UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL - UFRGS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA - ESEF
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Luiz Fernando Cuozzo Lemos

DUPLA-TAREFA NO CONTROLE POSTURAL QUASE-ESTÁTICO: PROPOSTA, VALIDAÇÃO E UTILIZAÇÃO DE TESTES

PORTO ALEGRE
2015

Luiz Fernando Cuozzo Lemos

DUPLA-TAREFA NO CONTROLE POSTURAL QUASE-ESTÁTICO: PROPOSTA, VALIDAÇÃO E UTILIZAÇÃO DE TESTES

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Bolli Mota

Porto Alegre
2015

CIP - Catalogação na Publicação

Cuozzo Lemos, Luiz Fernando
DUPLA-TAREFA NO CONTROLE POSTURAL QUASE-ESTÁTICO: PROPOSTA, VALIDAÇÃO E UTILIZAÇÃO DE TESTES / Luiz Fernando Cuozzo Lemos. -- 2015.
137 f.

Orientador: Carlos Bolli Mota.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2015.

1. Controle postural. 2. Idosos. 3. Validação. 4. Centro de massa. 5. Centro de pressão. I. Bolli Mota, Carlos, orient. II. Título.

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

Luiz Fernando Cuozzo Lemos

DUPLA-TAREFA NO CONTROLE POSTURAL QUASE-ESTÁTICO: PROPOSTA, VALIDAÇÃO E UTILIZAÇÃO DE TESTES

Conceito final:

Aprovado em ..... de .....de.....

BANCA EXAMINADORA

_____

Prof. Dra. Clarissa Stefani Teixeira – UFSC

_____

Prof. Dr. Luis Henrique Telles da Rosa – UFCSPA

_____

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro – UFRGS

_____

Orientador - Prof. Dr. Carlos Bolli Mota - UFSM

DEDICATÓRIA

No primeiro semestre do doutorado, tive a infeliz notícia do falecimento de minha avó em função de complicações causadas após fratura decorrente de uma queda. Dedico esse trabalho à minha querida vó Mary Miranda Lemos.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, agradeço a **Deus** por me guiar nesse caminho nem sempre fácil, dando-me forças, mostrando-me os melhores caminhos nos momentos mais difíceis e, em especial, por me oportunizar viver e conhecer pessoas fantásticas. Entre essas, estão muitas das quais agradeço nesse capítulo abaixo.

Minha esposa **Renata**, tu foste e és incrível. Esta tese JAMAIS seria possível sem teu apoio, amor, orientação, revisão, paciência, comprometimento, alegria, conhecimento... Muito obrigado por tudo isso e, ainda, por facilitar a minha vida, me dar alegria, **eu te amo**!

Em 2005, quando começava a cursar a disciplina de biomecânica, não imaginava que tal matéria me possibilitaria conhecer pessoas tão especiais, como meu orientador **Bolli**. Tchê, muito obrigado por todos os ensinamentos e conhecimentos transmitidos. O senhor é um exemplo positivo de pessoa, repleto de zelo por seus orientandos, compreensivo e fraterno.

Minha amiga professora **Clarissa**, tu sabes muito bem o quanto foste importante em minha formação. Provavelmente, se não tivesse te conhecido, hoje não estaria terminando o doutorado e, quiçá, nem mesmo teria realizado a especialização e o mestrado. Sou muito feliz em fazer parte da tua relação de amizades, obrigado.

Professor **Flávio Castro**, o senhor foi formidável sempre que o contatei. Muito obrigado por tua disponibilidade, carisma e conhecimentos. Aproveito também para agradecer a todos os **professores do PPGCMH** que foram muito importantes em minha formação, enriquecendo os meus conhecimentos. Também agradeço aos **funcionários do PPGCMH** que sempre estiveram dispostos para auxiliar em tudo que fora necessário.

Professor **Luís Henrique Telles da Rosa**, suas contribuições agregaram a esse trabalho. Agradeço-lhe por sua disponibilidade e seu apoio, tanto na qualificação quanto na defesa final. Aproveito para agradecer aos suplentes da banca de defesa, obrigado Professor **Leonardo Tartaruga** pela disponibilidade e Professor **Luís Felipe Dias Lopes** pelo auxílio na estatística e disponibilidade.

Meu colega, amigo e sócio **Gabriel Pranke**, eu, ao longo desses 11 anos de amizade, aprendi MUITO contigo. Juntos, já jogamos muitos esportes, brigamos, estudamos, ministramos aulas, treinamos, bebemos, festejamos, cantamos, choramos, rimos, viajamos... Cara, tu és um amigo para a vida toda, muito obrigado!

Agradeço aos amigos **Daniel Pozzobon** e **Mateus Corrêa Silveira**, pelo convívio diário em Porto Alegre, pelos estudos em conjunto e pelo auxílio nas coletas de dados e instrumentação.

Agradeço à equipe do LABIOMEC pela participação nesse trabalho. **Joane Severo Ribeiro**, obrigado por acreditar no meu projeto, teu apoio foi fundamental para a execução da primeira fase da tese. **Ariel Mastella**, **Carla Rossato**, **Elenara Steuernagel** e **Franciele Pivetta** obrigado pelo auxílio, comprometimento e tempo dispendido para me ajudar.

Acredito que a elaboração de uma tese necessita muito mais que apenas muitas e muitas horas de leituras e estudos. É preciso ter a tranquilidade e você estar de bem consigo mesmo. Para alcançar essa paz interior é fundamental a presença de VERDADEIROS AMIGOS. Assim, agradeço pelo companheirismo, irmandade, conselhos e conversas aos amigos **Daniel Velasco**, **Leonardo Kurz Acosta**, **Rafael Clates**, **Samuel Lammel** e **Thiago Machado Mello**. Agradeço a todo o pessoal da **KeepFit,** em especial à **Patrícia Trauer** que “segurou as pontas” quando estávamos longe. Agradeço ainda, aos **amigos dos Conclaves** e da **turma Marcha Rasa** (turma 71 de ed. física da UFSM). Meu sincero muito obrigado, vocês facilitam as coisas.

Agradeço a toda minha família por me auxiliar, sempre que possível, em minha trajetória, em especial à minha **Mãe** e ao meu **Pai**.

Por fim, agradeço a todos os **voluntários** que participaram dessa pesquisa, bem como à **CAPES** que financiou esse estudo.

EPÍGRAFE

“Obstáculo é aquilo que se vê quando se tira os olhos do objetivo que se quer alcançar”.

(Bob Marley)

APRESENTAÇÃO DA TESE

Essa tese de doutorado será apresentada em seis capítulos. No primeiro, será apresentada uma breve introdução, justificativas e os objetivos do presente trabalho. Em seguida, será apresentada uma abordagem detalhada sobre o cenário atual de tópicos importantes a serem revisados para o maior entendimento da temática.

O próximo capitulo é o artigo original 1, que apresenta a validação do teste adjacente ao controle postural quase-estático.

No artigo original 2 são apresentadas as utilizações do teste validado no artigo 1. Além disso, são realizadas comparações do controle postural em situação elevada e em nível do solo.

Já no artigo original 3 é realizado um estudo comparativo de variáveis do centro de massa e do centro de pressão.

Por fim, no último capítulo, são apresentadas as considerações finais, perspectivas e os benefícios esperados por essa tese.

RESUMO

Nas últimas décadas a população idosa vem aumentando rapidamente. Com o avanço da idade, os indivíduos têm diversas perdas morfológicas, funcionais e mecânicas. Assim, torna-se cada vez mais relevante abordar questões relacionadas às capacidades físicas dessa população. Uma variável relevante de análise é o controle postural, o qual é importante na realização das tarefas diárias. As oscilações do centro de massa e movimentos das articulações, obtidas por cinemática, e o centro de pressão, obtido através da plataforma de força, fornecem variáveis que permitem análise do comportamento do controle postural. O controle postural e a execução de dupla-tarefa são amplamente estudados na população idosa. No entanto, a grande maioria de estudos não utiliza ou não fornece dados referentes à validade dos testes adjacentes utilizados ao controle postural. O objetivo central do estudo foi determinar a confiabilidade teste-reteste, a reprodutibilidade intra-avaliador, a objetividade, a sensibilidade e a validade do instrumento (teste do laser) criado para ser utilizado em testes adjacentes ao controle postural (dupla-tarefa). Além disso, objetivou-se comparar o controle postural entre adultos-jovens e idosos em diferentes alturas com desafio de dupla-tarefa. Também foi objetivo desse estudo, verificar as correlações entre variáveis do centro de massa (COM) e do centro de pressão (COP) em idosos na situação de controle postural quase-estático. Para obtenção dos dados cinemáticos foi utilizado o sistema VICON e os dados do COP foram obtidos através de uma plataforma de força AMTI OR6-6-2000. Ambos os instrumentos capturaram os dados simultaneamente na frequência de 100 Hz. O tempo de duração de cada tentativa foi de 30 segundos. Os achados do presente estudo mostraram que o teste do laser possui confiabilidade, validade, reprodutibilidade, sensibilidade e foi válido como teste adicional para o controle postural. Os idosos têm pior controle postural que adultos-jovens, fazendo maior uso da estratégia do quadril na manutenção do equilíbrio. Em situação elevada, os valores de oscilação corporal foram maiores que em nível do solo. Os idosos apresentaram maiores deslocamentos do COP que adultos-jovens tanto elevados quanto em nível do solo. Com relação aos testes utilizados como dupla-tarefa, conclui-se que todos foram capazes de alterar os valores em comparação com tarefa simples. As correlações entre as variáveis área da elipse, velocidade média de oscilação, amplitude ântero-posterior e amplitude médio-lateral do COM e as respectivas variáveis do COP foram todas fortes e significativas.

Palavras-chave: controle postural, centro de massa, centro de pressão, idosos, validação.

ABSTRACT

In recent decades the elderly population is increasing rapidly. With advancing age, individuals have different morphological, functional and mechanical losses. So it is important to address issues related to physical abilities of this population. A relevant variable analysis is postural control, which is important in carrying out daily tasks. The oscillations of the center of mass and movement of the joints, obtained by kinematics, and the center of pressure, obtained by force platform, provide variables that allow analysis of postural control behavior. Postural control and dual-task execution are widely studied in the elderly. However, most studies do not use or do not provide data concerning the validity of the tests used adjacent to the postural control. The main objective of the study was to determine the test-retest reliability, intra-examiner reproducibility, objectivity, sensitivity and instrument validity (laser test) designed for use in adjacent tests to postural control (dual-task). In addition, the objective was to compare the postural control among young adults and elderly people in different heights with dual-task challenge and verify the correlations between COM and COP in the elderly in the static postural control situation. To obtain kinematic data was used VICON system and COP data were obtained through a force platform AMTI OR6-6-2000. Both instruments simultaneously captured data at a frequency of 100 Hz. The duration of each trial was 30 seconds. The finding of this study showed that the laser test has reliability, validity, reproducibility, sensitivity, and was valid as an additional test for postural control. The elderly have worse postural control than young adults, making greater use of the hip strategy in maintaining balance. In high position, the body oscillation values were higher than in the ground. The elderly had higher COP shifts than young adults so high as in the ground level. Regarding the tests used as dual-task, it is concluded that all were able to change the values compared to simple task. The correlations between variables area of the ellipse, average speed of oscillation, anteroposterior amplitude and medial-lateral extent of the COM and its COP variables were all strong and significant.

Keywords: postural balance, center of mass, center of pressure, elderly, validation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Influências sensoriais sobre o controle do equilíbrio. 23

Figura 2: Cérebro, suas áreas motoras e suas divisões 27

Figura 3: Teste espacial utilizado por Maylor *et al. (*2001). 38

Figura 4: Imagem projetada para o teste de dupla-tarefa..... 59

Figura 5: Imagem projetada para os testes de dupla-tarefa sobre a caixa. Na esquerda o teste de memória e a direita o teste de do laser de tarefa horizontal esquerda (THE)..... 83

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Médias e desvios padrão de idade, dados antropométricos e número de indivíduos em cada grupo. 63

Tabela 2: Médias e desvios padrão dos erros dos idosos (GI) e jovens (GJ) nos quatro testes do laser, sendo eles: lado de preferência para o teste horizontal (LPH), lado de não preferência para o teste horizontal (LNPH), lado de preferência para o teste elíptico (LPE) e lado de não preferência para o teste elíptico (LNPE). Valores dos testes estatísticos para reprodutibilidade do instrumento. 63

Tabela 3: Variáveis do controle postural obtidas pelo centro de pressão (COPap, COPml, COPvm e COPsa) para as seis condições analisadas nos grupos de Idosos e de adultos-Jovens. 65

Tabela 4: Reprodutibilidade das variáveis de controle postural em duas testagens verificadas através do índice de correlação intraclasse (ICC) e verificação da existência de diferenças entre pré e pós-teste (Wilcoxon). 66

Tabela 5: Médias e desvios padrão de idade e dados antropométricos, além do número de indivíduos em cada grupo. 85

Tabela 6: Valores de oscilação corporal obtidos através do COP para os dois grupos etários nas duas alturas (nível do solo e elevado por 30 cm) para as oito condições testadas. 86

Tabela 7: Estratégias de controle postural medidas através da amplitude de movimento angular nas articulações dos tornozelos e quadris no plano sagital e probabilidade de significância. 88

Tabela 8: Interações entre os fatores: Grupo X Altura, Grupo X Condições e Altura X Condições. 89

Tabela 9: Médias e desvios padrão de idade e dados antropométricos, além do número de indivíduos em cada grupo. 105

Tabela 10: Médias (X) e desvios-padrão (SD) dos centros de pressão (COP) e de massa (COM) na situação olhos abertos e fechados para o grupo de homens idosos. 107

Tabela 11: Médias (X) e desvios-padrão (SD) dos centros de pressão (COP) e de massa (COM) na situação olhos abertos e fechados para o grupo de mulheres idosas. 108

Tabela 12: Médias (X) e desvios-padrão (SD) dos centros de pressão (COP) e de massa (COM) na situação olhos abertos e fechados para o grupo de idosos em geral. 108

Tabela 13: Valores de p das comparações de controle postural entre homens e mulheres idosos nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). 109

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E UNIDADES

AEMG - Atividade eletromiográfica
APA - Ajustes posturais antecipatórios
APC - Ajustes posturais compensatórios
BF - Bíceps femoral
CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CG - Centro de gravidade
COM – Centro de massa
COP – Centro de pressão
COPap – Centro de pressão na direção ântero-posterior
COPml – Centro de pressão na direção médio-lateral
COPsa - Área da elipse
COPvm - Velocidade média do deslocamento do COP
E – Situação elevada
ES - Eretor da coluna
GAS - Gastrocnêmio
GI – Grupo de idosos
GJ – Grupo de adultos-jovens
GM - Glúteo médios
IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LNPE - Lado de não preferência para o teste elíptico
LNPH - Lado de não preferência para o teste horizontal
LPE - Lado de preferência para o teste elíptico
LPH - Lado de preferência para o teste horizontal
MEM – Teste de Memória
ms – Milissegundo
OE - Oblíquo externo
PPGCMH - Programa de Pós- graduação em Ciências do Movimento Humano
RA - Reto do abdômen

RF- Reto femoral

S – Situação em nível do solo

SNC – Sistema nervoso central

ST – Teste de Stroop

TA - Tibial anterior

TED - Tarefa elíptica direita

TEE - Tarefa elíptica esquerda

THD - Tarefa horizontal direita

THE - Tarefa horizontal esquerda

TOA – Teste de olhos abertos

TOF - Teste de olhos fechados

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA 17
1.1 Objetivos gerais 19
1.2 Objetivos específicos 19
2 REVISÃO DE LITERATURA 20
2.1 O envelhecimento e as suas consequências 20
2.2 Controle postural ou Equilíbrio postural 22
2.2.1 Sistema vestibular 24
2.2.2 Sistema somatossensorial 25
2.2.3 Sistema visual 25
2.2.4 Sistema nervoso 26
2.2.5 Sistema Muscular e Estratégias Posturais 28
2.3 Controle postural em dupla-tarefa 32
2.4 Controle postural em condições elevadas do solo 44
2.5 Medida, Teste e Avaliação em Educação Física 47
2.6 Critérios de Qualidade para Utilização de um Teste em Educação Física 47
2.6.1 Critérios de Validade de uma Medida: conceituação 49
2.6.2 Critérios de Validade de uma Medida: procedimentos estatísticos 50
2.6.3 Critérios de Confiabilidade de uma Medida: conceituação 51
2.6.4 Critérios de Confiabilidade de uma Medida: procedimentos estatísticos 52
2.6.5 Critérios de Sensibilidade de uma Medida: conceituação 52
2.6.6 Critérios de Sensibilidade de uma Medida: procedimentos estatísticos 52
3 ARTIGO ORIGINAL 1 54
4 ARTIGO ORIGINAL 2 76
5 ARTIGO ORIGINAL 3 101
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS 117
7 REFERÊNCIAS 118

8 APÊNDICE 130

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) 130

Manual de aplicação do teste da caneta laser no controle postural 132

Manual of the laser pen test application in the postural control 134

9 ANEXOS 136

Mini-mental 136

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

O envelhecimento humano é marcado por declínios nos diversos sistemas corporais. Além do desempenho diminuído, os parâmetros da marcha e do equilíbrio postural são modificados levando a prejuízos como quedas, lesões e perda da independência (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011; RODACKI *et al*., 2009; MATSUMURA e AMBROSE, 2006; PRINCE, *et al*., 1997). As quedas são um dos maiores problemas para idosos, contribuindo substancialmente com o número de mortalidade e morbidade, sendo que, aproximadamente, um terço dos idosos com idades acima de 65 anos caem todo o ano (RUBENSTEIN, 2006; SUZUKI *et al*., 1997; TINETTI e WILLIAMS, 1997).

No entanto, as principais causas das quedas não estão fundamentalmente ligadas à tarefa de permanecer apenas em pé parado, e sim na realização de tarefas dinâmicas (ARAGÃO *et al*., 2011), tarefas que proporcionam ansiedade ou medo, como, por exemplo, em superfícies elevadas (BROWN *et al*., 2006) ou de tarefas simultâneas, chamadas dupla-tarefa (MELZER *et al*., 2011; ZIJLSTRA *et al*., 2008).

Os estudos que abordam a dupla-tarefa focada no controle postural quase-estático requererem que os indivíduos permaneçam parados e simultaneamente solicitam tarefas apenas cognitivas (como, por exemplo, contar para trás a partir de um número “x” ou memorizar uma sequência de dígitos em ordem inversa) ou tarefas motoras finas e/ou grossas (como, por exemplo, movimentar algum objeto ou segmento corporal). Desta forma, as experiências laboratoriais representam cada vez mais as situações de desequilíbrio em que as pessoas são desafiadas diariamente e, portanto, proporcionando maior entendimento acerca da temática (VOUDOURIS *et al*., 2013; PAPEGAAIJ *et al*., 2012; MOGHADAM *et al*., 2011; MAZAHERI *et al*., 2010; LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010).

Uma queda é muito mais do que um simples ato de cair, sendo considerada multifatorial, e podendo ser categorizada em intrínseca (relacionada aos pacientes), extrínseca (relacionada ao meio ambiente) e comportamental (relacionada com a atividade). A instabilidade postural tem sido identificada como um importante fator de

risco intrínseco de quedas que podem potencialmente serem influenciadas com alguma intervenção (SHUMWAY-COOK *et al*., 1997).

Diante disso, e buscando retardar as perdas funcionais geradas pelo envelhecimento, a literatura sugere diversos tipos de atividades físicas (intervenções), como, por exemplo, Thai-Chi, exercícios de alongamento, exercícios de força com utilização de mini trampolim e, também, atividades aquáticas, para assim, obter-se a reabilitação dos idosos com vistas para a locomoção e estabilidade (ARAGÃO *et al*., 2011; RODACKI *et al*.; 2009; CALDWELL *et al*., 2008; MAEJIMA *et al*., 2008; PARK *et al*., 2008; TEIXEIRA, 2008; DEVEREUX, ROBERTSON e BRIFFA, 2005).

No entanto, a grande maioria de estudos não utiliza avaliações de testes adjacentes (dupla-tarefa) para o controle postural quase-estático para a população idosa e, os que utilizam, empregam testes considerados como dupla-tarefa não validados, portanto, inviabilizando ou dificultando a reprodutibilidade dos estudos e a compreensão plena dos achados (LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010; HUXHOLD *et al*., 2006). Segundo Corazza *et al. (*2006) testes devem ser criados e validados, para que assim realmente meçam o que se propõem medir e possam ser amplamente utilizados em estudos científicos.

Testes motores simultâneos fazem com que os indivíduos modifiquem seu foco de atenção, dividindo essa concentração entre as atividades executadas. Desta forma, os valores de sua oscilação corporal podem ser modificados em relação ao teste de controle postural em tarefa simples (TEEL *et al*., 2013; HIYAMIZU *et al*., 2012; HUXHOLD *et al*., 2006; BROGLIO, TOMPOROWSKI e FERRARA, 2005; DAULT *et al*., 2001).

Sendo assim, acredita-se que a validação de um teste motor para ser utilizado juntamente às avaliações de controle postural quase-estático é de grande importância para os pesquisadores do envelhecimento e da área de controle postural. Essa afirmação vai ao encontro de um estudo recente no qual os autores afirmam que testes de duplas-tarefas são uma boa maneira de se mensurar a demanda cognitiva utilizada pelos indivíduos, e tais testes são considerados mais representativos de situações reais, necessitando-se mais pesquisas para um maior desenvolvimento da temática (TEEL *et al*., 2013).

Diante disso, os achados do presente estudo poderão proporcionar a existência de um teste robusto, validado, e com reprodutibilidade para ser utilizado em diversos trabalhos científicos, auxiliando no maior conhecimento acerca do envelhecimento, proporcionando melhora na qualidade de vida e, consequentemente, agindo como fator preventivo para a manutenção da saúde dos idosos. Assim, o desenvolvimento deste estudo é justificado e adere às indicações do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Federal do Rio Grande do Sul.

1.1 Objetivos gerais

Este estudo teve por objetivo propor, validar e utilizar testes para a análise do controle postural quase-estático de idosos em dupla-tarefa.

1.2 Objetivos específicos

- Testar a validade, a confiabilidade e a sensibilidade de um teste de dupla-tarefa no controle postural;

- Comparar o controle postural de idosos e de adultos-jovens em tarefa simples e em dupla-tarefa em nível do solo e em nível elevado;

- Correlacionar variáveis de controle postural obtidos pelo centro de força (COP) com os obtidos pelo centro de massa (COM).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O envelhecimento e as suas consequências

Com o aumento da expectativa de vida, o número de pessoas idosas vem crescendo amplamente. Com relação ao avanço da idade, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), a tendência de envelhecimento da população brasileira se manteve na última pesquisa e o número de idosos irá quadruplicar até 2060, representando quase 27% de toda a população brasileira (IBGE, 2012). Portanto, a pirâmide etária evoluirá em processo de estreitamento de sua base, caracterizando envelhecimento da população (IBGE, 2012).

Tais dados denotam a presença de melhoras nas condições de vida da população, o que vem possibilitando o viver mais. Em contraponto, é preciso ter em mente que com o aumento da expectativa de vida também existem perdas físicas e funcionais nos indivíduos, sendo que o processo de envelhecimento biológico determina alterações no aparelho locomotor, que causam limitações às atividades da vida diária e, assim, comprometem a qualidade de vida da pessoa que envelhece (PEDRINELLI, GARCEZ-LEME e NOBRE, 2009).

Duas das principais capacidades físicas que são drasticamente diminuídas com o avanço da idade são a força e a potência muscular, causadas pela diminuição da massa muscular (sarcopenia). Essas alterações dificultam que os idosos possam desempenhar respostas motoras (torques articulares gerados principalmente por músculos anti-gravitacionais) com necessária rapidez (com alta potência), o que em muitos casos, geram as quedas (FEDER *et al*., 2000). As perdas sensório-motoras são somadas às supracitadas (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011), o que agrava ainda mais o controle dos idosos para atividades finas e de coordenação.

Outra questão que se adiciona ao enfraquecimento muscular é que com o envelhecimento ocorre uma diminuição na capacidade dos idosos em reter água no seu organismo. Isto é associado à diminuição da capacidade para produzir proteoglicanos, o que gera diminuição da resistência degenerativa das articulações e assim, deixando-as com menor capacidade de absorver o impacto (PEDRINELLI, GARCEZ-LEME e NOBRE, 2009). Além disso, o envelhecimento é marcado por perdas de acuidade visual, diminuição da propriocepção muscular e articular, perdas

de sensibilidade plantar, redução da capacidade de detecção de movimento do sistema vestibular (LACOUR *et al*., 2008).

Embora seja comumente vislumbrado na literatura científica que desvios do controle postural estejam vinculados com perdas motoras e/ou nos sistemas sensoriais, um corrente guia de prevenção de quedas em idosos afirma que a principal causa de desequilíbrios está vinculada a uma diminuição cognitiva (Guideline for the prevention of falls in older persons, 2001). Recentes evidências mostram que a dificuldade de alocar a atenção durante o equilíbrio é um forte preditor de queda (HALL e HEUSEL-GILLIG, 2010).

Somam-se as diversas perdas citadas anteriormente com uma diminuição da capacidade do sistema nervoso central (SNC) em integrar os estímulos e fornecer respostas corretas e rápidas sobre o posicionamento corporal e a manutenção do equilíbrio postural (LACOUR *et al*., 2008). Desta forma, todos esses acontecimentos biológicos gerados com o envelhecimento se associam à fraqueza muscular crescente, ao aumento da degeneração articular (osteoartrose), ao aumento fisiológico de peso corporal e à diminuição da estabilidade articular em virtude do avanço da idade, e são causas para a maior oscilação corporal comumente descrita para a população idosa (LACOUR *et al*., 2008).

Portanto, esses fatores citados anteriormente, podem potencializar perdas de equilíbrio e da manutenção da marcha, provocando situações de desequilíbrio postural. Assim, são pertinentes estudos que abordem maiores conhecimentos acerca dos mecanismos de controle da estabilidade e do controle motor em geral. Desta forma, segundo Baltes e Baltes (1990), para que haja um envelhecimento bem sucedido (com qualidade de vida) é necessário um processo adaptativo que, através de estratégias de otimização seletiva com compensação, permitam ao indivíduo gerirem o controle entre as perdas e ganhos (tendencialmente mais desfavorável com o aumento da idade) e assim, de forma ativa, individual e própria, maximizando a eficiência no alcance das metas (revistas), para si prioritárias, num contexto de inevitável redução de recursos e capacidades.

2.2 Controle postural ou Equilíbrio postural

O conceito de equilíbrio está associado à ideia de corpo em postura estável. Do ponto de vista mecânico, diz-se que um corpo está em equilíbrio estático quando diversas forças e momentos que agem sobre ele estão em sentidos opostos e se anulam (DUARTE, 2000). Porém, no corpo humano, mesmo em situações nas quais os indivíduos estejam parados, não existe o total equilíbrio, pois os indivíduos estão submetidos à aceleração da gravidade, o que causa pequenos desequilíbrios, havendo a necessidade de se corrigir essa oscilação corporal para a manutenção da postura em pé. Portanto, é mais bem nominada a capacidade física equilíbrio no corpo humano como controle postural.

Sendo assim, para que a orientação postural ocorra, o controle da posição e velocidade do tronco no espaço é de fundamental importância e pode ser considerado o principal objetivo do sistema de controle postural uma vez que a maior parte da massa do corpo se encontra no tronco (HORAK e MACPHERSON, 1996). O controle postural passa a ser alcançado quando a projeção do centro de massa (COM) se encontra nos limites da base de apoio (BOS) (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003), que corresponde à área delimitada pelos pontos de contato entre os segmentos corporais e a superfície de suporte (HORAK e MACPHERSON, 1996). Porém, apesar da atividade de manutenção do controle postural parecer simples, as quedas são inevitáveis ao longo de nossas vidas (CORBEIL *et al*., 2001).

Considerando-se a contribuição dos fatores antropométricos e biomecânicos, a manutenção da posição ereta exige um complexo sistema sensório-motor de controle, que opera por meio de um conjunto de informações provenientes das aferências sensoriais, produzindo respostas manifestadas pela atividade muscular para corrigir os desvios do centro de gravidade (CG) do corpo (LIN e WOOLLACOTT, 2005).

Segundo Lima *et al. (*2001), o equilíbrio postural tem fundamental importância no relacionamento espacial do organismo com o ambiente. Os sistemas que colaboram para a manutenção do controle postural são: a visão (sistema visual), a sensibilidade proprioceptiva (sistema somatossensorial) e o aparelho vestibular (sistema vestibular), como ilustrado na Figura 1. Com a perfeita integração desses sistemas, em nível cerebral, juntamente com memórias de experiências prévias,

essa capacidade física é alcançada e, portanto, qualquer disfunção nestes sistemas pode desencadear sintomas de falta de equilíbrio.

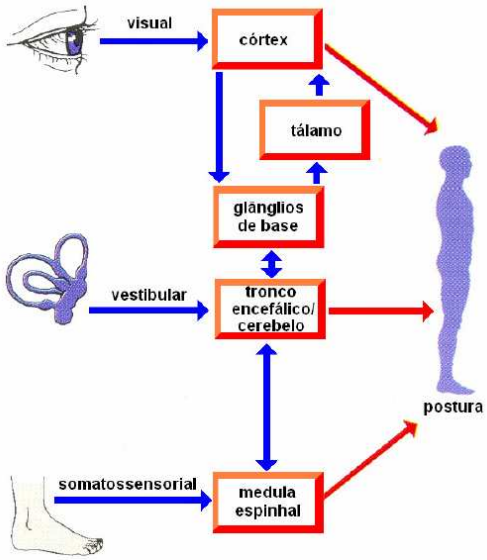


Figura 1: Influências sensoriais sobre o controle do equilíbrio.
(Fonte: LUNDY-EKMAN, 2000)

Para que os indivíduos se mantenham em pé, evitando quedas, além da interação dos três sistemas sensoriais, como ilustrado na Figura 1, as habilidades motoras também são importantes. Filho *et al. (*2003) mostram que o equilíbrio e as demais habilidades motoras são determinados primeiramente pela maturação nervosa e, posteriormente, sua evolução depende da influência do meio. Sabe-se que o ambiente e o próprio organismo são reconhecidos pelos seres vivos através dos órgãos dos sentidos, que captam as informações e transmitem-nas ao sistema nervoso central (HORAK e MACPHERSON, 1996). Em geral, para que a manutenção do equilíbrio ocorra, os sistemas sensoriais agem de forma a conduzir informações específicas, relacionadas ao posicionamento do corpo no espaço, cabendo ao sistema nervoso central organizar estas informações e controlar a postura corporal tanto estática, quanto dinâmica. Resumidamente, pode-se afirmar que o controle postural depende das informações sensoriais disponíveis para que ações motoras sejam desencadeadas.

Pode-se fazer um aparato dos sistemas que integram o controle do equilíbrio visando englobar a interação destes para, posteriormente, entender como ocorrem

as alterações do equilíbrio. Segundo Wieczorek (2003) cada um dos três sistemas envolvidos no controle do equilíbrio possui vários caminhos distintos e são formados anatômica e funcionalmente por subsistemas diferentes que realizam tarefas especializadas. Para Ramos (2003), o ponto de referência para cada um dos sistemas pode ser: baseado nas forças gravitacionais (para o sistema vestibular), baseado nas informações colhidas a partir do contato com o meio (sistema somatossensorial) e, baseados nas características externas do ambiente (sistema visual). A seguir, será apresentado cada um destes sistemas, de forma que cada um deles seja mais bem entendido e para que suas relações sejam definidas com o equilíbrio postural.

2.2.1 Sistema vestibular

O sistema vestibular fornece informações sobre a posição e movimento da cabeça em relação à força da gravidade e forças inerciais (DUARTE, 2000). Possui dois tipos de receptores que sentem diferentes aspectos da orientação e movimento da cabeça. Os receptores que detectam acelerações angulares são os canais semicirculares preenchidos com fluído. Certas regiões desses canais têm células sensoriais ciliares. Quando a cabeça roda, a inércia do fluído move essas células ciliares e causa a liberação de um neurotransmissor. Os canais semicirculares são particularmente efetivos na detecção de rápidas acelerações. Os receptores que detectam alterações lineares são o utrículo (horizontais) e o sáculo (verticais). Dentro destas estruturas há uma região chamada mácula com células ciliares, que se protegem em uma membrana gelatinosa, o otólito. O movimento linear desta membrana gelatinosa provoca inclinação das células ciliares causando a liberação de um neurotransmissor (DUARTE, 2000).

Segundo Spirduso (2005) o sistema vestibular fornece informações de referências necessárias para controlar o equilíbrio. O sistema vestibular fornece, ao sistema nervoso central, informações sobre a posição e movimentação da cabeça no espaço, em relação à força gravitacional e às forças inerciais (SPIRDUSO, 2005; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). Como os olhos podem se mexer enquanto a cabeça está estacionária e a cabeça pode se mexer enquanto os olhos

permanecem fixos em um alvo, o papel do sistema vestibular é crucial, pois fornece informações que são independentes das informações visuais (SPIRDUSO, 2005).

2.2.2 Sistema somatossensorial

O sistema somatossensorial fornece ao sistema nervoso central informação sobre a posição e movimentação do corpo no espaço em relação à superfície de suporte e também com relação aos segmentos corporais (ALMEIDA *et al*., 2009; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995; SPIRDUSO, 1995).

Almeida *et al. (*2009) relatam que o sistema somatossensorial possui grande capacidade de se reorganizar, chamada de plasticidade cortical ou neuroplasticidade e, seu desenvolvimento depende de estímulos, pois a área de representação cortical motora é mais desenvolvida em pessoas que têm maior uso em virtude de alguma deficiência ou prática especifica.

As informações deste sistema são colhidas em todo o corpo, podendo ser por meio do toque, temperatura, dor e propriocepção, tendo essa última especial importância no controle postural pela identificação a todo instante das posições corporais e correção da geometria corporal (MOCHIZUKI e AMADIO, 2006).

Em superfícies estáveis o sistema somatossensorial é predominante sobre os demais, visto que existem evidências literárias da superioridade dessa informação na manutenção do equilíbrio, sendo o risco de queda muito maior em pacientes com o sistema nervoso central afetado (NARDONE *et al*., 2006; MERGNER *et al*., 1997).

2.2.3 Sistema visual

Já é sabido que o controle postural depende das informações sensoriais disponíveis para que ações motoras sejam desencadeadas. Resumidamente, pode-se afirmar que o sistema visual fornece informações sobre o ambiente, a localização, a direção, o sentido e a velocidade de movimento do indivíduo (MOCHIZUKI e AMADIO, 2006; SPIRDUSO, 2005).

Porém, o efeito da visão irá depender da tarefa e do contexto no qual a cena visual móvel poderá induzir uma percepção ilusória de movimento do próprio corpo e afetar a manutenção do equilíbrio postural. Além disso, a influência da cena móvel na estabilidade postural depende das características, não só do ambiente visual,

mas também da superfície de suporte, incluindo tamanho da base de suporte e sua rigidez e conformidade (HORAK e MACPHERSON, 1996). O deslocamento de um alvo estruturado na retina, segundo Paulus *et al. (*1989) é o principal estímulo visual para o sistema de controle postural controlar o equilíbrio. Na verdade, o sistema de controle postural busca manter as dimensões de um cenário visual estruturado na retina para diminuir a oscilação corporal. Em situações estáticas, por exemplo, quando o indivíduo oscila para frente, a referência visual que estava projetada na retina aumenta de tamanho, isto faz com que o sistema de controle postural altere o sentido da oscilação para manter o quadro de referência estabelecido (GUERRAZ *et al*., 2000; ISABLEAU *et al*., 1997).

2.2.4 Sistema nervoso

O sistema nervoso central (SNC) é composto pelo encéfalo e pela medula espinhal. Ele recebe informações dos neurônios sensitivos e dirige a atividade dos neurônios motores, que inervam músculos e glândulas. A medula espinhal, que se encontra organizada em segmentos, é o centro dos arcos reflexos, subordinada ao cérebro, porém pode agir independente dele (FOX, 2007).

O encéfalo é dividido em telencéfalo (cérebro), diencéfalo (tálamo e hipotálamo), mesencéfalo e rombencéfalo (composto por metencéfalo (ponte e cerebelo) e mielencéfalo (bulbo)). O cérebro está relacionado com a maioria das funções do organismo como a recepção de informações visuais, organização e definição de movimentos do corpo, coordenação entre outros. Já, o córtex cerebral é caracterizado por numerosas pregas e depressões denominadas convoluções. Esse é dividido em áreas denominadas lobos cerebrais, cada uma com funções diferenciadas e especializadas (FOX, 2007) (Figura 2).

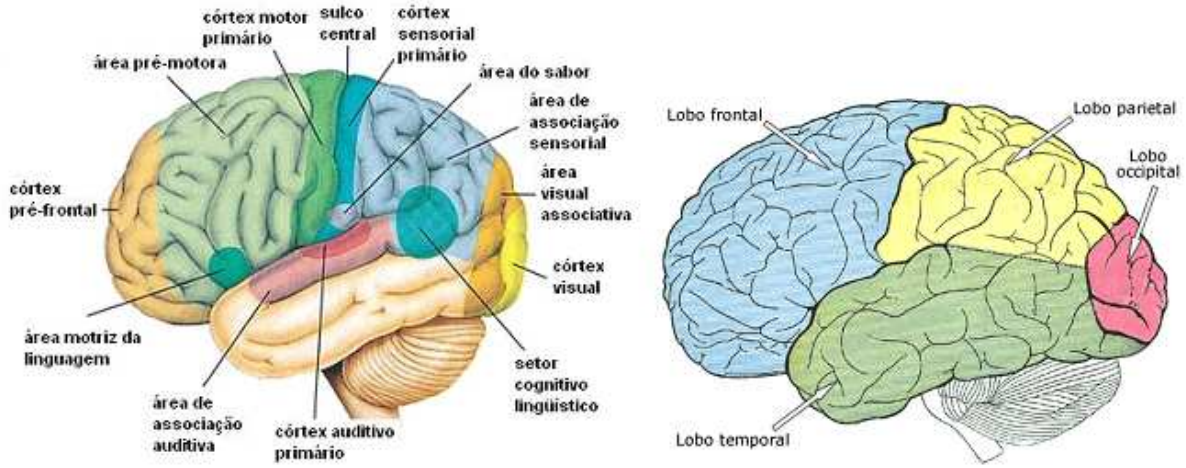


Figura 2: Cérebro, suas áreas motoras e suas divisões

(Fonte: adaptado de Sobotta, 2006)

O lobo frontal, localizado na parte da frente do cérebro, é responsável pelo controle motor voluntário dos músculos esqueléticos; personalidade; processos intelectuais superiores e comunicação verbal. Já o lobo parietal, separado do lobo frontal pelo sulco central, têm as funções de interpretação somestésica (sensações cutâneas e musculares); compreensão da fala e formulação de palavras e interpretação de texturas e formas. O lobo temporal contém centros auditivos que recebem fibras sensitivas da cóclea de cada orelha. Esta região também está envolvida na interpretação e associação de informações auditivas e visuais.

O lobo occipital é a principal área responsável pela visão e pela coordenação dos movimentos oculares. Esse é localizado na parte inferior do cérebro. O lobo insular está envolvido na codificação da memória e na integração de informações sensitivas com respostas viscerais. Além disso, parece estar envolvido na coordenação das respostas cardiovasculares ao estresse.

O hipotálamo desempenha numerosas funções vitais, a maior parte delas relacionada direta ou indiretamente à regulação de atividades viscerais por meio de outras regiões encefálicas e do sistema nervoso autônomo. O tálamo atua como um centro de retransmissão através do qual todas as informações sensitivas (exceto o olfato) passam em direção ao cérebro.

O mesencéfalo e rombencéfalo contêm muitos centros importantes de retransmissão das vias sensitivas e motoras e são importantes no controle dos movimentos da musculatura esquelética pelo cérebro. O bulbo é uma região vital do rombencéfalo que contém centros de controle da respiração e da função cardiovascular (FOX, 2007).

O cerebelo é necessário no aprendizado motor e para a coordenação dos movimentos de diferentes articulações durante um movimento. Além disso, é necessário para a força e momento adequados dos movimentos de um membro. A função da ponte é transmitir as informações da medula e do bulbo até o córtex cerebral. Faz conexão com centros hierarquicamente superiores (FOX, 2007).

Maylor *et al. (*2001) quando descrevem o controle postural em situação de dupla-tarefa afirmam que essas atividades têm processo central concorrentes por várias áreas do cérebro, incluindo o cerebelo, tronco cerebral, gânglios basais e córtex sensório-motor. Esses autores afiram que pelo menos deve haver potencial interferência entre as tarefas de controle cognitivo e posturais, pois, os músculos recebem impulsos através da medula espinhal e nervos periféricos (MAYLOR *et al*., 2001).

2.2.5 Sistema Muscular e Estratégias Posturais

Como apresentado anteriormente, os sistemas sensoriais estão a todo tempo munindo o sistema nervo central de informações relevantes para a manutenção do equilíbrio. Todas essas informações são integradas no sistema nervoso central, e logo em seguida, entra em cena o sistema muscular e as funções motoras, as quais são responsáveis pelos movimentos que auxiliam na manutenção da posição ereta estável, no caso de equilíbrio quase-estático.

Essas ações musculares são comandadas pelo sistema nervoso central, o qual pode atuar com dois tipos de ajustes, sendo eles: Ajustes posturais antecipatórios (APA) e/ou Ajustes posturais compensatórios (APC) (CLAUDINO, SANTOS e SANTOS, 2013; SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010; KANEKAR, SANTOS e ARUIN, 2008). Conforme a própria nomenclatura já possibilita a compreensão, os APA são pequenos movimentos e contrações musculares que

precedem uma perturbação e os APC são os movimentos que sucedem a perturbação como forma de manter o controle postural (CLAUDINO, SANTOS e SANTOS, 2013; SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010; KANEKAR, SANTOS e ARUIN, 2008).

Segundo Claudino, Santos e Santos (2013) a instabilidade lateral é um forte preditor de quedas em indivíduos idosos e, portanto, dados de recuperação e ajustamento do controle do equilíbrio e a relação com o sistema muscular são importantes, mas, ainda, bastantes escassos na literatura. Assim, esses autores realizaram o estudo buscando uma maior compreensão da atuação muscular após uma perturbação lateral na altura do ombro de indivíduos divididos em três grupos de 20 voluntários cada, sendo eles: jovens, idosos caidores e idosos não caidores.

Esse estudo investigou os APA e APC e sua relação nesses três grupos durante as perturbações posturais laterais (CLAUDINO, SANTOS e SANTOS, 2013). Para tal, foram originados distúrbios posturais imprevisíveis e previsíveis induzidos por um pêndulo que impactou no nível do ombro. A atividade eletromiográfica (AEMG) dos músculos posturais e o deslocamento do centro de pressão (COP) foram gravados e quantificados com os intervalos de tempo típico de APA e APC. Os músculos avaliados, nos dois lados corporais, foram o reto femoral, bíceps femoral, glúteo médio, oblíquos externos, reto do abdômen e eretores da coluna (CLAUDINO, SANTOS e SANTOS, 2013).

Esses autores encontraram que ambos os grupos de adultos mais velhos (não caidores e caidores) apresentaram maior magnitude da AEMG nos músculos laterais e maior deslocamento do COP, principalmente, durante o intervalo de tempo APC quando comparado com o grupo de jovens. Os adultos mais velhos, no entanto, foram capazes de alterar a atividade elétrica dos músculos durante a tarefa previsível, gerando APA com magnitudes similares aos encontrados em indivíduos jovens. Desta forma, foi concluído que os ajustes compensatórios são alterados em idosos durante previsíveis perturbações posturais laterais, mas não os ajustes antecipatórios (CLAUDINO, SANTOS e SANTOS, 2013).

Especificamente sobre os músculos envolvidos na correção da perturbação lateral (glúteo médio e oblíquo externo) na busca pela manutenção da postura e do equilíbrio, os autores expuseram que nas condições imprevisíveis os oblíquos

externos do lado direito apenas foram menos ativados estatisticamente nos jovens quando comparados aos dois grupos de idosos. Já nas condições previsíveis os jovens tiveram menor ativação estatisticamente do glúteo médio direito que os dois grupos de idosos em dois intervalos de tempo depois da perturbação (brevemente após a perturbação, ou seja, de 50 até 200 ms e também depois dos 200 até os 350 ms). O oblíquo externo dos jovens também foi menos ativado que os dois grupos de idosos do lado direito e diferente do grupo caidor do lado esquerdo também (CLAUDINO, SANTOS e SANTOS, 2013).

Os demais músculos avaliados no estudo de Claudino, Santos e Santos (2013), na grande maioria das situações não apresentaram diferenças estatísticas entre os grupos. Isso, porque a direção da perturbação é mais influenciadora de desequilíbrios laterais e, portanto a ação de oblíquos externos e glúteo médio é mais influenciadora na correção da postura.

Em outro estudo que abordou a correção do controle postural através de APA e APC, os autores utilizaram um sistema que causava a perturbação externa na direção ântero-posterior dos indivíduos (SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010). Participaram desse estudo oito adultos jovens, os quais permaneciam parados com os ombros flexionados a 90 graus e na extremidade (mãos) recebiam a perturbação (através de um pêndulo), em situações imprevisíveis e previsíveis. Foi avaliado, além do controle postural, a AEMG dos músculos gastrocnêmio lateral (GAS), tibial anterior (TA), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), glúteo médios (GM), oblíquo externo (OE), reto do abdômen (RA) e eretor da coluna (ES) (SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010).

Entre os achados de Santos, Kanekar e Aruin (2010) pode ser visto o aumento da ativação no APA do tronco e dos membros inferiores, para as tentativas previsíveis dos músculos ventrais, como o TA, RF e o RA, e uma inibição de músculos dorsais (GAS, BF e ES) (SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010). Tais achados se devem ao fato da direção da perturbação ser frontal, portanto exigindo aos indivíduos a necessidade da contração da musculatura ventral para tentar corrigir o desequilíbrio para trás.

Outro achado importante no estudo de Santos, Kanekar e Aruin (2010) foi que a ordem de recrutamento muscular é modificada de distal para proximal nas tentativas previsíveis para proximal para distal nas tentativas imprevisíveis.

Quando avaliados a atuação dos músculos dorsais se percebeu que apenas o GAS teve uma grande ativação e apenas na fase APC. Isso, por se tratar de uma musculatura bastante importante na estratégia do tornozelo para a manutenção do equilíbrio. Da mesma forma que o GAS teve essa grande ativação na fase de APC, os músculos laterais e ventrais também atuaram (OE, GM, RF, RA e TA) (SANTOS, KANEKAR e ARUIN, 2010).

Outro estudo que abordou o controle postural e a ativação muscular foi o de Kanekar, Santos e Aruin (2008), no qual os autores investigaram o efeito da fadiga sobre os ajustes posturais antecipatórios. Esse estudo foi composto por nove adultos saudáveis que realizavam rápidos movimentos de flexão de ombro bilaterais (forma de causar uma perturbação), em dois momentos, antes e depois da instauração da fadiga, seja nos isquiotibiais (fadiga postural) ou fadiga do músculo deltóide (fadiga no músculo principal do movimento para alterar o foco de atenção).

A AEMG do tronco e os músculos do membro inferior foram registradas juntamente com variáveis do deslocamento do centro de pressão (COP) e quantificadas dentro dos intervalos de tempo típicos de APA (KANEKAR, SANTOS e ARUIN, 2008).

Os achados dos autores mostraram que a integral do sinal EMG do músculo semitendíneo foi reduzidas na presença de fadiga dos isquiotibiais, e foi aumentada para o músculo gastrocnêmio na presença de fadiga do deltóide. No entanto, nenhuma mudança no deslocamento do COP foi causada pela presença de fadiga de ambos os grupos musculares. Portanto, os autores concluem que existe um padrão comum de adaptações dos APA pela presença da fadiga, no entanto, sem alterações observadas nos deslocamentos COP, o que enfatiza a eficiência do sistema nervoso central na manutenção da estabilidade postural dinâmica na presença de fadiga.

Com relação ao recrutamento dos músculos, estudos de controle motor apresentam o conceito de sinergias musculares e estratégias posturais. As sinergias podem ser definidas como padrões de atividade muscular em resposta a

perturbações, organizadas centralmente de forma a simplificar o controle do movimento.

Já as estratégias posturais incluem não apenas as sinergias musculares, mas também padrões de movimento, torques articulares e forças de contato. As estratégias posturais também são descritas como respostas posturais automáticas coordenadas. São três as principais estratégias utilizadas para retornar o corpo à posição de equilíbrio (HORAK, 2006).

Estratégia do tornozelo, na qual o corpo se move ao nível do tornozelo como um pêndulo invertido (WINTER, 1995). É utilizada para manutenção do equilíbrio frente a pequenas oscilações (HORAK, 2006).

Estratégia do quadril, que é utilizada quando a base de suporte se torna menor e mais instável. Os movimentos que fazem parte da estratégia do quadril são centrados nesta articulação e se caracterizam pela ativação precoce da musculatura proximal do tronco e quadril (HORAK, 2006).

Estratégia do passo, que é utilizada em grandes perturbações para evitar a queda, sendo caracteriza da pela ativação inicial dos abdutores do quadril e co-contração da musculatura do tornozelo (HORAK, 2006).

Para Horak (2006), as estratégias emergem do processamento neural para fornecer um plano de ação baseado nos objetivos, no contexto ambiental, e particularmente na atividade ou tarefa. São organizadas no espaço e no tempo para produzir forças efetivas que contraponham o distúrbio.

2.3 Controle postural em dupla-tarefa

Diversas atividades de vida diária requerem gerenciamento simultâneo de componentes visuais e motores, como, por exemplo, andar, praticar esportes, usar um *joystick*, entre outras. A capacidade de execução dessas tarefas está intimamente ligada com o aprendizado, idade, escolaridade, experiência prévia e doenças (VOOS *et al*., 2008).

Quando o indivíduo permanece em pé e simultaneamente realiza alguma atividade concorrente o sistema de controle postural, baseado na integração central, regula continuamente, com base nos feedbacks multissensorial, a posição do corpo

no espaço com o objetivo de orientação e equilíbrio (LACOUR *et al*., 2008). A regulação desse tipo de situação tranquila, não desafiadora e cotidiana que requer recursos cognitivos é automaticamente gerada por estruturas subcorticais do sistema nervoso (LACOUR *et al*., 2008). Em situações mais desafiadoras (em pé sobre um suporte estreito, equilibrando em um pé, andando em um terreno mole), mesmo para adultos-jovens, há uma maior atuação cognitiva, havendo um aumento da contribuição de estruturas corticais, envolvidas na atenção motora e na representação interna do corpo (córtex pré-motor e o lobo parietal) (LACOUR *et al*., 2008; HUXHOLD *et al*., 2006).

Existe uma hipótese de haver um centro de decisão e seleção da melhor resposta para cada atividade das tarefas concorrentes, havendo indícios do envolvimento do córtex pré-motor dorsal, córtex frontal, giro frontal inferior esquerdo e área motora suplementar (MAROIS *et al*., 2006), áreas também envolvidas no controle do equilíbrio postural. Nesse sentido, Makoshi, Kroliczak e Donkelaar (2011), utilizando a estimulação magnética transcraniana, demonstraram que existe uma perturbação na área motora suplementar com aproximadamente 400 a 500 ms antes do movimento. Esses autores concluem que isto implica que a área motora suplementar normalmente contribui para os processos de planejamento preditivos motores durante as tarefas e isso ocorre muito antes da resposta ser iniciada.

Assim, surgem três modelos (modelo de competição cruzada entre os domínios, modelo de interação não linear em formato de U e modelo da priorização da tarefa) que tentam explicar como o sistema nervoso atua em situações desafiadoras com concorrência de tarefas, por exemplo, no controle postural e tarefa adicional (LACOUR *et al*., 2008; HUXHOLD *et al*., 2006).

O modelo de competição cruzada entre os domínios postula que o controle postural e a atividade cognitiva competem por recursos de atenção em condições de dupla-tarefa e, portanto, valores de oscilação corporal devem ser alterados quando comparados com tarefa postural única. Logo, em virtude do compartilhamento de recursos de atenção, o desempenho do equilíbrio deve ser menos eficiente em condições de dupla-tarefa (LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010; CAVANAUGH, MERCER e STERGIOU, 2007).

Alguns autores apoiam este modelo baseados no fato de que pessoas mais velhas têm aumentadas as demandas cognitivas em condições de equilíbrio quase-estático mesmo em tarefa única. Já para situações de dupla-tarefa, os idosos têm decréscimo da estabilidade postural. Os efeitos negativos sobre o equilíbrio nas condições com competição recursos de atenção são maiores em adultos mais velhos em comparação com os adultos mais jovens, como resultado das capacidades cognitivas e da atenção ser diminuída em idosos (LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010; CAVANAUGH, MERCER e STERGIOU, 2007; MAYLOR *et al*., 2001).

No entanto, em muitos estudos de dupla-tarefa os resultados são divergentes do que é postulado pelo modelo de competição cruzada entre os domínios, não apresentando mudanças ou apresentando melhoras em pelo menos uma das tarefas sem prejudicar a outra (LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010; CAVANAUGH, MERCER e STERGIOU, 2007; HUXHOLD *et al*., 2006). Isso pode ocorrer em função da complexidade da tarefa adjacente, ou seja, a quantidade de demanda cognitiva solicitada. Em virtude dessa fraqueza na proposta do primeiro modelo, surge o modelo de interação não linear em formato de U.

Esse modelo postula uma relação em formato de U entre controle postural e da demanda cognitiva. Ou seja, o modelo de interação não linear significa que o equilíbrio corporal pode ser melhorado ou diminuído dependendo da demanda cognitiva exigida pela tarefa secundária (HUXHOLD *et al*., 2006).

Os autores afirmam que quando os indivíduos são instruídos a realizar uma tarefa cognitiva fácil que, presumivelmente, muda o foco de atenção do controle postural, a excursões do centro de pressão (COP) diminuiu tanto em jovens quanto em idosos em relação à tarefa única (HUXHOLD *et al*., 2006). No entanto, ao executar tarefas cognitivas mais exigentes, os adultos mais velhos mostraram aumento dos deslocamentos COP (como previsto no modelo U), ao passo que entre os adultos-jovens isso não ocorreu (HUXHOLD *et al*., 2006). Portanto, os resultados sugerem que a melhora nas condições de equilíbrio em dupla-tarefa pode ser observada de forma independente de idade, com tarefas cognitivas secundárias de baixa exigência.

Huxhold *et al. (*2006) acreditam que os testes adicionais utilizados em seu experimento não foram capazes de causar uma demanda cognitiva alta para os adultos-jovens, e, portanto, isso seria o motivo pelo qual esse grupo não apresentou a fase ascendente prevista no modelo em U. Segundo os autores, o controle postural em tarefa única faz com que os indivíduos tenham a atenção direcionada internamente (processamento automático de postura), aumentando a oscilação postural devido à interferência das instruções. Quando se realiza uma tarefa adicional de baixa ou moderada necessidade cognitiva os valores de oscilação devem ser reduzidos, pois o foco atencional é direcionado para a tarefa, mas sem realizar concorrência de recursos. Essa é a fase mais inferior do modelo U, ou seja, quando deve haver menores oscilações corporais (HUXHOLD *et al*., 2006).

Dault *et al. (*2001) citam que em testes adicionais de baixa frequência do movimento voluntário dos olhos pode aumentar a estabilização visual, como uma explicação para melhores resultados de controle postural, mas esses autores chamam a atenção para o fato de que uma explicação válida e unânime para esta hipótese ainda não existe na literatura. Outros estudos mostram que a utilização de uma dupla-tarefa pode trazer um aumento do controle postural em decorrência de ações motoras finas, tanto em movimentos oculares na percepção visual, quanto para a utilização de ações motoras manuais (PRADO, STOFFREGEN e DUARTE, 2007; STOFFREGEN *et al*., 2007; BROGLIO, TOMPOROWSKI e FERRARA, 2005).

Lacour *et al. (*2008) por outro lado, demonstram que a dinâmica de controle do equilíbrio pode ser atingida de forma independente entre indivíduos, isto é, por meio de diferentes estratégias sensório-motoras. Da mesma forma, esses autores expõem que as estratégias motoras (padrão motor) podem ser modificadas intra-indivíduos dependendo do contexto ambiental (dificuldade da tarefa) ou da representação mental da dificuldade da tarefa. Assim surge o terceiro modelo, chamado de modelo de priorização da tarefa (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011; LACOUR *et al*., 2008).

Especificamente descrevendo as alterações do padrão motor em função da referida priorização da tarefa motora, deve-se pensar em modificações nas estratégias para a manutenção do controle postural. A estratégia do quadril, a qual é utilizada quando a base de suporte se torna menor e mais instável (situações mais

desafiadoras) (HORAK, 2006), é predominantemente usada por idosos. Os movimentos que fazem parte da estratégia do quadril são centrados nesta articulação e se caracterizam pela ativação precoce da musculatura proximal do tronco e do quadril (HORAK, 2006). Desta forma, é sugerido que o cérebro escolha a estratégia mais segura para evitar quedas.

No entanto, quando o sistema nervoso central opta por uma estratégia que forneça maior segurança (estabilidade postural), em contrapartida, o custo energético é maior. Portanto, nesse caso, há mais exigência em termos energéticos, mas é mais segura (LACOUR *et al*., 2008). Por exemplo, quando a estratégia de tornozelo é utilizada e suficientemente adequada, ela possibilita um baixo consumo energético com a devida segurança. Nesse caso, este tipo de estratégia faz com que o corpo se mova ao nível do tornozelo como um pêndulo invertido (WINTER, 1995), sendo prioritariamente utilizada para manutenção do equilíbrio frente a pequenas oscilações (HORAK, 2006), como em dupla-tarefas de baixa exigência.

Lacour *et al*. (2008) relatam que muitas vezes as pessoas de mais idade necessitam parar de andar para conversar (tarefa adjacente) com um companheiro de caminhada, sendo isso outra ilustração deste conceito de mudanças de estratégias induzidas pelo envelhecimento para evitar a queda. Em outras palavras, havendo diminuição significativa dos recursos cognitivos, há diminuição do desempenho em dupla-tarefa, priorizando-se a atividade necessária para a sobrevivência (equilíbrio postural) em situações de atenção dividida, especialmente para idosos e pessoas com maiores perdas cognitivas. Deste modo, a idade e o contexto ambiental se destacam como fundamentais moduladores em situações de multitarefas (LACOUR *et al*., 2008).

O modelo de priorização da tarefa segue uma linha baseada no modelo de seleção, otimização e compensação de Baltes e Baltes (1990). Este é fundamentado em três pilares, sendo eles: (1) seleção dos objetivos que são cruciais para o individuo, (2) otimização do objetivo selecionado por todos os meios relevantes de desempenho e (3) princípio da compensação, isto é, na utilização de estratégias alternativas para manter o nível de desempenho, conforme citado na seção “*2.1 O envelhecimento e as suas consequências”* (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011; LINDENBERGER *et al*., 2008; LACOUR *et al*., 2008).

Portanto, Lacour *et al. (*2008) estabelecem que, quando idosos priorizam o controle postural em detrimento de tarefas cognitivas adjacentes, isso pode ser visto como uma redistribuição compensatória da atenção, assim se encaixando no quadro conceitual da plasticidade do cérebro como um mecanismo de plasticidade comportamental e não como um declínio nas capacidades cognitivas (ALMEIDA *et al*., 2009).

Diante dos três modelos apresentados (modelo de competição cruzada entre os domínios, modelo de interação não linear em formato de U e modelo da priorização da tarefa) é possível compreender que, independentemente, todos eles buscam fornecer explicações para as modificações da utilização da demanda cognitiva em testes de dupla-tarefa no controle postural. No entanto, para uma avaliação que forneça subsídios para as situações reais da vida, os indivíduos devem ser avaliados em controle postural dinâmico (ARAGÃO *et al*., 2011), em situações desafiadoras como, por exemplo, que forneçam ansiedade e/ou medo (DAVIS *et al*., 2009; BROWN *et al*., 2006), ou em equilíbrio quase-estático durante a realização da dupla-tarefa e, tais avaliações devem ser procedidas com a utilização de testes validados (MELZER *et al*., 2011; ZIJLSTRA *et al*., 2008).

Quando se cita a dupla-tarefa nos estudos do controle postural, pode-se realizar tanto uma tarefa apenas cognitiva quanto uma tarefa motora, esta última envolvendo distintas capacidades físicas, como, por exemplo, coordenação motora fina e lateralidade. Desta forma, os inúmeros testes distintos existentes possibilitam diferentes *feedbacks* e, portanto, excitam alteradas demandas. Assim, alguns autores expõem que testes baseados em tarefas simultâneas espaciais evidenciam superiores deslocamentos COP do que testes baseados em tarefas verbais ou não espaciais (MAYLOR *et al*., 2001).

Outros estudos afirmam o contrário, ou seja, testes tarefas verbais podem ser mais desafiadoras que tarefas espaciais (JAMET *et al*., 2004). Já Huxhold *et al*. (2006) por exemplo, afirmam que testes em que a resposta (*feedback*) é dada verbalmente e testes visuo-espaciais não diferiram entre si.

Baseado nessas inúmeras questões que norteiam os testes utilizados como tarefas adicionais do controle postural, a seguir, são apresentados alguns desses testes, suas principais demandas influenciadas e resultados em distintas populações

(BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011; HUXHOLD *et al*., 2006; MAYLOR *et al*., 2001).

Maylor *et al. (*2001) compararam os efeitos de tarefas cognitivas de memoria espaciais e não espaciais sobre a estabilidade postural em seis grupos etários compostos a cada década de vida (sendo esse de 20 até 70 anos de idade). Participaram do referido estudo 70 indivíduos, ou seja, aproximadamente 11 em cada subgrupo. O teste espacial se baseava em os indivíduos imaginarem uma tabela quadrada, composta por quatro linhas e quatro colunas, totalizando 16 espaços. A orientação dada no inicio do teste era para preencher a segunda linha e segunda coluna com o número um, conforme a Figura 3. Logo em seguida, durante o teste os indivíduos recebiam informações sonoras como essa: no próximo quadrado para a direita (esquerda, para cima ou para baixo) colocar um o número dois. Tais informações eram dadas em três etapas, sendo elas, até os números cinco, seis ou sete. Ao final do teste os indivíduos deveriam informar em uma folha de papel a posição final (MAYLOR *et al*., 2001).

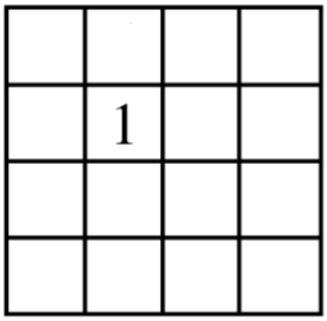


Figura 3: Teste espacial utilizado por Maylor *et al. (*2001).

Já o teste não espacial se baseava em os indivíduos substituírem as palavras que forneciam as direções (“direita, esquerda, para cima e para baixo”) pelas seguintes palavras: “rápido, lento, bom e ruim”. Ao final do teste os indivíduos deveriam se recordar a ordenação em que essas palavras foram dadas (MAYLOR *et al*., 2001).

Cada uma das tentativas dos testes durou 25 segundos, sendo esses divididos, para posterior análise, em 15 segundo correspondente a codificação (ou seja, a ouvir as instruções), e os últimos 10 segundos correspondentes à

manutenção (ou seja, armazenar as instruções na preparação para recordação) (MAYLOR *et al*., 2001).

Os resultados mostram que a demanda cognitiva foi estatisticamente diferente para as diferentes idades, tipo de tarefa (espacial X não espacial) e dificuldade dos testes. Ou seja, claramente foi visto que com o aumento da idade o declínio foi maior em testes espaciais que não espaciais. O desempenho foi maior, de forma geral, nos testes não espaciais do que espaciais, sendo pior no terceiro nível de dificuldade que nos demais. No entanto, o efeito da dificuldade foi maior sobre tarefas espaciais do que sobre as não espaciais. Além desses resultados, ainda foi encontrado para o grupo composto por idosos da década de 70 anos, diferenças significativas para a implementação dos testes cognitivos em relação à execução em pé ou sentado (MAYLOR *et al*., 2001).

Com relação ao controle postural, Maylor *et al*. (2001) expõem, de forma geral, que há um declínio com o avanço da idade. Se tratando dos valores da velocidade de oscilação do COP, os grupos compostos por indivíduos de 60 e o de 70 anos de idade mudaram o centro de pressão mais rapidamente que os mais jovens. Também foi constatado que houve maior perturbação da tarefa espacial na velhice e as oscilações na direção médio-lateral foram maiores que ântero-posterior nas idades maiores (MAYLOR *et al*., 2001).

Na análise das fases da avaliação, de forma geral em todos os grupos foram encontradas diferenças, ou seja, em dupla-tarefa na codificação (15 segundo iniciais) os valores da oscilação foram menores e na manutenção (10 segundos finais) foram maiores. Sugerindo que a demanda atencional é mais elevada na fase em que os indivíduos deveriam enfatizar o uso memoria (MAYLOR *et al*., 2001).

Outro estudo que utilizou diferentes testes como tarefa adicional foi o de Huxhold *et al*. (2006), no qual participaram 20 adultos jovens e 19 idosos. Foram três testes adjacentes ao equilíbrio utilizados nesse estudo, sendo eles:

(1) tarefa de tempo de reação: foram apresentados em uma tela em frente aos indivíduos 22 vezes números de zero até nove e, então, os indivíduos deveriam apertar um botão na mão dominante quando aparecessem os números 1, 2 ou 3 e com a mão não dominante os demais (esse procedimento foi utilizado nos demais testes);

(2) tarefa de memoria de dois dígitos mostrados anteriormente: quando era visualizado pelos indivíduos um número que tinha sido mostrado duas apresentações atrás, então deveria ser apertado o botão da mão dominante;

(3) tarefa espacial de memoria de dois dígitos anteriores: em um quadro 3 colunas por 3 linhas, no qual o espaço central estava preenchido (sobrando apenas 8 espaços livres no teste) foi apresentado uma série de 22 localizações em que uma células era ocupada por um ponto, então os indivíduos deveriam apertar o botão da mão dominante quando o ponto aparecia no mesmo lugar em que duas vezes anteriores.

Todos os testes foram realizados além de na condição em pé também sentado, computando-se apenas os dados cognitivos para serem utilizados como referencial. Em pé, além dos três testes adjacentes, foi avaliado o controle postural em simples tarefa e durante a estabilização visual numa cruz de referencia (HUXHOLD *et al*., 2006).

Sobre os testes cognitivos foram avaliadas as respostas certas, o tempo de reação e o escore cognitivo (respostas certas ÷ tempo de reação *100) em tarefa simples (referencial) e em pé (dupla-tarefa). A acurácia foi pior e o tempo de reação foi maior para os dois testes que necessitavam o uso da memoria (testes 2 e 3) em relação ao teste de simples escolha entre os dígitos (teste 1). Além disso, os idosos erraram mais e foram mais lentos que os adultos-jovens. Na condição 1 os idosos em tarefa única cognitiva obtiveram valores similares aos em dupla-tarefa, no entanto, nas demais condições (2 e 3) isso não se repetiu, sendo piores os resultados em pé. O escore cognitivo mostrou estatisticamente um efeito em função da idade (idosos X adultos-jovens), em função da demanda cognitiva (teste 1 X teste 2 e 3) e também interação do grupos etários X demanda cognitiva. Segundo os autores, esses resultados mostram que idosos adotam um critério conservativo de acurácia-tempo de reação no desempenho cognitivo em dupla-tarefa que em tarefa simples (HUXHOLD *et al*., 2006).

Já com relação ao controle postural, Huxhold *et al. (*2006) expõem que o fato de estabilizar a visão na cruz possibilitou melhores desempenhos nas tarefas únicas para os dois grupos. Os valores de equilíbrio, quando desafiados pelo teste 1 (tempo de reação), foram similares ao teste de único com estabilização da visão para todos

os grupos. No entanto, quando inserido os testes 2 e 3, os idosos apresentaram valores maiores de oscilação em comparação ao teste 1. Além disso, idosos obtiveram sempre maiores oscilações que os adultos. Por fim, o teste de demanda espacial e teste de memoria de dois dígitos não apresentaram diferenças entre si. Segundo os autores, os adultos não obtiveram o aumento da oscilação pelo fato de nenhum dos testes aplicados no estudo ser suficientemente hábil para causar concorrência de recurso para essa população (HUXHOLD *et al*., 2006).

Resultados similares aos apresentados por Huxhold *et al. (*2006) são visualizados no estudo de Berger e Bernard-Demanze (2011), no qual foram avaliados dois grupos, sendo o primeiro composto por idosos e o segundo por jovens, totalizando 35 indivíduos. Para esse estudo, foi utilizada uma tarefa espacial de memória, na qual era exibida a construção de 12 cubos em três segundo, sendo apresentação por slides na tela de um computador colocado em frente aos indivíduos. No final de cada experimento, os sujeitos foram solicitados a indicar qual a construção que tinham visto entre quatro opções possíveis. Os resultados mostraram que durante os testes de dupla-tarefa cognitiva os jovens apresentaram diminuição da oscilação corporal, porém os idosos não apresentaram essa redução e mantiveram valores similares para o controle postural.

O melhor desempenho nos jovens é, segundo os autores, oriundo do desvio da atenção do controle postural, em tarefa simples, para a tarefa adicional e, desta forma, o equilíbrio funcionaria num processo automático. Além disso, é apontado como causa desses resultados o fato da estabilização da visão auxiliar na menor oscilação corporal. No entanto, esses autores apontam para o fato que a diminuição de pequenos movimentos exploratórios e ajustes posturais possibilitam menores informações proprioceptivas. Logo, é exposto que essa necessidade proprioceptiva (movimentos exploratórios) seria um dos fatores que não possibilitariam a redução da oscilação nos idosos, além das diminuições de controle do equilíbrio naturais do avanço na idade, somadas com as perdas sensório-motoras (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011).

Em um estudo, os autores objetivaram determinar a confiabilidade e os efeitos de um teste de duas tarefas envolvendo as funções do equilíbrio e da cognição e as comparar com um teste de tarefas simples (TEEL *et al*., 2013). Para realização

desse estudo os autores utilizaram testes de medidas repetitivas, para os quais, participaram 23 indivíduos saudáveis, tanto para o teste de equilíbrio (teste de organização sensorial) quanto para o teste cognitivo (baseado em responder a cor da fonte ao invés do nome de uma cor que poderia estar escrito em diferentes cores, sendo essas cores azul, vermelho, amarelo e verde) (teste de Stroop), assim como para a realização de ambos os testes simultâneos (dupla-tarefa) (TEEL *et al*., 2013).

Os achados de Teel *et al. (*2013) mostraram que durante as avaliações de dupla-tarefa o teste de organização sensorial e adjacente (teste de Stroop) apresentaram de moderada a alta confiabilidade. Além disso, o tempo de reação foi significativamente maior nas condições de dupla-tarefa (TEEL *et al*., 2013).

Por fim, esses autores afirmam que os achados mostram que o teste de controle postural e o teste adjacente podem ser confiantemente incorporados numa avaliação de dupla-tarefa. Sobre o tempo de reação, as conclusões do estudo pontuam que nessa variável existe uma diminuição durante a dupla-tarefa, indicando que nesse tipo de avaliação existe um custo adicional para a função cognitiva (TEEL *et al*., 2013).

Teel *et al. (*2013) concluem seu estudo afirmando que testes de duplas-tarefas são uma forma de mensurar a demanda cognitiva utilizada de forma adequada, sendo considerados mais representativos das situações reais da vida e, portanto, mais pesquisas devem ser realizadas para maior desenvolvimento dessa temática.

Em outro estudo recente que utilizou o mesmo teste adicional para o controle postural (teste de Stroop) os autores buscaram investigar os efeitos do treinamento de dupla-tarefa no equilíbrio em idosos em pé durante o controle postural e a execução da tarefa cognitiva (HIYAMIZU *et al*., 2012). Este trabalho foi composto por dois grupos randomizados, compostos por quarenta e três indivíduos (todos com mais de 65 anos) divididos aleatoriamente em um grupo experimental ou um grupo de controle, compostos por 21 e 22 idosos, respectivamente. Ambos os grupos receberam como intervenções um treinamento de força e de equilíbrio, mas apenas o grupo experimental recebeu um treinamento para a execução das tarefas cognitivas simultaneamente. Esse treino foi administrado duas vezes por semana durante três meses (HIYAMIZU *et al*., 2012).

Além do controle postural (comprimento da oscilação do centro de gravidade durante o teste adjacente), foram avaliados nesse trabalho testes funcionais, como, por exemplo, um teste alcance funcional, o *Timed Up and Go Test,* o *Chair Stand Test* e o *Trail Making test* (visão e atenção) no início e após o período de treinamento (HIYAMIZU *et al*., 2012). Como resultados os autores observaram que em nenhum dos testes funcionais foram encontradas diferenças entre os grupos do estudo. No entanto, a taxa de respostas corretas no teste adicional (teste de Stroop) foi significativamente maior após o período de treinamento para o grupo experimental do que no grupo de controle. Desta forma, os autores concluíram que seus resultados sugerem que o treino de equilíbrio em dupla-tarefa em idosos melhora o desempenho da dupla-tarefa durante a condição de estar em pé e manter o controle postural (HIYAMIZU *et al*., 2012).

Logo, baseado nos estudos de Teel *et al. (*2013) e Hiyamizu *et al. (*2012), percebe-se que essa temática está necessitando mais estudos, que está amplamente colocada como foco de estudos atuais, em diferentes populações e com resultados mostrando ser importante na maior compreensão de situações reais do cotidiano, portanto, reforçando a necessidade de testes mais específicos e validados.

Além dos diferentes testes cognitivos que os estudos utilizam, é possível manipular a dificuldade da tarefa, normalmente utilizando um teste cognitivo fácil, um difícil e a ausência do referido teste (MOGHADAM *et al*., 2011; MAZAHERI *et al*., 2010).

Já para as avaliações que abordaram o controle da estabilidade corporal e uma dupla-tarefa se percebe uma gama de testes distintos sendo utilizado pela literatura consultada, como, por exemplo: o teste de controle da bandeja com o objeto sobre ela no estudo de Lima, Azevedo Neto e Teixeira (2010), a mudança no olhar para acompanhar a oscilação horizontal de um alvo móvel (STOFFREGEN *et al*., 2007) ou mesmo o teste “*timed up and go"* somado a execução de duplas-tarefas, utilizado no estudo de Hall e Heusel-Gillig (2010). Outras tantas tarefas têm sido utilizadas como teste de dupla-tarefa, como, por exemplo, a tarefa utilizada por Mazaheri *et al. (*2010) que empregaram uma tarefa de dígitos, na qual os indivíduos escutavam duas vezes antes do início do teste e deveriam organizar em uma ordem

inversa (mentalmente) ou mesmo a contagem regressiva de números, em uma escala contínua (por exemplo, sempre subtraindo sete do número inicial) (MOGHADAM *et al*., 2011; HALL e HEUSEL-GILLIG, 2010).

Percebe-se então, ainda grandes divergências sobre os estudos do controle postural durante a realização de uma tarefa adicional (dupla-tarefa). Isso pode estar muitas vezes ligado com o material e método utilizados para quantificar as oscilações dos indivíduos. Baseado nessas premissas Moghadam *et al. (*2011) realizaram o estudo utilizando parâmetros estabilométricos (método mais utilizado biomecanicamente na quantificação do sinal de controle postural) obtidos por meio de uma plataforma de força, e objetivaram encontrar, dentre a infinidade de variáveis derivadas do COP, as mais confiáveis para o controle postural quase-estático, em teste e re-teste e também na utilização de dupla-tarefa cognitiva.

Os autores expuseram como conclusões do estudo que as variáveis derivadas do COP mais confiáveis para representar o controle postural quase-estático de idosos sadios, tanto em tarefa simples (tarefa única) de controle do equilíbrio, como em dupla-tarefa, são: média da velocidade, total do deslocamento, deslocamento médio-lateral e o desvio padrão da velocidade médio-lateral (MOGHADAM *et al*., 2011). Por fim, os autores sugeriram que novos estudos utilizem diversas variáveis e entre elas algumas das variáveis citadas como forma de avaliar o controle postural por meio da plataforma de força (MOGHADAM *et al*., 2011).

2.4 Controle postural em condições elevadas do solo

A prevalência do medo de cair entre os idosos, combinada com taxas de quedas maiores entre aqueles que têm medo de cair, levou ao surgimento de esforços de investigações direcionadas para investigar como a ansiedade influencia a possibilidade de queda e o controle postural em situação elevada.

Alguns estudos demonstraram que o SNC impõe modificações no controle postural quando aumenta a ansiedade e medo de queda (GAGE *et al*., 2003; BROWN *et al*., 2002; CARPENTER *et al*., 2001; ADKIN *et al*., 2000; CARPENTER *et al*., 1999). Isso faz com que os participantes adotem um controle mais rígido na

posição vertical em pé, tal como evidenciado pela variabilidade reduzida e aumento da frequência de oscilação postural, e eles mostram aumento da co-contração do tornozelo agonista/antagonista (CARPENTER *et al*., 2001; ADKIN *et al*., 2000; CARPENTER *et al*., 1999). Estas alterações combinadas indicam aumento da rigidez através da articulação do tornozelo (CARPENTER *et al*., 2001). O efeito resultante é uma regulamentação mais rígida de centro de massa (COM), como evidenciado por uma diminuição do tempo de atraso entre COM e COP em equilíbrio quase-estático (CARPENTER *et al*., 2001). Isso faz com que os indivíduos reduzam o intervalo de deslocamento do COM e desta maneira minimizando a probabilidade de uma perda de equilíbrio.

Buscando maior entendimento do comportamento do controle postural de idosos e de adultos-jovens em situação elevada do solo Brown *et al. (*2006) realizaram um estudo no qual os dois grupos de indivíduos eram testados em duas alturas distintas (17 cm e 140 cm do solo) e em duas posições (na borda da plataforma elevada ou mais distante da borda).

Os resultados do estudo de Brown *et al. (*2006) revelaram diminuição da amplitude e da variabilidade e aumento da frequência de oscilação postural quando a ameaça postural foi aumentada. Isso, reflete uma maior rigidez na articulação do tornozelo, provavelmente conseguida por co-contração dos pares musculares agonista/antagonistas para aumentar o tônus muscular nos músculos ao redor da articulação do tornozelo. Esses efeitos surgiram na condição de maior ameaça postural, quando os níveis de ansiedade foram maiores, assim, os autores sugerem que o aumento na rigidez articular do tornozelo é uma resposta mediada pela ansiedade. Além disso, esse mesmo efeito emergiu entre os jovens e idosos, sugerindo que um ajuste na rigidez da articulação do tornozelo caracteriza acomodações mediadas por ansiedade em controle postural para os dois grupos etários.

No entanto, Brown *et al. (*2006) chamam atenção para o fato de que ambos os grupos eram compostos de indivíduos sadios e sem histórico de quedas e, portanto, os autores advertem que os achados podem ser diferentes para os idosos com uma história de queda ou que não têm forte eficácia em seu controle postural.

No estudo de Davis *et al. (*2009) os autores buscaram uma maior compreensão de como se comporta o controle do equilíbrio humano em patamares elevados e com mudanças associadas no campo visual. Adultos-jovens e saudáveis foram avaliados em quatro alturas diferentes (superfície do solo, 80, 160 e 320 cm), sob três condições diferentes visuais (olhos abertos, olhos fechados e os olhos abertos com a visão periférica ocluída). Foram avaliadas a posição média do COP, frequência média do COP (MPF) e o RMS dos deslocamentos do COP, assim como, medidas psicossociais e fisiológicos de medo e ansiedade. Nas condições na altura de 320 cm, 10 de 36 participantes relataram um aumento na ansiedade e uma resposta de medo robusta enquanto os restantes 26 participantes experimentaram apenas um aumento em ansiedade e nenhuma resposta de medo. Uma análise entre sujeitos do efeito da altura da superfície de controle postural revelaram que os participantes temerosos e não temerosas adotaram diferentes estratégias de controle postural com o aumento das alturas. Participantes não temerosos demonstraram uma resposta postural caracterizada por MPF aumentada e diminuição de deslocamentos RMS do COP com alturas crescentes. Em contraste, participantes com medo demonstraram tanto aumento MPF e RMS de deslocamentos COP com alturas crescentes. Estes resultados demonstram uma relação direta entre o medo de cair e as estratégias utilizadas para o controle postural humano.

Assim, Brown *et al. (*2006) argumentam que enquanto alturas de superfície de até 160 cm são eficazes para induzir ansiedade, essa altura podem não ser suficientemente elevada para induzir uma resposta robusta de medo. O medo e a ansiedade são conhecidos por terem diferentes resultados fisiológicos e podem levar a diferentes comportamentos ou ações relacionadas com o controle postural (DAVIS *et al*., 2009).

Davis *et al. (*2009) explicam que uma segunda explicação para compreender o porquê da alteração dos valores de controle postural em superfícies de alturas elevadas de forma diferente entre os indivíduos com ou sem medo de cair pode ser pelo fato de que as mudanças posturais observadas estão relacionadas com diferenças dentro do campo visual que ocorrer em alturas elevadas. Por exemplo, quando em pé em alturas elevadas, a distância do olho ao horizonte pode aumentar

e, consequentemente, a incapacidade de se concentrar em captar pistas visuais focais pode contribuir para vertigem postural e aumento da instabilidade postural (DAVIS *et al*., 2009).

2.5 Medida, Teste e Avaliação em Educação Física

Segundo Gaya *et al. (*2008) as pesquisas predominantemente nomotéticas (quantitativas) procuram enunciar leis, recorrendo a procedimentos de verificação que sujeitam os esquemas teóricos ao controle dos fatos da experiência. Para tal, deve-se determinar a grandeza das variáveis (ou seja, a medida) que representam o fenômeno em questão. Essa medida é realizada através dos testes. Já a avaliação dos achados está relacionada com o emprego de informações qualitativas baseadas em comparações estatísticas dos dados numéricos.

No entanto, é sempre presente em estudos probabilísticos a possibilidade das conclusões serem baseadas em erros de medidas, assim, é importante adotar todos os rigores científicos para minimizar esses (GAYA *et al*., 2008).

2.6 Critérios de Qualidade para Utilização de um Teste em Educação Física

Durante situações de dupla-tarefa que buscam avaliar o efeito concorrente de tarefas motoras sobre o controle postural, os indivíduos são desafiados a exercerem a coordenação olho-mão. Essa atividade é essencial para realizar atividades diárias e cuidados de si, especialmente em idosos (PEI *et al*., 2008). Os idosos são insuficientemente hábeis para preparar o seu movimento e têm que o controlar através da orientação visual, sendo que geralmente precisam de um tempo maior para iniciar um movimento e para guiar os seus movimentos do que quando comparados com pessoas jovens (PEI *et al*., 2008).

Os motivos para isso estão relacionados com os mecanismos centrais dos idosos, os quais têm algumas deficiências que afetam a preparação de movimento e o controle com a orientação visual (PEI *et al*., 2008). Uma série de irregularidades na a cinemática do movimento também foi relatada em pessoas mais velhas quando desafiadas a tarefas manuais de controle motor (PEI *et al*., 2008).

Diante disso, destaca-se que para a utilização de testes adjacentes ao controle postural é necessário da criação de testes com maior rigor metodológico, pois, como já afirmado, a maior parte deles não respeita certos preceitos da confiabilidade e validade de suas medidas (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009).

Nesse sentido, buscando uma maior qualidade científica, Impellizzeri e Marcora (2009) afirmam que existe a necessidade do uso de uma série de fatores focando num maior rigor metodológico. Entre eles, destacam-se a necessidade de um modelo conceitual e de mensuração; a validade, confiabilidade e sensibilidade dos testes e a interpretabilidade dos resultados.

Alexandre e Coluci (2011) chamam especial atenção para os critérios de validade, confiabilidade e sensibilidade. Esses autores explicam que o conceito validade está relacionado com o fato de o instrumento medir exatamente o que se propõe medir, podendo essa ser obtida por meio de: validade de conteúdo; validade do construto; validade relacionada a um critério.

A confiabilidade é a capacidade em reproduzir um resultado de forma consistente no tempo e no espaço (reprodutibilidade pré e pós-teste e intra-avaliador), ou com observadores diferentes (objetividade) (ALEXANDRE e COLUCI, 2011).

Já quando se refere à sensibilidade, essa é a habilidade de o teste identificar diferenças entre grupos sabidamente distintos (ALEXANDRE e COLUCI, 2011), por exemplo, em um estudo de controle postural comparando jovens com idosos a plataforma de força mostra-se sensível, pois apresenta diferenças entre os grupos (SPEERS, KUO e HORAK, 2002).

Outro ponto importante de ser observado no processo de validação de testes é com relação aos erros de medida. A capacidade de identificar claramente os fatores de risco potenciais de erros depende da precisão com que essas medidas são mensuradas (HAYENA, DENNISA e FINCHA, 2007). Medidas precisam ser reprodutíveis ao longo do tempo e por observadores diferentes, além de serem repetidas dentro de um determinado indivíduo. Baixa reprodutibilidade limita a capacidade dos investigadores em chegar a conclusões sobre a variável medida, uma vez que é difícil diferenciar os participantes com e sem tal variável de interesse na presença de grandes erros de medição (HAYENA, DENNISA e FINCHA, 2007).

Portanto, é importante a padronização de condições de testagens, como temperatura, barulho, posicionamento ou qualquer outra variável que possa influenciar nos resultados.

Desta forma, para tarefas que são influenciadas pela aprendizagem, deve-se realizar um período de familiarização para evitar o efeito dessa aprendizagem nos achados (SEIDLER, 2006). Além disso, os testes devem ser criados baseados nas necessidades específicas da tarefa (apresentando, por exemplo, objetivos, público alvo, ter condições de avaliação e principalmente ter sua necessidade justificada) (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009), sendo importante lembrar que a maioria dos testes avalia apenas variáveis isoladas, mas para um melhor entendimento do fenômeno analisado é importante compreender os achados juntamente com outras variáveis intervenientes, dando, desta forma, uma “melhor pintura do geral do construto” (ATKINSON, 2002).

Ainda, para que seja possível a extrapolação e comparação dos resultados entre diferentes pesquisas, os testes estatísticos são fundamentais. A forma como os erros de medida encontrados influenciam em sua aplicação real deve ser levada em consideração (ATKINSON e NEVILL, 1998).

Por fim, as medidas referentes à variância dos dados encontradas em um estudo devem ser avaliadas. Os testes paramétricos podem ser usados quando há erros homocedásticos se a distribuição dos dados for normal. Porém, na presença de dados heterocedásticos, há necessidade de transformá-los logaritmicamente antes de serem analisado por testes não paramétricos (HOPKINS, 2000; ATKINSON e NEVILL, 1998).

2.6.1 Critérios de Validade de uma Medida: conceituação

Quando se refere à mensuração da validade, objetiva-se verificar a capacidade do teste em identificar o que realmente se propõe medir (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009). Assim, a validade se refere à segurança da interpretação de um teste (THOMAS e NELSON, 2007). Em outras palavras, validade é a habilidade da ferramenta de medida mensurar aquilo a que ela deve mensurar (PASQUALI, 2009; ATKINSON e NEVILL, 1998), ou seja, é a coerência entre o valor observado e

o valor real ou de referência (HOPKINS, 2000). Quando se refere à validade de conteúdo, Pasquali (2009) afirma que a dificuldade não é descobrir o construto a partir de uma representação existente (teste), mas sim descobrir se a representação (teste) constitui uma representação legítima, adequada, do construto.

Um exemplo relacionado com o controle postural e o teste de dupla-tarefa é quando se comparam valores de equilíbrio em tarefa simples com os de uma dupla-tarefa. Ou seja, quando existir modificações nos escores se denota que a tarefa adicional foi válida para dividir a atenção em uma demanda moderada ou alta (TEEL *et al*., 2013).

No entanto, é preciso lembrar que sempre existem fontes de erros nas medições da grande maioria dos testes e, portanto, é importante minimiza-los ao máximo e, quando possível, quantifica-los, pois, assim, permite que os avaliadores possam diferenciar o que é mudança real do desempenho daquela associada a possíveis erros de medida ou a variação biológica (PASQUALI, 2009; HOPKINS, 2000).

2.6.2 Critérios de Validade de uma Medida: procedimentos estatísticos

Quando se busca verificar a validade de um teste é importante se fazer uso de métodos adequados para tal, como, por exemplo, procedimentos estatísticos. Nesse sentido, Impellizzeri e Marcora (2009) expõem que existem algumas formas de validar um instrumento, sendo elas: validade lógica, de conteúdo, de construto, concorrente e preditiva. Cada uma dessas formas de validar um teste é baseada em evidências que possam suportar que o teste mede o que se propõe a medir.

Para que se possa utilizar uma validação por lógica é preciso realizar uma análise do modelo conceitual e desta forma, consegue-se mostrar obviamente que o teste mede o que se propõe medir (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009). Na validade de conteúdo, devem-se utilizar testes de correlação de uma amostra dentro do estudo com o restante do grupo estudado e, os valores desses devem ter alta correlação (BARROS e NAHAS, 2003). Na validade de construto, deve-se encontrar dois grupos sabidamente distintos e, então, após a utilização da correlação verificar que os mesmos são realmente diferentes e, portanto, o teste pode ser considerado

válido. Esse tipo de validade (construto) é frequentemente utilizado como uma abrangente forma de validade e, geralmente, engloba todos os outros tipos (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009). Na validade concorrente se utiliza um teste já conhecido e validado juntamente com o instrumento que se propõe validar. Desta forma, uma alta correlação sugere que o novo instrumento é válido (BARROS e NAHAS, 2003; NYVAD, MACHIULSKIENE e BAELUM, 2003). Já a validade preditiva necessita de procedimentos matemáticos para uma predição futura dos resultados de uma tarefa e utilizando testes de correlação linear de Pearson (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009; BARROS e NAHAS, 2003).

2.6.3 Critérios de Confiabilidade de uma Medida: conceituação

Por vezes, a validade de um instrumento é tida como seu primeiro requisito. No entanto, para ser válida uma medida deve também ser confiável, não sendo verdadeira a recíproca. Ou seja, nem todo teste confiável é válido, mas todo teste válido é confiável (ATKINSON e NEVILL, 1998).

A confiabilidade ou fidedignidade é também referida por diversas nomenclaturas, como: repetibilidade (*repeatability*), reprodutibilidade (*reproducibility*), consistência (*consistency*), concordância (*agreement and concordance*) e estabilidade (*stability*) (HOPKINS, 2000; ATKINSON e NEVILL, 1998).

A confiabilidade de um instrumento para a coleta de dados, teste, técnica de aferição é sua coerência, determinada através da constância dos resultados. Ou seja, a confiabilidade de um instrumento de medição se refere ao grau em que sua repetida aplicação, ao mesmo sujeito ou objeto, produz resultados iguais (PITANGA, 2007; THOMAS e NELSON, 2007; HOPKINS, 2000).

A confiabilidade de uma medida pode ser de natureza relativa (concordância intra-indivíduos) ou absoluta (concordância da medida dos sujeitos) (ATKINSON e NEVILL, 1998) e esta diferença deve ser levada em consideração na apresentação dos dados de confiabilidade de uma medida (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009).

O problema básico na avalição dos resultados em qualquer mensuração é o de definir o que deve ser considerado como diferenças reais na característica medida, e o que deve ser considerado como variações devidas a erros de

mensuração. Tais erros podem ser oriundos da variabilidade biológica do indivíduo, do instrumento utilizado, do erro do avaliador e na condução do próprio teste (WEIR, 2005; HOPKINS, 2000).

2.6.4 Critérios de Confiabilidade de uma Medida: procedimentos estatísticos

A confiabilidade de um instrumento pode ser determinada através de algumas técnicas e procedimentos. Para medir a confiabilidade de um teste, existem procedimentos estatísticos considerados relativos e absolutos (ATKINSON e NEVILL, 1998). Os de natureza relativa (coeficiente de correlação e regressão) não podem ser comparados com aqueles encontrados em outros estudos. Já, os testes estatísticos de confiabilidade absoluta (erro de medida padrão, coeficiente de variação, o limite de concordância e o coeficiente de correlação intraclasse) permitem a comparação da confiabilidade entre diversos estudos (WEIR, 2005; ATKINSON e NEVILL, 1998).

2.6.5 Critérios de Sensibilidade de uma Medida: conceituação

A sensibilidade é uma característica das testagens e é amplamente utilizada na área da saúde. É definida como a capacidade que um teste tem de discriminar, dentre os suspeitos de uma patologia, aqueles efetivamente doentes (TEIXEIRA e VEXENAT, 1996). No âmbito de testes do controle postural, é a capacidade de detectar diferenças entre grupos sabidamente distintos, sendo capaz de indicar pequenas diferenças de desempenho (CURRELL e JEUKENDRUP, 2008). Portanto, avaliar indivíduos de diferentes rendimentos (idosos X adultos-jovens) pode ser uma forma adequada de comprovar a sensibilidade de um teste (MUJIKA *et al*., 2006).

2.6.6 Critérios de Sensibilidade de uma Medida: procedimentos estatísticos

A sensibilidade pode ser avaliada através de diferentes métodos estatísticos. Os métodos de magnitude do efeito de Cohen, média de resposta padronizada e índice de responsividade de Guyatt foram expostos por Husted *et al*. (2000). Há também a possibilidade de se calcular a razão entre o percentual de melhora no

desempenho e o seu respectivo coeficiente de variação (CURRELL e JEUKENDRUP, 2008). Ou ainda, realizar testes de comparações de variâncias entre os resultados obtidos por diferentes grupos testados (GOULART e PEREIRA, 2005).

3 ARTIGO ORIGINAL 1

Validação de um teste motor para avaliação do controle postural em dupla-tarefa para pessoas idosas

Resumo

Com o avanço da idade, os indivíduos têm diversas perdas morfológicas, funcionais e mecânicas. Assim, diversos estudos buscam maior compreensão a cerca de distintos parâmetros motores envolvendo idosos. Dentre esses, o controle postural e a execução de dupla-tarefa é amplamente estudado nessa população. No entanto, a grande maioria de estudos não utiliza ou não fornece dados referentes à validade dos testes adjacentes utilizados ao controle postural. O objetivo central do estudo foi determinar a confiabilidade teste-reteste, a reprodutibilidade intra-avaliador, a objetividade, a sensibilidade e a validade do instrumento criado para ser utilizado em testes adjacentes ao controle postural (dupla-tarefa). Para isto, foi avaliado o controle postural de 35 idosos e 33 adultos-jovens por meio de uma plataforma de força AMTI. Foram avaliadas seis condições, sendo quatro delas em dupla-tarefa e as demais em tarefa simples (com e sem o uso da visão). Os achados do presente estudo mostram que o teste possui confiabilidade, validade, reprodutibilidade, sensibilidade e é válido como teste adicional para o controle postural. Os idosos foram estatisticamente piores que os adultos-jovens tanto no controle postural quanto nos valores do teste.

Palavras-chave: equilíbrio postural, centro de pressão, idosos.

Abstract

With advancing age, individuals have different morphological, functional and mechanical losses. Thus, several studies seek greater understanding about different parameters engines involving elderly. Among these, postural control and dual-task execution is widely studied in this population. However, most studies do not use or do not provide data concerning the validity of the tests used adjacent to the postural control. The main objective of the study was to determine the test-retest reliability, intra - examiner reproducibility, objectivity, sensitivity and validity of the instrument intended to be used in adjacent tests to postural control (dual-task). For this, it was evaluated the postural control of 35 elderly and 33 young adults through a AMTI force platform. Six conditions were evaluated, including four dual-task and the other in simple task (with and without the use of vision).The findings of this study show that the test has reliability, validity, reproducibility, sensitivity, and is valid as an additional test for postural control. The elderly were statistically worse than young adults both in postural control as the test values.

Keywords: postural balance, center of pressure, elderly.

Introdução

O envelhecimento biológico humano está associado a uma diminuição da massa muscular, desempenho de força e condicionamento cardiorrespiratório, resultando em idosos com uma capacidade prejudicada de desempenhar atividades diárias (CADORE *et al*., 2013; TEEL *et al*., 2013; HIYAMIZU *et al*., 2012; AAGAARD *et al*., 2010). Assim, alguns parâmetros mecânicos são modificados, como a marcha e o controle postural, podendo causar danos como quedas, lesões e perda da independência (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011; RODACKI *et al*., 2009; MATSUMURA e AMBROSE, 2006; PRINCE, *et al*., 1997). As quedas são um grande problema para os idosos, contribuindo substancialmente para o número de mortalidade e morbidade, e de acordo com Rubenstein (2006), aproximadamente um terço dos idosos com idade acima de 65 anos caem todo ano.

No entanto, as principais causas de quedas nessa população não estão fundamentalmente ligadas à tarefa de se manter de pé parado, mas sim na realização de tarefas dinâmicas (ARAGÃO *et al*., 2011) ou tarefas simultâneas ao controle postural, chamadas de dupla-tarefa (TEEL *et al*., 2013; HIYAMIZU *et al*., 2012; MELZER *et al*., 2011; ZIJLSTRA *et al*., 2008).

A literatura mostra que o desempenho do controle postural quando desafiado por uma dupla-tarefa exige que os indivíduos permaneçam em pé e apliquem simultaneamente tarefas cognitivas e/ou tarefas motoras e, portanto, existe uma aproximação dos experimentos de laboratório com as situações de desequilíbrio real, nos quais as pessoas são desafiadas diariamente e, logo, proporcionando uma melhor compreensão da temática (TEEL *et al*., 2013; HIYAMIZU *et al*., 2012; MOGHADAM *et al*., 2011; MAZAHERI *et al*., 2010; LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010).

Embora existam alguns testes motores utilizados como tarefa adicional para o equilíbrio postural, na maioria deles não é descrita a sua execução e, esses não fornecem informações sobre sua validação (VOUDOURIS *et al*., 2013; PAPEGAAIJ *et al*., 2012; LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010). Assim, Alexandre e Coluci (2011) chamam especial atenção para os critérios de validade, confiabilidade e sensibilidade em testes utilizados na pesquisa.

Esses autores explicam que o conceito validade está relacionado com o fato de o instrumento medir exatamente o que se propõe medir, podendo essa ser obtida por meio de: validade de conteúdo; validade do construto; validade relacionada a um critério. A confiabilidade é a capacidade em reproduzir um resultado de forma consistente no tempo e no espaço (reprodutibilidade pré e pós-teste e intra-avaliador), ou com observadores diferentes (objetividade) (ALEXANDRE e COLUCI, 2011). Já quando se refere à sensibilidade, essa é a habilidade do teste identificar diferenças entre grupos sabidamente distintos (ALEXANDRE e COLUCI, 2011), por exemplo, em um estudo de controle postural comparando adultos-jovens com idosos, a plataforma de força se mostra sensível, pois apresenta diferenças entre os grupos (SPEERS, KUO e HORAK, 2002).

Diante desta falta de rigor científico na escolha de testes adicionais para o controle postural, nem sempre os resultados obtidos para as variáveis relacionadas ao controle postural são confiáveis, mesmo utilizando equipamentos de última geração, tais como sistemas de cinemáticas, plataformas de força e eletromiografia. Somado a todas essas afirmações, ainda há muitas questões duvidosas que envolvem o estudo do controle postural, especialmente na realização de dupla-tarefas.

No entanto, até o momento, um número limitado de estudos procurou validar um teste de dupla tarefa. Devido a essa falta de informação, o presente estudo procura aplicar um teste de coordenação motora desenvolvido para ser implementado juntamente com tarefas de controle postural (dupla-tarefa), determinando a confiabilidade teste-reteste, a reprodutibilidade intra-avaliador, a objetividade, a sensibilidade e a validade do instrumento no equilíbrio postural em idosos.

Metodologia

Considerações Éticas

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (número de protoloco 0223.0.243.000-11). O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi assinado por cada participante.

Amostra e critérios de elegibilidade:

O cálculo amostral utilizado para se chegar ao número amostral mínimo foi realizado com base na seguinte equação: $n = ((Z_{\alpha/2}\boldsymbol{\sigma})E^{-1})^2$. Foram usados dados médios de média e desvio-padrão de variáveis idênticas às que foram utilizadas nesse estudo a partir de um estudo da literatura (dados de Araújo *et al*., 2011 em pré-teste) de semelhante delineamento. Na equação, 'n' é número de amostra, '$Z_{\alpha/2}$' é um valor crítico tabelado que corresponde ao grau de confiança desejado (95% = 1,96), 'σ' é o desvio padrão encontrado nos estudos e "E" é o erro de máximo de estimativa (10%) relacionado à média das variáveis dos estudos usados.

Assim, foram necessários 25 participantes em cada grupo (idosos e adultos-jovens) selecionados de forma não-aleatória, caracterizando uma amostra de conveniência. Os voluntários do grupo de idosos deveriam ter 65 anos ou mais. Já para fazer parte do grupo de adultos-jovens, os indivíduos deveriam estar na faixa etária de 20 a 30 anos.

Para fazerem parte do estudo, os indivíduos deveriam apresentar uma prática de atividades físicas somadas aos deslocamentos realizados e demais esportes praticados de no mínimo 150 minutos semanais (30 minutos, cinco dias por semana) com intensidade leve a moderada, seguindo a recomendação tradicional (MAZO e BENEDETTI, 2011; BENEDETTI *et al*., 2007; ACSM, 2001). Além disso, não poderiam apresentar qualquer tipo de distúrbio vestibular, alteração visual sem correção, diabetes, lesões no sistema musculoesquelético ou dor lombar.

Para avaliar possíveis perdas cognitivas no grupo de idosos foi realizado o Mini Exame de Estado Mental (FOLSTEIN *et al*., 1975), o qual se caracteriza como um questionário de 30 pontos utilizado para rastrear perdas cognitivas. Os idosos que obtivessem valores inferiores a 25 pontos seriam excluídos do estudo.

Coleta dos dados

Os indivíduos foram avaliados por meio de variáveis relacionadas ao equilíbrio postural (plataforma de força). No entanto, para testar a reprodutibilidade pré e pós-teste (chamada nesse estudo de confiabilidade) das variáveis de dupla-tarefa (controle motor e equilíbrio), os indivíduos foram testados em duas ocasiões (sendo a segunda 48 horas após a primeira). Cada teste específico no pré e pós-teste foi supervisionado pelo mesmo investigador, que desconhecia os resultados anteriores, e foi realizado no mesmo equipamento com idêntico posicionamento do indivíduo e equipamento. Cada voluntário realizou os testes no mesmo horário do dia, e entre cada ensaio os indivíduos tinham 60 segundos de descanso para evitar a fadiga.

A anamnese e os testes foram conduzidos em uma sala silenciosa com controle de temperatura. Antes dos testes, os participantes ficaram sentados em repouso por cinco minutos. Após, os indivíduos foram avaliados em postura ereta estática e descalços. Nesta ocasião, os pés dos participantes foram demarcados em uma folha de papel que estava sobre a plataforma de força. Assim, em todas as tentativas, o posicionamento de cada indivíduo foi mantido.

Na sequência, os dados foram obtidos para cada voluntário em cada dia de teste (pré e pós-teste para idosos) em 12 tentativas entre 6 condições testadas (duas coletas para cada condição), seguindo uma ordem aleatória sorteada para cada indivíduo. Os testes foram compostos de um período de cinco minutos de explicação e tiveram um intervalo entre cada testagem de um minuto e entre pré e pós-teste de 48 horas.

As condições testadas estão descritas a seguir.

Tarefas simples

As tarefas simples consistiram de duas condições. Na primeira, os participantes permaneceram com os olhos abertos (TOA) e na segunda, com a ausência da visão (olhos fechados) (TOF). Em ambas, os voluntários permaneceram o mais imóvel possível em pé durante 30 segundos em cada tentativa. Além disso, em TOA mantiveram o foco visual em um círculo de 14,5 centímetros (cm) de diâmetro projetado na parede à frente, na altura dos olhos, com uma distância de

3,94 metros (m) do centro da plataforma de força (instrumento no qual estavam sendo coletados os dados referentes ao controle postural de cada participante).

Dupla-tarefa

Para realização dos testes de dupla-tarefa foi utilizado um projetor de imagens suspenso no teto, exatamente sobre o centro da plataforma de força. A imagem projetada na parede à frente dos participantes tinha o fundo branco e traços em preto, conforme pode ser visualizado e baixado todo o protocolo de teste pelo site do Laboratório de Biomecânica (http://www.ufsm.br/labiomec/downloads.html).

A referida imagem projetada na parede ficou a 3,94 m de distância do centro da plataforma de força e apresentou as seguintes dimensões: 1,98 m de comprimento, 1,50 m de altura, sendo que esta imagem era dividida em retângulos de 10 cm de comprimento por 7 cm de altura, totalizando 20 retângulos no seu comprimento por 20 retângulos sua altura; o círculo ao centro da projeção apresentava 14,5 cm de diâmetro, o qual tinha diferentes alturas iniciais, dependendo dos diferentes testes (Figura 4).

Nas tarefas horizontais, o círculo apresentava uma altura inicial de 1,39 m do chão e nas elípticas 1,89 m. O ângulo formado entre o centro da plataforma de força e as extremidades da projeção foi de aproximadamente 28°.

Figura 4: Imagem projetada para o teste de dupla-tarefa.

O teste de dupla-tarefa foi constituído de quatro tarefas, chamadas de tarefa horizontal direita (THD), tarefa horizontal esquerda (THE), tarefa elíptica direita (TED) e tarefa elíptica esquerda (TEE). Os indivíduos deveriam segurar em sua mão uma caneta de laser (correspondente ao lado do teste: direita ou esquerda) e o foco do laser deveria acompanhar o movimento do alvo circular projetado. Para isso, eram permitidas apenas movimentos das articulações rádio-ulnar e do punho. No THD (os indivíduos seguram o laser com a mão direita) o círculo começava o movimento acelerando e se deslocando da posição central da projeção até o final na direita (havendo desaceleração), nesse instante ele mudava o sentido do movimento (iniciava uma aceleração até o centro de projeção e depois nova desaceleração) até o final da projeção do lado esquerdo, quando novamente ele obtinha a velocidade zero e mudava o sentido (acelerava) para retornar a posição central, desacelerando. O tempo total de duração do movimento do círculo foi de 30 segundos. No THE tudo ocorreu da mesma forma que no THD, no entanto os indivíduos seguraram a caneta pela mão esquerda e o movimento do círculo também começava no sentido oposto, ou seja, para a esquerda.

No TED novamente os indivíduos deveriam segurar a caneta laser na mão direita e focar o círculo, no entanto, nesse teste o movimento era elíptico. Nesse teste o círculo acelera até a metade da volta e depois desacelera até o final (sentido horário), mas existiam mudanças verticais e horizontais de sua posição, o que deixava o teste mais difícil. O tempo total de duração do movimento do círculo foi de 30 segundos. Na TEE tudo ocorreu da mesma forma que no TED, no entanto os participantes seguraram a caneta pela mão esquerda e o movimento do círculo também começava no sentido oposto, ou seja, anti-horário.

Perpendicular à projeção e alinhada com o projetor foi colocada uma câmera de vídeo para gravar do cenário visual e do movimento do laser na parede. Como a projeção era composta de retângulos, foram considerados erros o número de vezes em que o participante focou o laser fora do círculo projetado e, também, a distância máxima do laser em cada ocasião (número de retângulos fora da projeção do círculo em movimento). Posteriormente às avaliações, dois avaliadores treinados quantificaram os erros de cada tentativa para cada indivíduo de forma independente.

Foi definida como a mão dominante aquela que o indivíduo utilizava para escrever, portanto, para a análise estatística utilizou-se os dados agrupados em da seguinte forma: lado de preferência para o teste horizontal (LPH), lado de não preferência para o teste horizontal (LNPH), lado de preferência para o teste elíptico (LPE) e lado de não preferência para o teste elíptico (LNPE).

Análise do centro de pressão (COP)

Os valores do COP foram calculados com base em dados das forças e momentos de uma plataforma de força AMTI OR6-6 2000 (Advanced Mechanical Technologies, Inc.), com frequência de aquisição de 100 Hz. As variáveis analisadas foram deslocamento do COP na direção ântero-posterior (COPap) e na médio-lateral (COPml), obtido pela diferença entre os valores máximos e mínimos alcançados pelo COP em cada uma das duas direções. Também foi avaliada a velocidade média do COP (COPvm) através da divisão do comprimento da trajetória do COP pela duração do tempo de coleta; e a área da elipse (COPsa) calculada com base em procedimentos estabelecidos pelo fabricante.

Os dados cinéticos foram submetidos a um filtro passa-baixa de 4ª ordem Butterworth com frequência de corte de 10 Hz.

Procedimentos para a validação

Dois avaliadores passaram por um treinamento para quantificarem com os mesmos parâmetros os erros do teste de laser utilizando recurso de imagens em vídeo.

Para verificar a reprodutibilidade intra-avaliador os vídeos dos testes foram avaliados pelo mesmo avaliador com o tempo mínimo de 24 horas.

Análise estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando a média de duas tentativas para cada participante.

Os dados foram submetidos a estatística descritiva. Foi verificada a normalidade na distribuição dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk, a homogeneidade por meio do teste de Levene e a esferecidade por meio de Mauchly.

Para analisar os dados referentes aos erros do laser foram utilizados: o índice de correlação intraclasse para verificar a reprodutibilidade em pré e pós-teste; e o teste de Wilcoxon para verificar a existência de diferenças entre as coletas. Para analisar a objetividade do teste (avaliação interavaliador), assim como, para avaliar a reprodutibilidade intra-avaliador (os mesmos dados em duas ocasiões) se utilizou a correlação de Pearson. Para verificar a sensibilidade entre os grupos foi utilizado o teste t para amostras independentes.

Com relação aos dados do controle postural, realizou-se uma Anova two-Way para comparação entre as seis condições (TOA, TOF, LPH, LNPH LPE e LNPE), e os dois grupos (adultos-jovens e idosos). Seguindo orientações de Huck e Cormier, (1987), para verificar as comparações e o efeito da interação separou-se cada um dos grupos e se realizou dois testes Anova One-Way (1x6). Para verificar as diferenças foi utilizado o post-hoc de Tukey. Foi utilizado o índice de correlação intraclasse para verificar a reprodutibilidade em pré e pós-teste e o teste de Wilcoxon para verificar a existência de diferenças entre as coletas (pré e pós-teste). Foram utilizados os dados de pré-teste para as análises do controle postural, desta forma os dados de pós-teste foram apenas utilizados para verificar questões de reprodutibilidade. Quando os efeitos principais ou de interação resultaram em diferenças significativas, foi então calculado o tamanho do efeito usando o parâmetro ETA ao quadrado (η^2). O nível de significância para todos os testes foi de 5%.

Foi analisada a razão da média dos valores de oscilação do grupo de adultos-jovens pelo grupo de idosos em dados percentuais (para isso multiplicando por 100) (Razão de X GJ/GI*100).

Resultados

A caracterização da amostra está descrita na Tabela 1.

Tabela 1: Médias e desvios padrão de idade, dados antropométricos e número de indivíduos em cada grupo.

	GI (n=35)		GJ (n=33)	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Idade (anos)	67,11	2,04	22,76	2,04
Estatura (m)	1,64	0,09	1,71	0,08
Massa (kg)	75,99	14,70	67,27	11,14
IMC (kg/m^2)	27,95	3,72	23,07	2,89

GI = grupo de idosos; GJ = grupo de adultos-jovens

Os resultados apresentados na Tabela 2 mostram os valores de reprodutibilidade dos mesmos indivíduos avaliados em dois momentos diferentes, objetividade, reprodutibilidade intra-avaliador e sensibilidade dos testes.

Tabela 2: Médias e desvios padrão dos erros dos idosos (GI) e jovens (GJ) nos quatro testes do laser, sendo eles: lado de preferência para o teste horizontal (LPH), lado de não preferência para o teste horizontal (LNPH), lado de preferência para o teste elíptico (LPE) e lado de não preferência para o teste elíptico (LNPE). Valores dos testes estatísticos para reprodutibilidade do instrumento.

	Teste estatístico	**LPH**	**LNPH**	**LPE**	**LNPE**
Erros GI pré Média ± DP		2,28 ± 2,43	3,08 ± 5,67	3,72 ± 5,89	4,65 ± 6,41
Erros GI pós Média ± DP		1,92 ± 2,80	3,17 ± 4,31	3,48 ± 5,79	4,57 ± 5,46
Confiabilidade (pré e pós-teste)	ICC	92,4%	97,5%	98,2%	97,9%
	Wilcoxon	0,093	0,092	0,056	0,113
Objetividade (inter-avaliador)	Pearson	99,1%	99,7%	99,7%	99,7%
Reprodutibilidade intra-avaliador	Pearson	99,4%	99,9%	99,9%	99,9%
Erros GJ Média ± DP		0,67 ± 1,47	1,06 ± 1,62	1,06 ± 1,00	1,15 ± 1,33
Comparação entre grupos (sensibilidade)	Teste t	<0,001* GJ^a/GI^b	<0,001* GJ^a/ GI^b	<0,001* GJ^a/ GI^b	<0,001* GJ^a/GI^b

LPH = lado de preferência para o teste horizontal; LNPH = lado de não preferência para o teste horizontal; LPE = lado de preferência para o teste elíptico; LNPE = lado de não preferência para o teste elíptico. ICC = índice de correlação intra-classe.

Os testes estatísticos do Anova Two-way mostraram os seguintes resultados: COPap: entre grupos F=34,262; p<0,001; η^2=0,081, entre condições F=3,917; p=0,002; η^2=0,048 e na interação grupo X Condição F=3,434; p=0,005; η^2=0,042. COPml: entre grupos F=249,779; p<0,001; η^2=0,390, entre condições F=16,431; p<0,001; η^2=0,174 e na interação grupo X Condição F=17,498; p<0,001; η^2=0,183. COPvm: entre grupos F=25,445; p<0,001; η^2=0,061, entre condições F=13,699; p<0,001; η^2=0,149 e na interação grupo X Condição F=0,873; p=0,499. COPsa: entre grupos F=9,060; p=0,003; η^2=0,025, entre condições F=4,696; p<0,001; η^2=0,063 e na interação grupo X Condição F=0,792; p=0,556. Na Tabela 3 estão apresentados todos os resultados do controle postural nas seis condições analisadas para os dois diferentes grupos etários, resultados dos dois testes de Anova One-Way entre condições (para cada grupo), além de valores percentuais da oscilação do grupo de adultos-jovens em relação aos valores dos idosos.

Tabela 3: Variáveis do controle postural obtidas pelo centro de pressão (COPap, COPml, COPvm e COPsa) para as seis condições analisadas nos grupos de Idosos e de adultos-Jovens.

Variáveis		TOA		TOF		LPH		LNPH		LPE		LNPE	
		GI	GJ	GI	GJ	GI	GJ	GI	GJ	GI	GJ	GI	GJ
COPap (cm)	X±SD$^{Post\text{-}hoc}$	2,20 ± 0,88 ^{AB}	1,58 ± 0,46^{ZW}	2,52 ± 0,96 ^{B}	1,82 ± 0,61^{Z}	2,10 ± 0,65 ^{AB}	1,29 ± 0,30^{W}	2,14 ± 1,51 ^{AB}	1,17 ± 0,50^{W}	1,64 ± 0,94^{A}	1,56 ± 0,45^{ZW}	1,71 ± 1,12^{A}	1,77 ± 0,70^{Z}
	Razão de X GJ/GI*100	70%		74%		58%		56%		58%		63%	
COPml (cm)	X±SD$^{Post\text{-}hoc}$	1,06 ± 0,44 ^{A}	0,84 ± 0,32	1,11 ± 0,46 ^{A}	0,88 ± 0,40	1,95 ± 1,20 ^{B}	0,76 ± 0,34	2,45 ± 0,97 ^{BC}	0,79 ± 0,26	2,50 ± 0,95 ^{BC}	0,82 ± 0,38	2,67 ± 1,20^{C}	0,89 ± 0,46
	Razão de X GJ/GI*100	79%		79%		58%		34%		47%		51%	
COPvm (cm/s)	X±SD$^{Post\text{-}hoc}$	1,05 ± 0,41^{A}	1,00 ± 0,21^{Z}	1,44 ± 0,77 ^{B}	1,15 ± 0,30^{Z}	0,98 ± 0,33 ^{A}	0,80 ± 0,16^{W}	1,00 ± 0,34 ^{A}	0,79 ± 0,18^{W}	0,98 ± 0,32 ^{A}	0,80 ± 0,17^{W}	0,98 ± 0,34 ^{A}	0,83 ± 0,21^{W}
	Razão GJ/GI*100	92%		79%		77%		75%		78%		80%	
COPsa (cm^2)	X±SD$^{Post\text{-}hoc}$	1,92 ± 1,80^{A}	1,76 ± 0,60^{Z}	2,19 ± 1,97^{AB}	1,75 ± 0,71^{Z}	4,24 ± 4,39^{ABC}	2,99 ± 1,95^{ZW}	5,98 ± 7,40^{C}	3,25 ± 2,05^{ZW}	4,27 ± 4,10^{ABC}	3,05 ± 1,92^{ZW}	5,30 ± 6,74^{BC}	3,45 ± 2,03^{W}
	Razão de X GJ/GI*100	88%		87%		54%		49%		57%		64%	

GI = Idosos. GJ = adultos-jovens. X±SD$^{Post\text{-}hoc}$ = Média±Desvio Padrão e sobre-escrito as diferenças do Anova One-way conforme o post-hoc de Tukey. ^{A,B} e ^{C} indicam diferenças nas comparações das condição para idosos. ^{Z} e ^{W} indicam diferenças nas comparações das condições para os adultos-jovens. TOA = olhos abertos em tarefa simples em tarefa simples; TOF = olhos fechados em tarefa simples; LPH = lado de preferência para o teste horizontal; LNPH = lado de não preferência para o teste horizontal; LPE = lado de preferência para o teste elíptico; LNPE = lado de não preferência para o teste elíptico.

Na Tabela 4 são apresentados os dados estatísticos do controle postural, verificados para as seis condições testadas no presente estudo, da reprodutibilidade em duas testagens idênticas ocorridas com um intervalo de 90 segundos entre cada uma delas.

Tabela 4: Reprodutibilidade das variáveis de controle postural em duas testagens verificadas através do índice de correlação intraclasse (ICC) e verificação da existência de diferenças entre pré e pós-teste (Wilcoxon).

Variáveis	TOA	p	TOF	p	LPH	p*	LNPH	p	LPE	p	LNPE	p
COPap	0,709	0,187	0,799	0,381	0,762	0,844	0,740	0,851	0,862	0,059	0,859	0,589
COPml	0,692	0,194	0,680	0,883	8,290	0,012†	0,863	0,002†	0,839	0,294	0,736	0,480
COPvm	0,914	0,056	0,952	0,467	0,916	0,161	0,944	0,033†	0,889	0,909	0,900	0,068
COPsa	0,776	0,083	0,764	0,441	0,807	0,054	0,819	0,012†	0,898	0,112	0,645	0,812

† Indicam diferenças significativas entre pré e pós-testes. p = probabilidade de significância.

Discussão

O objetivo central do estudo foi determinar a confiabilidade teste-reteste, a reprodutibilidade intra-avaliador, a objetividade, a sensibilidade e a validade do instrumento criado para ser utilizado em testes de controle postural.

A confiabilidade é medida pela variação dos resultados de um protocolo (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009; CURRELL e JEUKENDRUP, 2008) e segundo Atkinson e Nevill (1998) deveria ser o primeiro critério a ser julgado quando há elaboração de um protocolo de avaliação. Desta forma, percebe-se, através do teste estatístico índice de correlação intraclasse (ICC), que no presente estudo os valores de confiabilidade foram para todos os quatro testes desenvolvidos superiores a 92%. Segundo Nunnally e Berstein (1994) para se utilizar critérios mais rígidos os valores do teste ICC devem se situar entre 0,80 e 1,00.

Já o teste de Wilcoxon, quando aplicado nestes mesmos dados, mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa em nenhuma das quatro condições para os mesmos indivíduos quando refizeram o mesmo teste 48 horas depois da primeira vez. Portanto, os erros no laser se mantiveram estáveis para os mesmos indivíduos idosos e o teste possuiu confiabilidade.

Com relação à reprodutibilidade interavaliadores, os achados do presente estudo, apresentados na Tabela 2, mostram que o teste apresenta objetividade, pois proporciona índices reprodutivos consistentes e superiores a 99% na correlação de Pearson, quando examinados por diferentes avaliadores. Esses valores eram

esperados, pois como no protocolo do teste existe a utilização do recurso de visualização do vídeo para a análise do movimento do laser, isso dificulta a avaliação incorreta.

Da mesma forma que a análise da objetividade, a avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador foi realizada utilizando recursos de vídeo. Os dados avaliados pelo mesmo avaliador em dois momentos distintos obtiveram valores para a correlação de Pearson ainda maiores que para a objetividade, com quase 100% de concordância.

Segundo Anastasi e Urbina (2000) o nível de erro geral do instrumento dado pela soma do erro interavaliador e do erro intra-avaliador se torna aceitável quando fica próximo a 20%. Portanto, os resultados do teste apresentado neste trabalho estão amplamente dentro do que foi proposto pelos autores.

Outro parâmetro bastante importante para validar um teste é a sensibilidade. Esta é a habilidade do teste identificar diferenças entre grupos sabidamente distintos (ALEXANDRE e COLUCI, 2011). A sensibilidade de uma medida é garantida quando se podem detectar pequenas, mas importantes, mudanças no desempenho ao longo de um tempo. Dessa forma, o teste deve ser capaz de indicar pequenas diferenças de desempenho (CURRELL e JEUKENDRUP, 2008). Assim, propostas de se comprovar a sensibilidade utilizando indivíduos de diferentes níveis de rendimento também podem ser empregadas, pois é de se esperar, comumente, diferença de desempenho (MUJIKA *et al*., 2006).

Sendo assim, este estudo foi composto por um grupo de adultos-jovens para comparar seus desempenhos com os idosos. Como esperado, em todos os quatro testes, os dois grupos se mostraram diferentes. Logo o teste foi sensível suficiente para verificar diferenças entre idosos e adultos-jovens (Tabela 2).

Todos os parâmetros discutidos e apresentados na Tabela 2 estão de acordo com a necessidade para que o teste adicional (do laser) ao controle postural seja recomendado. Porém, é importante que o teste avalie o que realmente ele se propõe. Esta prerrogativa é chamada de validade (IMPELLIZZERI e MARCORA, 2009; PASQUALI, 2009; ATKINSON e NEVILL, 1998).

Portanto, para que um teste adjacente ao controle postural seja válido é preciso que ele consiga suficientemente desafiar o equilíbrio. Nesse sentido, pode-

se verificar nos resultados que todas as variáveis referentes ao controle postural foram estatisticamente diferentes com relação ao grupo de adultos-jovens (COPap: F=34,262; p<0,001, COPml: F=249,779; p<0,001, COPvm: F=25,445; p<0,001, COPsa: F=9,060; p=0,003). Desta forma, a diferença no controle postural foi influenciada pelo fator grupo, sendo este capaz de explicar 8,1% variância encontrada no COPap, 39,0% no COPml, 6,1% no COPvm e 2,5% no COPsa.

Além disso, quando analisado o percentual de oscilação dos adultos-jovens em relação aos idosos, em cada condição, percebe-se que nas tarefas simples (TOA e TOF) os valores são mais próximos entre os grupos (chegando a uma semelhança de 79% entre a oscilação de adultos-jovens e idosos na variável COPml na condição TOA). Entretanto, quando se observa os percentuais na dupla-tarefa, percebe-se uma diminuição da oscilação percentual média de adultos-jovens em relação aos idosos (chegando em 34% para COPml na condição LNPH). Em outras palavras, os idosos oscilaram mais em relação aos adultos-jovens em dupla-tarefa que em tarefa simples e, portanto, isso caracteriza a validade de construto do teste do laser utilizado nesta pesquisa.

A validade de construto indica que a mensuração reflete conceitos teóricos sobre o tema em questão (NYVAD, MACHIULSKIENE e BAELUM, 2003; HOPKINS, 2000). Assim, pode-se citar três modelos diferentes que explicam a atuação da dupla-tarefa no controle postural de idosos, sendo eles: modelo de competição cruzada entre os domínios, modelo de interação não linear em formato de U e modelo da priorização da tarefa. Estes tentam explicar como o sistema nervoso atua em situações desafiadoras com concorrência de tarefas, por exemplo, no controle postural e tarefa adicional (LACOUR *et al*., 2008; HUXHOLD *et al*., 2006).

O modelo de competição cruzada entre os domínios postula que o controle postural e a atividade cognitiva competem por recursos de atenção em condições de dupla-tarefa e, portanto, valores de oscilação corporal devem ser alterados quando comparados com tarefa postural única. Logo, em virtude do compartilhamento de recursos de atenção, o desempenho do equilíbrio deve ser menos eficiente em condições de dupla-tarefa (LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010; CAVANAUGH, MERCER e STERGIOU, 2007).

No entanto, em muitos estudos de dupla-tarefa os resultados são divergentes do que é postulado pelo modelo de competição cruzada entre os domínios, não apresentando mudanças ou apresentando melhoras em pelo menos uma das tarefas sem prejudicar a outra (LIMA, AZEVEDO NETO e TEIXEIRA, 2010; CAVANAUGH, MERCER e STERGIOU, 2007; HUXHOLD *et al*., 2006).

Sendo assim, se os resultados do presente estudo forem baseados essencialmente no modelo de competição cruzada entre os domínios, os achados seriam apenas explicados pela alocação da atenção (cognição) na tarefa adicional e isso proporcionaria o controle postural prejudicado na maioria dos testes em dupla-tarefa. No entanto, em algumas condições e variáveis a dupla-tarefa não ocasionou diferenças nem mesmo no grupo idoso e, por outro lado, adultos-jovens chegaram a obter valores melhores (por exemplo, para o COPvm todas as condições de dupla-tarefa foram iguais à condição de olhos abertos). Isso pode ocorrer em função da complexidade da tarefa adjacente, ou seja, a quantidade de demanda cognitiva solicitada. Em virtude dessa fraqueza na proposta do primeiro modelo, surgiu o modelo de interação não linear em formato de U.

Esse modelo postula uma relação em formato de U entre controle postural e demanda cognitiva. Ou seja, o modelo de interação não linear significa que o equilíbrio corporal pode ser melhorado ou diminuído dependendo da demanda cognitiva exigida pela tarefa secundária (HUXHOLD *et al*., 2006). Os resultados encontrados neste estudo foram ao encontro do modelo de interação não linear em formato de U, visto que as variáveis COPml (em todas as condições de dupla-tarefa) e COPsa (nas condições de dupla-tarefa para o lado de não preferência) dos idosos apresentaram maiores dificuldades e necessitaram maior alocação da atenção e portanto, foram estatisticamente piores em relação TOA. Além disso, os adultos-jovens na variável COPap tiveram melhores valores estatísticos em dupla-tarefa (LPH e LNPH) que em tarefa simples (TOA). Isso seria explicado pela dificuldade reduzida para esta tarefa para esse grupo e, portanto, necessitando baixa demanda atencional.

Lacour *et al. (*2008) por outro lado, demonstram que a dinâmica de controle do equilíbrio pode ser atingida de forma independente entre indivíduos, isto é, por meio de diferentes estratégias sensório-motoras. Da mesma forma, esses autores

expõem que as estratégias motoras (padrão motor) podem ser modificadas intraindivíduos dependendo do contexto ambiental (dificuldade da tarefa) ou da representação mental da dificuldade da tarefa. Assim surge o terceiro modelo, chamado de modelo de priorização da tarefa (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011; LACOUR *et al*., 2008).

Especificamente descrevendo as alterações do padrão motor em função da referida priorização da tarefa motora, deve-se pensar em modificações nas estratégias para a manutenção do controle postural. A estratégia do quadril, que é utilizada quando a base de suporte se torna menor e mais instável (situações mais desafiadoras) (HORAK, 2006), é predominantemente usada por idosos. Os movimentos que fazem parte da estratégia do quadril são centrados nesta articulação e se caracterizam pela ativação precoce da musculatura proximal do tronco e do quadril (HORAK, 2006). Desta forma, é sugerido que o cérebro escolha a estratégia mais segura para evitar quedas.

No entanto, quando o sistema nervoso central opta por uma estratégia que forneça maior segurança (estabilidade postural), o custo energético é maior (LACOUR *et al*., 2008). Por exemplo, quando a estratégia de tornozelo é utilizada e suficientemente adequada, ela possibilita um baixo consumo energético com a devida segurança. Nesse caso, este tipo de estratégia faz com que o corpo se mova ao nível do tornozelo como um pêndulo invertido, sendo prioritariamente utilizada para manutenção do equilíbrio frente a pequenas oscilações (HORAK, 2006), como em dupla-tarefas de baixa exigência.

Sendo assim, se os resultados do presente estudo forem baseados no modelo da priorização da tarefa, cada grupo deve ter utilizado diferentes estratégias ou amplificado o uso das estratégias para sua manutenção em postura estática em função da tarefa adjacente oferecida. Portanto, com base em informações de alguns estudos (SIBLEY *et al*., 2007; SIMEONOV *et al*., 2005), acredita-se que idosos ao executarem as tarefas apresentaram maiores dificuldades em função do medo de poder perder o equilíbrio.

Neste trabalho, todos os testes de equilíbrio tiveram boa reprodutibilidade quando comparadas as tentativas em pré e pós-testes para os idosos, verificadas através do índice de correlação intraclasse (Tabela 4). No entanto, quando analisado

o teste de Wilcoxon buscando possíveis diferenças, percebeu-se que para o COPml, COPvm e COPsa da LNPH e o COPml para o LPH houve diferenças estatisticamente significativas. Isso significa que os valores obtidos pela plataforma de força, para estas variáveis nestas condições, não foram reprodutíveis entre pré e pós-testes.

No entanto, é preciso lembrar que na realização de qualquer teste é comum a existência dos erros de medidas. Estes erros podem dever-se à variabilidade biológica do sujeito, do instrumento utilizado, do erro do avaliador e na condução do próprio teste (PASQUALI, 2009; WEIR, 2005; HOPKINS, 2000).

Portanto, infere-se que essa diferença apresentada em apenas quatro das 16 condições e variáveis analisadas se deve, principalmente, à individualidade biológica. Acredita-se fortemente que baseado em diversos métodos estatísticos utilizados nesse estudo, a ferramenta de análise é válida e extremamente útil para avaliar indivíduos idosos em dupla-tarefa, assim como sensível para verificar diferenças entre grupos distintos.

Conclusão

Os achados do presente estudo mostraram que o teste do laser possui confiabilidade, validade, reprodutibilidade, sensibilidade e é válido como teste adicional para o controle postural. Os idosos foram estatisticamente piores que os adultos-jovens tanto no controle postural quanto nos valores do teste.

Referências

AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI P.; MAGNUSSON, S. P.; KJAER, M. Role of the nervous system in sarcopenia nad muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure, **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, p.49–64, 2010.

ALEXANDRE, N. M. C.; COLUCI, M. Z. O. Validade de conteúdo nos processos de construção e adaptação de instrumentos de medidas. **Revista Ciência & Saúde Coletiva**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 7, Jul. 2011.

American College of Sports Medicine. ACSM stand position on the appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, p. 2145-56, 2001.

ANASTASI, A.; URBINA, S. **Testagem psicológica**. Porto Alegre: ArtMed Editora, 2000.

ARAGÃO, F. A.; KARAMANIDIS, K.; VAZ, M. A.; ARAMPATZIS, A. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, n.3, p. 512-518, 2011.

ARAÚJO, T. B.; SILVA, N. A.; COSTA, J. N.; PEREIRA, M. M.; SAFONS, M. P. Efeito da equoterapia no equilíbrio postural de idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 15, n. 5, p. 414-9, 2011.

ATKINSON, G. NEVILL, A. M. Statitstical methods for assessingmeasurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. (Review). **Sports Medicine**, v. 26, n. 4, p.217-38, 1998.

BENEDETTI, T. R. B. ANTUNES, P. C.; RODRIGUES-ANEZ, C. R.; MAZO, G. Z. PETROSKI, E .L. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. **Revista Brasileira de Medicina e Esporte**, v. 13, n. 1, p. 11-16, 2007.

BERGER, L.; BERNARD-DEMANZE, L. Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. **Gait & Posture**, v. 33, p. 300–302, 2011.

CADORE, E. L.; IZQUIERDO, M.; PINTO, S. S.; ALBERTON, C. L.; PINTO, R. S.; BARONI, B. M.; VAZ, M. A.; LANFERDINI, F. J.; RADAELLI, R.; GONZÁLEZ-IZAL, M.; BOTTA, R. O. M.; KRUEL, L. F. M. Neuromuscular adaptations to concurrent training in the elderly: effects of intrasession exercise sequence. **Age**, v. 35, n. 3, p. 891-903, 2013.

CAVANAUGH, J. T.; MERCER, V. S.; STERGIOU, N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, p. 42, 2007.

CURREL, K.; JEUKENDRUP, A. E. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. **Sports Medicine**, v. 38, n. 4, p.297-316, 2008.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. “Mini Mental State”: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v. 12, p. 189-98, 1975.

HIYAMIZU, M.; MORIOKA, S.; SHOMOTO, K.; SHIMADA, T. Effects of dual task balance training on dual task performance in elderly people: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 26, n. 1, p. 58–67, 2012.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medice and science. (Comparative Study). **Sport Medicine**, v. 30, n.1, p. 1-15, 2000.

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

HUCK, S.W.; CORMIER, W.H. **Reading statistics and research**. 2ª edição, New York, NY: HarperCollins College Publishers. Jarvis, p.1987, 1996.

HUXHOLD, O.; LI, S. C.; SCHMIEDEK, F.; LINDENBERGER, U. Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v.69, p. 294–305, 2006.

IMPELLIZZERI, F. M.; MARCORA, S. M. Test validation in sport physiology: lessons learned from clinimetrics. [Review]. **International Journal of Sports Physiology & Performance**, v. 4, n. 2, p. 269-277, 2009.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Neurophysiologie Clinique. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 6, p.411-421, 2008.

LIMA, A. C.; AZEVEDO NETO, R. M.; TEIXEIRA, L. A. On the functional integration between postural and supra-postural tasks on the basis of contextual cues and task constraint. **Gait & Posture**, v. 32, p. 615–618, 2010.

MATSUMURA, B. A.; AMBROSE, A. F. Balance in the Elderly. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 22, p. 395-412, 2006.

MAZAHERI, M.; SALAVATI M.; NEGAHBAN, H.; SANJARI, M. A.; PARNIANPOUR M. Postural sway in low back pain: Effects of dual tasks. **Gait & Posture**, v. 31, p. 116–121, 2010.

MAZO, G. Z.; BENEDETTI, T. R. B. Adaptação do questionário internacional de atividade física para idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.12, n. 6, p. 480-484, 2010.

MELZER, I.; DAMRY, E.; LANDAU, A.; YAGEV, R. The influence of an auditory–memory attention-demanding task on postural control in blind persons. **Clinical Biomechanics**, v. 26, p. 358–362, 2011.

MOGHADAM, M.; ASHAYERI, H.; SALAVATI, M.; SARAFZADEH, J.; TAGHIPOOR, K. D.; SAEEDI, A.; SALEHI, R. Reliability of center of pressure measures of postural stability in health yolder adults: Effects of postural task difficulty and cognitiveload. **Gait & Posture**, v. 33, n. 4, p. 651-5, 2011.

MUJIKA, I.; MCFADDEN, G.; HUBBARD, M.; ROYAL, K.; HAHN, A. The water-polo intermittent shuttle test: a match-fitness test for water-polo players. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 1, n. 1, p. 27, 2006.

NUNNALLY, J. C.; BERSTEIN, I. H. **Psychometric theory**. New York: McGraw-Hill, 1994.

NYVAD, B.; MACHIULSKIENE, V.; BAELUM, V. Construct and predictive validity of clinical caries diagnostic criteria assessing lesion activity. **Journal of Dental Research**, v. 82, n. 2, p. 117-22, 2003.

PAPEGAAIJ, S.; LIMA-PARDINI, A. C.; SMITH, B. A.; OTTEN, E.; COHEN, R. G.; HORAK, F. B. Keeping your balance while balancing a cylinder: interaction between postural and voluntary goals. **Experimental Brain Research**, v. 223, n. 1, p.79-87, 2012.

PASQUALI, L. Psicometría. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 43, p. 992-9, 2009.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. **Gait & Posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.

RODACKI, A. L. F.; SOUZA, R. M., UGRINOWITSCH, C.; CRISTOPOLISKI, F.; FOWLER, N. E. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. **Manual Therapy**, v. 14, p. 167-172, 2009.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35, p. ii37–41, 2006.

SIBLEY, K. M.; CARPENTER, M. G.; PERRY, J. C.; FRANK, J.S. Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex. **Human Movement Science**, v. 26, p. 103–112, 2007.

SIMEONOV, P. I.; HSIAO, H.; DOTSON, B. W.; AMMONS, D. E. Height effects in real and virtual environments. **Human Factors**, v. 47, p. 430–438, 2005.

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 & Posture**, v. 16, p. 20–30, 2002.

TEEL, E. F.; REGISTER-MIHALIK, J. K.; BLACKBURN, J. T.; GUSKIEWICZ, K. M. Balance and cognitive performance during a dual-task: Preliminary implications for use in concussion assessment. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, p. 190-4, 2013.

VOUDOURIS, D.; RADHAKRISHNAN. S.; HATZITAKI, V.; BRENNER E. Does postural stability affect grasping? **Gait & Posture**, v. 38, p. 477–482, 2013.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the interclass correlation coefficient. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 231-40, 2005.

ZIJLSTRA, A.; UFKES, T.; SKELTON, D. A.; LUNDIN-OLSSON, L.; ZIJLSTRA, W. Do dual tasks have an added value over single tasks for balance assessment in fall prevention programs? A mini-review. **Gerontology**, v. 54, p. 40–49, 2008.

4 ARTIGO ORIGINAL 2

Comparação do controle postural entre jovens e idosos em diferentes alturas com desafio de dupla-tarefa

Resumo

A tendência de envelhecimento da população brasileira se manteve crescente e o número de idosos irá quadruplicar até 2060, representando quase 27% de toda a população. O estudo do equilíbrio postural é de fundamental importância visto que é uma capacidade física que atua na prevenção de quedas em nível do solo e em níveis elevados. As estratégias para a manutenção do controle postural são influenciadas por alguns fatores como, condições de dupla-tarefa, diferentes alturas do nível do solo e a idade. Sendo assim, o objetivo desse estudo foi comparar o controle postural entre adultos-jovens e idosos em diferentes alturas com desafio de dupla-tarefa. Foram verificadas variáveis de controle postural obtidas através do COP e variáveis cinemáticas de movimento articular do tornozelo e dos quadris. A amostra foi composta por 27 idosos e 33 adultos-jovens. Com base nos achados, conclui-se que idosos têm pior controle postural que adultos-jovens, fazendo maior uso da estratégia do quadril na manutenção do equilíbrio. Em situação elevada os valores de oscilação corporal foram maiores que em nível do solo. Os idosos apresentaram maiores deslocamentos do COP que adultos-jovens tanto elevado quanto em nível do solo. Com relação aos seis testes utilizados como dupla-tarefa, mesmo que compostos de características distintas, conclui-se que todos foram capazes de alterar os valores em comparação com tarefa simples.

Palavras-chave: equilíbrio postural, centro de pressão, idosos.

Abstract

The aging trend of the population kept growing and the number of elderly will quadruple by 2060, representing almost 27% of the Brazilian population. The study of postural balance is extremely important as it is a physical capacity that acts in the prevention of falls in ground level and at high levels. Strategies for maintaining the posture control are influenced by some factors such as, for example, dual task conditions, different heights from ground level and the age. Thus, the aim of this study was to compare the postural control among young adults and elderly people in different heights with dual-task challenge. Postural control variables obtained through the COP and motion kinematic variables ankle joint and hips were verified. The sample consisted of 27 elderly and 33 young adults. Based on the findings, it is concluded that the elderly have worse postural control than young adults, making greater use of the hip strategy in maintaining balance. In high position the body oscillation values were higher than in the ground. The elderly had higher COP shifts to young adults so high as in the ground level. With the six tests used as dual-task, even if composed of distinctive features, it is concluded that all were able to change the values compared to simple task.

Keywords: postural balance, center of mass, center of pressure, elderly.

Introdução

O estudo do equilíbrio postural é de fundamental importância visto que é uma capacidade física que atua na prevenção de quedas em nível do solo e em níveis elevados. Pesquisas mostram que as quedas são um dos maiores problemas para idosos (LACOUR *et al*., 2008), contribuindo substancialmente com o número de mortalidade e morbidade, sendo que, aproximadamente, um terço dos idosos com idades acima de 65 anos caem todo o ano (RUBENSTEIN, 2006).

As estratégias para a manutenção do controle postural são influenciadas por alguns fatores, como, por exemplo, condições de dupla-tarefa, diferentes alturas do nível do solo e a idade (TEEL *et al*., 2013; HORAK, 2006; BROWN *et al*., 2006). A dupla-tarefa quando relacionada ao controle postural quase-estático é compreendida como a realização de tarefas adicionais (cognitivas e/ou motoras) quando o indivíduo está parado e em pé (MELZER *et al*., 2011; ZIJLSTRA *et al*., 2008).

A influência de diferentes alturas do nível do solo no controle postural está relacionada a questões fisiológicas e, também, psicológicas. Os estudos que abordam esta temática associam o medo da queda com as alterações no controle postural (CARPENTER, FRANK e SILCHER, 1999; BROWN e FRANK, 1997; MAKI, HOLLIDAY e TOPPER, 1994; MAKI, HOLLIDAY e TOPPER, 1991).

Com relação ao avanço da idade, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), a tendência de envelhecimento da população brasileira se manteve na última pesquisa e o número de idosos irá quadruplicar até 2060, representando quase 27% de toda a população brasileira (IBGE, 2012). Sabe-se que a força e a potência muscular são diminuídas em idosos. Esta situação é causada pela diminuição da massa muscular (sarcopenia) (FEDER *et al*., 2000). Com o envelhecimento, também ocorrem perdas sensório-motoras (BERGER e BERNARD-DEMANZE, 2011) e uma redução na capacidade dos idosos em reter água no seu organismo, acarretando em uma diminuição da resistência degenerativa das articulações, deixando-as com menor capacidade de absorver o impacto (PEDRINELLI, GARCEZ-LEME e NOBRE, 2009). Além disso, essa fase da vida é marcada por perdas de acuidade visual, diminuição da propriocepção muscular e articular, perdas de sensibilidade plantar, redução da capacidade de detecção de

movimento do sistema vestibular e diminuição da capacidade do sistema nervoso central (SNC) em integrar os estímulos e fornecer respostas corretas e rápidas sobre o posicionamento corporal e a manutenção do equilíbrio postural (LACOUR *et al*., 2008).

Sendo assim, é importante comparar o controle postural entre adultos-jovens e idosos em diferentes alturas com desafio de dupla-tarefa para que se tenha um maior conhecimento dos mecanismos envolvidos nesta capacidade física. Desta forma, será possível obter informações pertinentes para o controle de desequilíbrios de idosos.

Metodologia

Considerações Éticas

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria (número de protoloco 0223.0.243.000-11). O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi assinado por cada participante.

Amostra e critérios de elegibilidade:

O cálculo amostral utilizado para se chegar ao número amostral mínimo foi realizado com base na seguinte equação: $n = ((Z_{\alpha/2}\boldsymbol{\sigma})E^{-1})^2$. Foram usados dados médios de média e desvio-padrão de variáveis idênticas às que foram utilizadas nesse estudo a partir de um estudo da literatura (dados de Araújo *et al*., 2011 em pré-teste) de semelhante delineamento. Na equação, ‘n’ é número de amostra, ‘$Z_{\alpha/2}$’ é um valor crítico tabelado que corresponde ao grau de confiança desejado (95% = 1,96), ‘σ’ é o desvio padrão encontrado nos estudos e “E” é o erro de máximo de estimativa (10%) relacionado à média das variáveis dos estudos usados.

Assim, foram necessários 25 participantes em cada grupo (idosos e adultos-jovens) selecionados de forma não-aleatória, caracterizando uma amostra de conveniência. Os voluntários do grupo de idosos deveriam ter 65 anos ou mais. Já para fazer parte do grupo de adultos-jovens, os indivíduos deveriam estar na faixa etária de 20 a 30 anos.

Para fazerem parte do estudo, os indivíduos deveriam apresentar uma prática de atividades físicas somadas aos deslocamentos realizados e demais esportes praticados de no mínimo 150 minutos semanais (30 minutos, cinco dias por semana) com intensidade leve a moderada, seguindo a recomendação tradicional (MAZO e BENEDETTI, 2011; BENEDETTI *et al*., 2007; ACSM, 2001). Além disso, não poderiam apresentar qualquer tipo de distúrbio vestibular, alteração visual sem correção, diabetes, lesões no sistema musculoesquelético ou dor lombar.

Para avaliar possíveis perdas cognitivas no grupo de idosos foi realizado o Mini Exame de Estado Mental (FOLSTEIN *et al*., 1975). Este é um questionário de 30 pontos utilizado para rastrear perdas cognitivas. Para serem incluídos, os idosos deveriam apresentar valores iguais ou superiores a 25 pontos.

Coleta dos dados

Os indivíduos foram avaliados através de variáveis relacionadas ao equilíbrio postural (plataforma de força e cinemetria). Cada teste específico no foi supervisionado pelo mesmo investigador, que desconhecia os resultados anteriores, e foi realizado no mesmo equipamento com idêntico posicionamento dos indivíduos e equipamentos. Cada voluntário realizou os testes em horário marcado anteriormente, e entre cada ensaio os indivíduos tinham 60 segundos de descanso para evitar a fadiga.

A anamnese e os testes foram conduzidos em uma sala silenciosa com controle de temperatura. Antes dos testes, os participantes foram sentados em repouso por cinco minutos. Após, os indivíduos foram avaliados em postura ereta estática e descalços. Nesta ocasião, os pés dos participantes foram demarcados em uma folha de papel que estava sobre a plataforma de força. Assim, em todas as tentativas, o posicionamento de cada indivíduo foi mantido.

Na sequência, os dados foram obtidos para cada voluntário em 32 tentativas entre 8 condições testadas (duas coletas para cada condição) e duas situações de altura (nível do solo ou sobre uma caixa de 30 cm de altura), seguindo uma ordem aleatória sorteada para cada indivíduo. Os testes foram compostos de um período de cinco minutos de explicação e tiveram um intervalo entre cada testagem de um minuto.

As condições testadas estão descritas a seguir.

Tarefas simples

As tarefas simples consistiram de duas condições. Na primeira, os participantes permaneceram com os olhos abertos (TOA) e na segunda, com a ausência da visão (olhos fechados) (TOF). Em ambas, os voluntários permaneceram o mais parado possível em pé durante 30 segundos em cada tentativa. Além disso, mantiveram o foco visual em um círculo de 14,5 centímetros (cm) de diâmetro projetado na parede à frente, na altura dos olhos, com uma distância de 3,94 metros (m) do centro da plataforma de força (instrumento no qual estavam sendo coletados os dados referentes ao COP de cada participante).

Teste do laser como dupla-tarefa

Para realização dos testes de dupla-tarefa foi utilizado um projetor de imagens suspenso no teto, exatamente sobre o centro da plataforma de força. A imagem projetada na parede à frente dos participantes tinha o fundo branco e traços em preto, conforme pode ser visualizado e baixado todo o protocolo de teste pelo site do Laboratório de Biomecânica (http://www.ufsm.br/labiomec/downloads.html).

A referida imagem projetada na parede ficou a 3,94 m de distância do centro da plataforma de força e apresentou as seguintes dimensões: 1,98 m de comprimento, 1,50 m de altura, sendo que esta imagem foi dividida em retângulos de 10 cm de comprimento por sete cm de altura, totalizando 20 retângulos no seu comprimento por 20 retângulos sua altura; o círculo ao centro da projeção apresentava 14,5 cm de diâmetro, o qual tinha diferentes alturas iniciais, dependendo dos diferentes testes (Figura 5 B).

Nas tarefas horizontais, o círculo apresentava uma altura inicial de 1,39 m do chão e nas elípticas 1,89 m. O ângulo formado entre o centro da plataforma de força e as extremidades da projeção foi de aproximadamente 28°.

O teste de dupla-tarefa foi constituído de quatro tarefas, sendo chamadas de tarefa horizontal direita (THD), tarefa horizontal esquerda (THE), tarefa elíptica direita (TED) e tarefa elíptica esquerda (TEE). Os indivíduos deveriam segurar em sua mão uma caneta de laser (correspondente ao lado do teste: direita ou esquerda)

e o foco do laser deveria acompanhar o movimento do alvo circular projetado. Para isso, eram permitidas apenas movimentos das articulações rádio-ulnar e do punho. No THD (os indivíduos seguram o laser com a mão direita) o círculo começava o movimento acelerando e se deslocando da posição central da projeção até o final na direita (havendo desaceleração), nesse instante ele mudava o sentido do movimento (iniciava uma aceleração até o centro de projeção e depois nova desaceleração) até o final da projeção do lado esquerdo, quando novamente ele obtém a velocidade zero e muda o sentido (acelera) para retornar a posição central. O tempo total de duração do movimento do círculo foi de 30 segundos. No THE tudo ocorreu da mesma forma que no THD, no entanto os indivíduos seguraram a caneta pela mão esquerda e o movimento do círculo também começava no sentido oposto, ou seja, para a esquerda.

No TED novamente os indivíduos deveriam segurar a caneta laser na mão direita e focar o círculo, no entanto, nesse teste o movimento era elíptico. Nesse teste o círculo acelera até a metade da volta e depois desacelera até o final, mas existiam mudanças verticais e horizontais de sua posição, o que deixava o teste mais difícil. O tempo total de duração do movimento do círculo foi de 30 segundos. Na TEE tudo ocorreu da mesma forma que no TED, no entanto os participantes seguraram a caneta pela mão esquerda e o movimento do círculo também começava no sentido oposto, ou seja, anti-horário.

Perpendicular à projeção e alinhada com o projetor foi colocada uma câmera de vídeo para filmagem do cenário visual e do movimento do laser na parede. Como a projeção era composta de retângulos, foram considerados erros o número de vezes em que o participante focou o laser fora do círculo projetado e, também, a distância máxima do laser em cada ocasião (número de retângulos fora da projeção do círculo em movimento). Posteriormente as avaliações, dois avaliadores treinados quantificaram os erros de cada tentativa para cada indivíduo de forma independente.

Foi definida como a mão dominante aquela que o indivíduo utilizava para escrever, portanto, para a análise estatística utilizou-se os dados agrupados em da seguinte forma: lado de preferência para o teste horizontal (LPH), lado de não preferência para o teste horizontal (LNPH), lado de preferência para o teste elíptico (LPE) e lado de não preferência para o teste elíptico (LNPE).

Teste de Stroop como dupla-tarefa

Este teste foi utilizado apenas em sua segunda fase, no qual foi apresentado para os participantes uma tarefa cognitiva. Essa atividade foi baseada em os participantes responderem a cor em que as letras estavam escritas. Porém, as letras formavam uma palavra que era o nome de uma cor e poderiam estar escritas em diferentes cores, sendo estas cores azul, vermelho, amarelo e verde. Os indivíduos deveriam responder em voz alta a cor visualizada e imediatamente após essa resposta ser dada o slide era substituído e uma nova cor apresentada. Caso o indivíduo errasse a resposta essa não era quantificada ao final do teste. Ao final de 30 segundos (tempo do teste), os acertos eram obtidos.

Teste de Memória como dupla-tarefa

Para este teste, foram apresentados para os participantes cinco dezenas dispostas na projeção a frente por dez segundos (Figura 5 A). Logo em seguida, os números sumiam por mais dez segundos e, por fim, aparecia uma frase solicitando que os participantes respondessem em voz alta quais os números que eles lembravam (por mais 10 segundos). Os participantes tinham previamente o conhecimento do funcionamento do teste e sabiam que deveriam responder os números que recordassem sem se moverem até que o pesquisador os autorizasse. Assim, totalizando os mesmos 30 segundos de duração dos testes de controle postural. Ao final, era quantificado o número de acertos.

Em nível do solo e sobre uma caixa

Todas as oito condições testadas foram analisadas em duas alturas. Sendo elas em nível do solo, apenas sobre a plataforma de força, e sobre uma caixa de 30 cm de altura e com as mesmas dimensões da plataforma de força AMTI. Nas tentativas em nível elevado a folha com as demarcações da base de apoio dos indivíduos era colocada sobre a caixa de 30 centímetros (Figura 5 B).

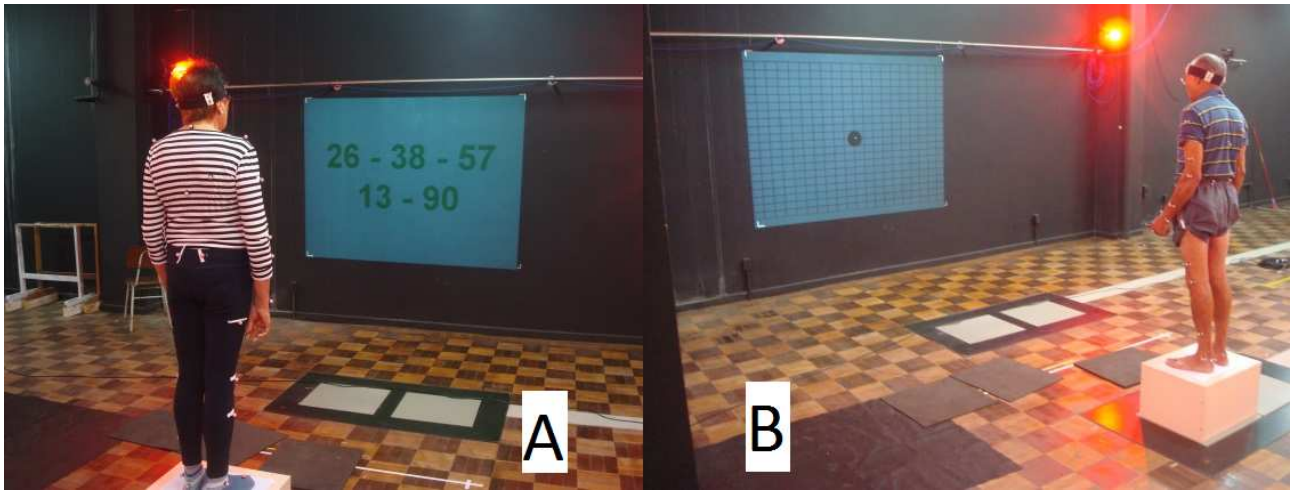


Figura 5: Imagem projetada para os testes de dupla-tarefa sobre a caixa. Na esquerda o teste de memória e a direita o teste de do laser de tarefa horizontal esquerda (THE).

Análise do centro de pressão (COP)

Os valores do COP foram calculados com base em dados das forças e momentos de uma plataforma de força AMTI OR6-6 2000 (Advanced Mechanical Technologies, Inc.), com frequência de aquisição de 100 Hz. As variáveis analisadas foram deslocamento do COP na direção ântero-posterior (COPap) e na médio-lateral (COPml), obtido pela diferença entre os valores máximos e mínimos alcançados pelo COP em cada uma das duas direções. Também foi avaliada a velocidade média do COP (COPvm) através da divisão do comprimento da trajetória do COP pela duração do tempo de coleta; e área da elipse (COPsa) calculada com base em procedimentos estabelecidos pelo fabricante (Teixeira *et al*., 2010).

Os dados cinéticos foram submetidos a um filtro passa-baixa de 4ª ordem Butterworth com frequência de corte de 10 Hz.

Análise da estratégia de controle postural (amplitude articular)

Os valores da amplitude de deslocamento da articulação dos tornozelos e dos quadris foram obtidos pela cinemática do sistema Vicon (modelo 624, Oxford, Reino Unido), com o *software* NEXUS 1.5.2 para registro de dados e processo. Sete câmeras infra-vermelhas com frequência de aquisição de 100 Hz foram utilizadas para reconhecer 39 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) colocados em pontos anatômicos do corpo dos voluntários (cabeça, tronco, membros superiores e

inferiores, mãos e pés). A posição dos marcadores seguiu o modelo PluginGait (UPA & FRM). As variáveis utilizadas foram amplitude de deslocamentos da articulação dos tornozelos e dos quadris no plano sagital, obtidas através do cálculo da posição maior subtraindo da posição menor (valor médio entre os dois hemicorpos). Os instrumentos foram sincronizados durante a gravação de ensaios.

Os dados cinemáticos foram submetidos a um filtro passa-baixa de 4ª ordem Butterworth e frequência de corte de 5 Hz.

Análise estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando a média de duas tentativas para cada participante.

Os dados foram submetidos a uma estatística descritiva. Foi verificada a normalidade na distribuição dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk, a homogeneidade por meio do teste de Levene e a esferecidade através de Mauchly.

Para a análise dos dados do controle postural e da amplitude articular, realizou-se uma Anova three-way para comparação entre as oito condições (TOA, TOF, LPH, LNPH LPE, LNPE, ST e MEM), os dois grupos (jovens e idosos) e as duas alturas (Solo e Sobre a Caixa) (8X2X2). Para verificar as diferenças foi utilizado o post-hoc de Tukey.

Para as análises das interações utilizou-se um Anova one-way (condições) e teste t de *Student*. O nível de significância para todos os testes foi de 5%. Quando os efeitos principais ou de interação resultaram em diferenças significativas, foi então calculado o tamanho do efeito usando o parâmetro ETA ao quadrado (η^2).

Resultados

A caracterização da amostra está descrita na Tabela 5.

Tabela 5: Médias e desvios padrão de idade e dados antropométricos, além do número de indivíduos em cada grupo.

	GI (n=27)		GJ (n=33)	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Idade (anos)	69,00	6,53	22,76	2,04
Estatura (m)	1,58	0,07	1,71	0,08
Massa (kg)	70,20	14,32	67,27	11,14
IMC (kg/m^2)	28,00	4,69	23,07	2,89

GI = Idosos; GJ = Adultos-jovens

Com relação aos valores do controle postural, os testes estatísticos mostraram os seguintes resultados: COPap: entre grupos $F=144,043$; $p<0,001$; $\eta^2=0,139$, entre alturas $F=4,225$; $p=0,040$; $\eta^2=0,005$, entre condições $F=4,987$; $p<0,001$; $\eta^2=0,038$, na interação grupo X altura $F=0,002$; $p=0,992$, interação grupo X condição $F=1,611$; $p=0,129$, na interação altura X condição $F=0,620$; $p=0,740$ e na interação grupo X altura X condição $F=0,687$; $p=0,683$. COPml: entre grupos $F=211,682$; $p<0,001$; $\eta^2=0,192$, entre alturas $F=0,286$; $p=0,593$, entre condições $F=3,712$; $p=0,001$; $\eta^2=0,028$, na interação grupo X altura $F=7,640$; $p=0,006$; $\eta^2=0,009$, interação grupo X condição $F=3,826$; $p<0,001$; $\eta^2=0,029$, na interação altura X condição $F=1,439$; $p=0,186$ e na interação grupo X altura X condição $F=0,235$; $p=0,977$. COPvm: entre grupos $F=53,281$; $p<0,001$; $\eta^2=0,056$, entre alturas $F=93,312$; $p<0,001$; $\eta^2=0,095$, entre condições $F=21,629$; $p<0,001$; $\eta^2=0,145$, na interação grupo X altura $F=0,107$; $p=0,743$, interação grupo X condição $F=0,231$; $p=0,978$, na interação altura X condição $F=1,708$; $p=0,104$ e na interação grupo X altura X condição $F=0,578$; $p=0,775$. COPsa: entre grupos $F=193,279$; $p<0,001$; $\eta^2=0,204$, entre alturas $F=29,150$; $p<0,001$; $\eta^2=0,037$, entre condições $F=7,022$; $p<0,001$; $\eta^2=0,061$, na interação grupo X altura $F=9,071$; $p=0,003$; $\eta^2=0,012$, interação grupo X condição $F=1,502$; $p=0,163$, na interação altura X condição $F=3,773$; $p<0,001$; $\eta^2=0,034$ e na interação grupo X altura X condição $F=0,917$; $p=0,493$.

Na Tabela 6 estão apresentados todos os resultados do controle postural nas oito condições analisadas para os dois diferentes grupos etários e os resultados dos testes de *post-hoc* em relação às condições testadas. Já na Tabela 8 são

apresentados os resultados das interações, ou seja, Grupo X Altura, Grupo X Condições e Altura X Condições.

Tabela 6: Valores de oscilação corporal obtidos através do COP para os dois grupos etários nas duas alturas (nível do solo e elevado por 30 cm) para as oito condições testadas.

			COPap		COPml		COPvm		COPsa	
			X±SD (cm)	PH	X±SD (cm)	PH	X±SD (cm/s)	PH	X±SD (cm^2)	PH
TOA	GI	E	2,14 ± 0,70	a	1,14 ± 0,66	a	1,51 ± 0,67	b	5,66 ± 2,99	a
		S	1,87 ± 0,50		1,20 ± 0,68		1,11 ± 0,37		2,38 ± 1,07	
	GJ	E	1,73 ± 0,48		0,90 ± 0,33		1,27 ± 0,55	c	3,05 ± 1,70	
		S	1,58 ± 0,46		0,84 ± 0,32		1,00 ± 0,21		1,76 ± 0,60	
TOF	GI	E	2,43 ± 1,01	a	1,28 ± 1,06	a	1,99 ± 1,36	d	6,22 ± 3,62	a
		S	2,30 ± 0,87	b	1,40 ± 1,67		1,40 ± 0,58		2,74 ± 1,36	
	GJ	E	1,85 ± 0,63	c	0,91 ± 0,41	b	1,48 ± 0,71	e	2,86 ± 1,83	
		S	1,82 ± 0,61	d	0,88 ± 0,40		1,15 ± 0,30		1,75 ± 0,71	
LPH	GI	E	2,20 ± 0,75	a	1,67 ± 0,63	a	1,34 ± 0,53	a	6,56 ± 3,81	a
		S	2,23 ± 0,83		2,10 ± 1,02		1,08 ± 0,34		6,38 ± 2,32	
	GJ	E	1,45 ± 0,39	b	0,81 ± 0,34	b	1,04 ± 0,35		2,78 ± 1,75	b
		S	1,29 ± 0,30		0,76 ± 0,34		0,80 ± 0,16		2,99 ± 1,95	
LNPH	GI	E	2,22 ± 0,88	a	1,82 ± 1,07	b	1,34 ± 0,53	a	7,16 ± 3,16	b
		S	2,14 ± 0,74	b	2,04 ± 1,23		1,03 ± 0,28		5,76 ± 2,14	
	GJ	E	1,57 ± 0,59	c	0,85 ± 0,34		1,06 ± 0,43		3,50 ± 2,43	
		S	1,37 ± 0,50		0,79 ± 0,26		0,79 ± 0,18		3,25 ± 2,05	
LPE	GI	E	2,55 ± 0,81	a	1,69 ± 0,84	a	1,34 ± 0,49	a	6,62 ± 2,89	a
		S	2,57 ± 1,21	b	1,83 ± 1,05		1,13 ± 0,39		4,28 ± 2,57	
	GJ	E	1,74 ± 0,67	c	0,94 ± 0,55	b	1,03 ± 0,41		3,38 ± 2,08	b
		S	1,56 ± 0,45	d	0,82 ± 0,38		0,80 ± 0,17		3,05 ± 1,92	
LNPE	GI	E	2,71 ± 1,14	b	1,59 ± 0,91	a	1,30 ± 0,43	a	5,62 ± 2,87	a
		S	2,51 ± 1,19	c	1,92 ± 1,06		1,05 ± 0,27		5,79 ± 2,38	
	GJ	E	1,76 ± 0,60	d	0,84 ± 0,42	b	1,06 ± 0,41	b	3,42 ± 2,27	b
		S	1,77 ± 0,70		0,89 ± 0,46		0,83 ± 0,21		3,45 ± 2,03	
ST	GI	E	3,17 ± 2,26	d	1,76 ± 1,59	a	1,98 ± 0,86	e	6,14 ± 3,33	b
		S	2,42 ± 0,95		1,61 ± 0,87		1,38 ± 0,45		5,86 ± 2,26	
	GJ	E	1,97 ± 0,72		1,15 ± 0,58	b	1,69 ± 0,56		3,38 ± 2,36	
		S	1,71 ± 0,59		0,83 ± 0,28		1,15 ± 0,36		3,49 ± 2,06	
MEM	GI	E	2,43 ± 0,90	c	1,51 ± 0,84	a	1,62 ± 0,76	d	5,77 ± 3,13	a
		S	2,50 ± 1,78		1,52 ± 1,25		1,27 ± 0,53		4,90 ± 1,58	
	GJ	E	1,94 ± 0,72	d	0,89 ± 0,32	b	1,51 ± 0,79	e	3,23 ± 2,14	b
		S	1,75 ± 0,60		0,81 ± 0,35		0,99 ± 0,26		3,19 ± 2,06	

GI: Idosos; GJ: adultos-jovens; X±SD: Média ± Desvio Padrão. PH: post-hoc de Tukey. E: teste na situação elevada sobre a caixa; S: teste no nível do solo; Letras “a,b,c, d, e” indicam diferenças, quando diferentes, nas comparações das condições; TOA: olhos abertos em tarefa simples em tarefa simples; TOF: olhos fechados em tarefa simples; LPH: lado de preferência para o teste horizontal; LNPH: lado de não preferência para o teste horizontal; LPE: lado de preferência para o teste elíptico; LNPE: lado de não preferência para o teste elíptico.

Com relação aos valores de amplitude de oscilação das articulações, os testes estatísticos mostraram os seguintes resultados: Tornozelo: entre grupos $F=172,402$; $p<0,001$; $\eta^2=0,160$, entre alturas $F=0,305$; $p=0,581$, entre condições $F=2,776$; $p=0,007$; $\eta^2=0,021$, na interação grupo X altura $F=0,236$; $p=0,627$, interação grupo X condição $F=1,501$; $p=0,163$, na interação altura X condição $F=0,760$; $p=0,621$ e na interação grupo X altura X condição $F=1,025$; $p=0,411$. Quadril: entre grupos $F=79,985$; $p<0,001$; $\eta^2=0,080$, entre alturas $F=6,480$; $p=0,011$; $\eta^2=0,007$, entre condições $F=5,191$; $p<0,001$; $\eta^2=0,038$, na interação grupo X altura $F=1,032$; $p<0,001$; $\eta^2=0,034$, interação grupo X condição $F=4,367$; $p=0,296$, na interação altura X condição $F=1,649$; $p=0,118$ e na interação grupo X altura X condição $F=0,356$; $p=0,927$.

Na Tabela 7 estão apresentados todos os resultados das estratégias utilizadas no controle postural, verificadas através da cinemática da amplitude de deslocamento das articulações do tornozelo e do quadril e os resultados dos testes de post-hoc em relação às condições testadas. Já na Tabela 8 são apresentados os resultados das interações.

Tabela 7: Estratégias de controle postural medidas através da amplitude de movimento angular nas articulações dos tornozelos e quadris no plano sagital e probabilidade de significância.

			Tornozelo		Quadril	
			X±SD (cm)	PH	X±SD (cm)	PH
TOA	**Elevado**	**GI**	1,76 ± 1,14		1,88 ± 0,59	
			1,26 ± 0,91	a	1,68 ± 0,79	a
	Solo	**GJ**	1,91 ± 1,50	b	1,88 ± 0,86	
			1,25 ± 0,50		1,97 ± 0,76	
TOF	**Elevado**	**GI**	1,54 ± 0,55		1,87 ± 0,76	
			1,14 ± 0,50	a	1,62 ± 0,68	a
	Solo	**GJ**	1,80 ± 0,80		2,03 ± 0,82	
			1,20 ± 0,55		1,83 ± 0,67	
LPH	**Elevado**	**GI**	2,13 ± 1,45		2,70 ± 1,13	
			1,04 ± 0,40	a	1,65 ± 0,67	a
	Solo	**GJ**	2,06 ± 0,98	b	2,61 ± 1,24	b
			1,06 ± 0,42		1,89 ± 0,77	
LNPH	**Elevado**	**GI**	2,07 ± 1,30		2,60 ± 1,06	
			1,16 ± 0,77	a	1,73 ± 0,73	a
	Solo	**GJ**	1,93 ± 0,89	b	2,51 ± 0,86	b
			1,18 ± 0,62		1,76 ± 0,80	
LPE	**Elevado**	**GI**	2,07 ± 0,74		2,50 ± 1,09	
			1,25 ± 0,73	a	1,62 ± 0,67	b
	Solo	**GJ**	2,37 ± 0,99	b	3,03 ± 1,39	
			1,34 ± 0,61		2,30 ± 1,16	
LNPE	**Elevado**	**GI**	2,32 ± 1,23		2,82 ± 1,25	
			1,26 ± 0,69	a	1,73 ± 0,59	b
	Solo	**GJ**	2,32 ± 1,18	b	2,98 ± 1,47	
			1,38 ± 0,77		1,94 ± 0,87	
ST	**Elevado**	**GI**	2,68 ± 2,46		2,45 ± 1,26	
			1,32 ± 0,72	b	1,92 ± 0,87	a
	Solo	**GJ**	2,05 ± 1,24		2,42 ± 0,91	b
			1,40 ± 0,65		1,92 ± 0,69	
MEM	**Elevado**	**GI**	1,87 ± 1,07		1,97 ± 0,78	
			1,31 ± 0,77	a	1,88 ± 1,05	a
	Solo	**GJ**	2,07 ± 1,30	b	2,08 ± 0,86	b
			1,37 ± 0,74		1,86 ± 0,71	

GI: Idosos; GJ: adultos-jovens; X±SD: Média ± Desvio Padrão. PH: post-hoc de Tukey. Letras “a, b” indicam diferenças, quando diferentes, nas comparações das condições; TOA: olhos abertos em tarefa simples em tarefa simples; TOF: olhos fechados em tarefa simples; LPH: lado de preferência para o teste horizontal; LNPH: lado de não preferência para o teste horizontal; LPE: lado de preferência para o teste elíptico; LNPE: lado de não preferência para o teste elíptico; ST: teste de Stroop; MEM: teste de memória.

Tabela 8: Interações entre os fatores: Grupo X Altura, Grupo X Condições e Altura X Condições.

Variáveis	FATORES															
	Interação Grupo X Altura															
	Adultos-jovens								Idosos							
	Elevado				Solo				Elevado				Solo			
COPml (cm)	0,37 ± 0,53*£				0,25 ± 0,46*¥				1,01 ± 1,02£				1,20 ± 1,21¥			
COPsa (cm^2)	2,80 ± 2,10£				2,52 ± 2,00¥				5,70 ± 3,20*£				4,00 ± 2,41*¥			
Quadril (cm)	1,22 ± 0,80*£				1,45 ± 0,87*¥				1,85 ± 1,13£				1,95 ± 1,20¥			
	Interação Grupo X Condições															
	Adultos-jovens								Idosos							
	TOA	TOF	LPH	LNPH	LPE	LNPE	ST	MEM	TOA	TOF	LPH	LNPH	LPE	LNPE	ST	MEM
COPml (cm)	0,31 ± 0,46Ω	0,28 ± 0,52Ω	0,22 ± 0,41Ω	0,27 ± 0,45Ω	0,36 ± 0,55Ω	0,33 ± 0,54Ω	0,46 ± 0,59Ω	0,27 ± 0,45Ω	0,62 ± 0,67a	0,76 ± 1,37ab	1,39 ± 0,90b	1,40 ± 1,20b	1,29 ± 1,05b	1,19 ± 1,06ab	1,16 ± 1,25ab	1,00 ± 1,06ab
	Interação Altura X Condições															
	Elevado								Nível do Solo							
	TOA	TOF	LPH	LNPH	LPE	LNPE	ST	MEM	TOA	TOF	LPH	LNPH	LPE	LNPE	ST	MEM
COPsa (cm^2)	3,79 ± 2,67Ω	3,79 ± 3,16Ω	3,85 ± 3,28	4,43 ± 3,26	4,14 ± 2,83Ω	3,73 ± 2,68	4,30 ± 2,98	3,80 ± 2,91	1,60 ± 0,91a	1,88 ± 1,25ab	3,43 ± 2,61c	3,53 ± 2,43c	2,98 ± 2,25bc	3,65 ± 2,42c	3,96 ± 2,41c	3,40 ± 2,11c

TOA: olhos abertos em tarefa simples em tarefa simples; TOF: olhos fechados em tarefa simples; LPH: lado de preferência para o teste horizontal; LNPH: lado de não preferência para o teste horizontal; LPE: lado de preferência para o teste elíptico; LNPE: lado de não preferência para o teste elíptico; ST: teste de Stroop; MEM: teste de memória. * indicam diferenças entre situações elevadas e no nível do solo; £ indicam diferenças entre grupos em testes elevados; ¥ indicam diferenças entre grupos em testes no nível do solo; Ω indicam diferenças entre cada condição em função dos grupos ou da situação elevada e nível do solo; Letras “a,b,c” indicam diferenças, quando diferentes, nas comparações das condições para o grupo de idosos ou para o nível do solo.

Discussão

Como já eram esperados, os achados do presente estudo mostraram que os idosos têm maiores valores de oscilação corporal que adultos-jovens em todas as variáveis analisadas. Assim, essa diferença no controle postural foi influenciada pelo fator grupo, sendo este capaz de explicar 13,9% da variância encontrada no COPap, 19,2% no COPml, 5,6% no COPvm e 20,4% no COPsa. Além dos achados expressos pelo teste *Anova three-way*, os resultados da interação Grupo X Condição também mostraram que para o COPml todas as oito condições testadas apresentaram diferenças estatisticamente significativas em função do grupo, ou seja, idosos foram piores que adultos-jovens quando comparados na mesma condição. O aumento em oscilações do corpo pode ser considerado como o início de alterações no controle postural, que corresponde ao processo de envelhecimento. Os achados deste estudo são consistentes com as propostas de autores como Pereira *et al. (*2014) e Yeh *et al. (*2014), os quais afirmam que o equilíbrio postural quase-estático diminuiu ao longo do tempo em indivíduos saudáveis.

Assim, o envelhecimento pode ser relevante como fator agravante na oscilação postural (YEH *et al*., 2014). Mudanças significativas ocorrem em equilíbrio corporal após a idade de 60 anos. Durante este período, ainda há uma tendência linear de aumento da oscilação postural, que pode ser visto a partir de 40 anos de idade. Estas considerações estão em acordo com os resultados deste estudo, uma vez que os idosos apresentaram valores mais elevados nas variáveis utilizadas.

Quando observados os resultados em função da situação solo ou elevado, os resultados mostraram que em nível elevado os resultados foram estatisticamente piores que em nível do solo, exceto para COPml que não apresentou diferenças. Alguns estudos demonstraram que o sistema nervoso central impõe modificações no controle postural quando aumenta a ansiedade e medo de queda, como em situações de superfície elevada (GAGE *et al*., 2003; BROWN *et al*., 2002; CARPENTER *et al*., 2001; ADKIN *et al*., 2000; CARPENTER *et al*., 1999).

Isso faz com que os participantes adotem um controle mais rígido na posição vertical em pé, tal como evidenciado pela variabilidade reduzida e aumento da frequência de oscilação postural. Além disso, eles mostram aumento da co-contração do tornozelo agonista/antagonista (CARPENTER *et al*., 2001; ADKIN *et al*., 2000; CARPENTER *et al*., 1999). Estas alterações combinadas indicam aumento

da rigidez através da articulação do tornozelo (CARPENTER *et al*., 2001). O efeito resultante é uma regulamentação mais rígida de centro de massa (COM), como evidenciado por uma diminuição do tempo de atraso entre COM e COP em equilíbrio quase-estático (CARPENTER *et al*., 2001). Isso faz com que os indivíduos reduzam o intervalo de deslocamento do COM e desta maneira minimizem a probabilidade de uma perda de equilíbrio.

No entanto, a pergunta que fica é: por que isso não ocorreu para o COPml? A resposta para este questionamento pode ser baseada em conclusões de Brown *et al. (*2006). Buscando maior entendimento do comportamento do controle postural de idosos e de adultos-jovens em situação elevada do solo, Brown *et al. (*2006) realizaram um estudo no qual os dois grupos de indivíduos eram testados em duas alturas distintas (17 cm e 140 cm do solo) e em duas posições (na borda da plataforma elevada ou mais distante da borda). Entre os diversos achados desses autores, as comparações *post-hoc* da oscilação postural na direção médio-lateral revelaram que não houve efeito significativo da ameaça postural sobre qualquer um dos parâmetros de oscilação postural na análise dessa direção.

Este achado apoia o modelo do pêndulo invertido do controle postural, o qual assume que a oscilação postural é limitada essencialmente à direção ântero-posterior (WINTER, 1995). Portanto, os achados do presente estudo, referentes à ausência de diferenças na situação solo e elevado para o COPml estão em consonância com os estudos de Brown *et al. (*2006) e Winter (1995).

Na apreciação da interação Grupo X Altura, analisou-se os dados em estatísticas divididas para cada grupo e, assim, para COPml, os adultos-jovens tiveram maiores valores de oscilação corporal na situação elevada do que em nível do solo. Por outro lado, para a variável COPsa os idosos apresentaram maior oscilação elevado que nível do solo. Nas comparações entre os grupos etários mais uma vez se percebeu que idosos oscilaram mais que adultos-jovens quando comparados em mesma altura (elevado ou em nível do solo) para ambas as variáveis que apresentaram a interação (COPml e COPsa).

Portanto, é importante ressaltar que embora os adultos-jovens tenham obtido diferença entre situação elevada e nível do solo para o COPml, sempre quando comparados aos idosos, eles obtiveram menores valores, seja no nível do solo ou

em nível elevado. Já os idosos quando apresentam maior valor de COPsa em situação elevada do que em nível do solo pode representar realmente um efeito de medo ou ansiedade impostos pela tarefa.

Especificamente sobre esses efeitos, Brown *et al. (*2006) expõem em seu estudo que eles surgiram na condição de maior ameaça postural, quando os níveis de ansiedade foram maiores. Assim, os autores sugerem que o aumento na rigidez articular do tornozelo é uma resposta mediada pela ansiedade. Além disso, esse mesmo efeito emergiu entre os jovens e os idosos, sugerindo que um ajuste na rigidez da articulação do tornozelo caracteriza acomodações mediadas por ansiedade em controle postural para os dois grupos etários (BROWN *et al*., 2006).

Assim, Brown *et al. (*2006) argumentam que enquanto alturas de superfície de até 160 cm são eficazes para induzir ansiedade, essa altura pode não ser suficientemente elevada para induzir uma resposta robusta de medo. O medo e a ansiedade são conhecidos por terem diferentes resultados fisiológicos e podem levar a diferentes comportamentos ou ações relacionadas com postural controle (DAVIS *et al*., 2009).

Segundo Davis *et al. (*2009) indivíduos temerosos demonstram uma resposta postural caracterizada por frequência média aumentada e diminuição de deslocamentos do COP com alturas crescentes. Em contraste, participantes com medo demonstraram tanto aumento da frequência média e dos deslocamentos COP com alturas crescentes. Estes resultados demonstram uma relação direta entre o medo de cair e as estratégias utilizadas para o controle postural humano.

Davis *et al. (*2009) apontam uma segunda explicação para compreender o porquê da alteração dos valores de controle postural em superfícies de alturas elevadas entre os indivíduos com ou sem medo de cair. Isso pode se dar pelo fato de que as mudanças posturais observadas estão relacionadas com diferenças dentro do campo visual que ocorrer em alturas elevadas. Por exemplo, quando em pé em alturas elevadas, a distância do olho ao horizonte pode aumentar e, consequentemente, a incapacidade de se concentrar em captar pistas visuais focais pode contribuir para vertigem postural e aumento da instabilidade postural (DAVIS *et al*., 2009).

Em relação à compreensão do efeito das tarefas adicionais na tarefa de controle postural Lacour *et al. (*2008) fazem o seguinte questionamento: quando se sabe se as condições de dupla-tarefa afetam o nível de desempenho postural? Os mesmos autores apontam que uma maneira de responder a essa pergunta é comparando o nível da referência no desempenho registrado em uma condição única de tarefa postural, sem uma tarefa cognitiva ou motora concomitante ao desempenho postural, com os resultados de testes com uma tarefa adicional (LACOUR *et al*., 2008).

Assim, as oito condições testadas apresentaram diferenças estatísticas em todas as variáveis. Os resultados do teste *post-hoc* mostraram que a tarefa simples de olhos abertos (TOA) foi estatisticamente melhor que os testes LNPE, ST e MEM para a variável COPap. Já para a variável COPml apenas o teste LNPH obteve maior valor que na condição TOA. Para a variável COPsa apenas foram encontradas diferenças estatísticas entre o teste TOA e os testes LNPH e ST. Diferentemente das demais variáveis em que os valores de TOA foram os menores, para a COPvm se verificou três níveis de velocidade da oscilação. Os menores valores foram apresentados para as variáveis do teste do laser (LPH, LNPH, LPE e LNPE), seguida pela condição de olhos abertos em tarefa simples (TOA) e, por fim, com maiores valores de COPvm o TOF, ST e MEM.

Lacour *et al. (*2008) expõem que são diversos fatores que podem influenciar os resultados de diferentes testes. Entre esses, fatores extrínsecos relacionados com a natureza da tarefa primária (quase-estático ou dinâmico) ou no contexto do ambiente em que a tarefa é executada (como, por exemplo, ameaça postural ou não), assim como sobre a verdadeira natureza da tarefa secundária (motora, aritmética mental, tarefas visuais ou espaciais). Os fatores intrínsecos dependem dos próprios sujeitos, relacionadas à capacidade sensório-motora dos participantes, assim como ter experiência prévia da atividade.

Alguns autores expõem que testes baseados em tarefas simultâneas espaciais evidenciam superiores deslocamentos COP do que testes baseados em tarefas verbais ou não espaciais (MAYLOR *et al*., 2001). Outros estudos afirmam o contrário, ou seja, testes tarefas verbais podem ser mais desafiadoras que tarefas espaciais (JAMET *et al*., 2004). Já Huxhold *et al*. (2006), por exemplo, afirmam que

testes em que a resposta (*feedback*) é dada verbalmente e testes visuo-espaciais não diferiram entre si.

No presente estudo os achados mostram que o teste de Stroop, os testes do laser LNPE e LNPH e o teste de MEM se mostraram capazes de serem sensíveis suficientes para interferirem no controle postural. No entanto, cada um deles é baseado em características distintas. O teste de Stroop é visuo-espacial baseado em *feedbacks* verbais e capacidade de processamento cognitivo rápido. O teste de memória é visuo-espacial baseado na capacidade do indivíduo memorizar por 20 segundos os números e responder verbalmente os referidos números memorizados. Já o teste do laser é baseado na capacidade de controle motor fino. Desta forma, mesmo sendo testes adjacentes distintos, esses foram capazes de interferir na capacidade de controle postural.

Analisando a interação Grupo X Condição para o COPml, verifica-se que o grupo de idosos apresentou diferenças entre a condição TOA e as condições LPH, LNPH e LPE. Nesse sentido, percebe-se que para o COPml três dos quatro testes do *laser* foram sensíveis ao controle postural de idosos.

Os resultados da análise de variância da interação Altura X Condição na variável COPsa mostraram que em nível do solo todas as condições testadas em dupla-tarefa apresentaram valores estatisticamente maiores de oscilação que em tarefa simples de olhos abertos (TOA). Esse resultado mostra que todos os testes adicionais (dupla-tarefa) causaram efeitos negativos no controle postural quando em nível do solo (Tabela 8). Porém, quando a ameaça foi aumentada pela situação elevada por 30 cm de altura, o teste de dupla-tarefa não foi capaz de modificar a demanda atencional como em nível de solo.

Analisando a Tabela 8, percebe-se que todos os valores de oscilação dos testes de dupla-tarefa no nível do solo para COPsa foram pelo menos 40% maiores que o valor de TOA (menor comparação foi LPE 2,98 cm X TOA 1,60 cm). Já quando realizada a mesma comparação em nível elevado, percebe-se que todas as oito condições apresentaram valores similares. Soma-se a isso que apenas as condições TOA, TOF e LPE foram piores elevados que em nível do solo.

Portanto, conclui-se que o aumento da oscilação em TOA em nível elevado foi preponderante para que houvesse essa ausência de diferenças. Isso se deu em função da atenção aumentada para todas as condições na situação elevada.

Lacour *et al. (*2008) afirmam que modificações em função da dupla-tarefa são relatadas por resultarem em diminuição geral dos níveis de desempenho de tarefas simples, presumivelmente por causa da competição do processamento por recursos centrais. Isso tem sido claramente mostrado, no entanto, muitas variáveis podem afetar o nível de desempenho observado como, por exemplo, a situação elevada.

Com relação à estratégia do tornozelo, apenas houve diferença entre o TOF e ST. Os menores valores em TOF que em ST podem ter relação com o fato que em tarefa simples não havia *feedbacks* sendo gerados pelos indivíduos enquanto que, nas características do teste Stroop, os indivíduos deveriam responder com rapidez e isso pode ter causado ansiedade e aumentado a oscilação corporal (BROWN *et al*., 2006). Durante o ST os indivíduos têm reduzida capacidade de usar a pista visual externa no controle do equilíbrio devido à manipulação espacial de informações, pois, testes visuo-espaciais envolvem a aquisição de informações sensoriais externas ao contrário de um teste exclusivamente mental (MELZER *et al*., 2001).

Já na estratégia do quadril, os menores valores foram apresentados para as duas condições em tarefa simples (TOA e TOF) sendo esses diferentes estatisticamente em relação aos dois testes do laser em tarefa elíptica (LPE e LNPE).

Na interação Grupo X Altura, analisou-se os dados em estatísticas divididas para cada grupo e, assim, para a estratégia do quadril, os adultos-jovens tiveram maiores valores de oscilação corporal na situação no nível do solo do que em nível elevado. Os idosos não diferiram estatisticamente entre os valores de amplitude de deslocamento da articulação do quadril entre elevado e nível do solo. Portanto, o desafio de controle postural para adultos-jovens tornou-se alto apenas na situação elevada. Já para os idosos, havia alta demanda cognitiva focada no controle postural em nível de solo e se manteve alta quando elevado.

Assim, é importante lembrar que quando os indivíduos permanecem em pé e simultaneamente realizam alguma atividade concorrente, o sistema de controle postural, baseado na integração central, regula continuamente, com base nos

feedbacks multissensorial, a posição do corpo no espaço com o objetivo de orientação e equilíbrio (LACOUR *et al*., 2008). A regulação desse tipo de situação tranquila, não desafiadora e cotidiana que requer recursos cognitivos é automaticamente gerada por estruturas subcorticais do sistema nervoso (LACOUR *et al*., 2008).

Em situações mais desafiadoras (em pé sobre um suporte estreito, por exemplo), mesmo para adultos-jovens, há uma maior atuação cognitiva, havendo um aumento da contribuição de estruturas corticais envolvidas na atenção motora e na representação interna do corpo (córtex pré-motor e o lobo parietal) (LACOUR *et al*., 2008; HUXHOLD *et al*., 2006). Portanto, os adultos-jovens também se mostraram influenciados pela situação elevada e necessitaram ampliar a utilização da estratégia do quadril, quando comparados com eles mesmos em nível do solo.

Ainda abordando a interação Grupo X Altura nas comparações entre os grupos etários, percebeu-se que idosos oscilaram mais que adultos-jovens quando comparados em mesma altura (elevado ou em nível do solo) para a variável que apresentou a interação (estratégia do quadril). A estratégia do quadril, que é utilizada quando a base de suporte se torna menor e mais instável (situações mais desafiadoras), é predominantemente usada por idosos (HORAK, 2006).

Os movimentos que fazem parte da estratégia do quadril são centrados nesta articulação e se caracterizam pela ativação precoce da musculatura proximal do tronco e do quadril (HORAK, 2006). Desta forma, é sugerido que o cérebro escolha a estratégia mais segura para evitar quedas, portanto, sendo estatisticamente diferente entre adultos-jovens e idosos.

Para Horak (2006), as estratégias emergem do processamento neural para fornecer um plano de ação baseado nos objetivos, no contexto ambiental, e particularmente na atividade ou tarefa. Além disso, são organizadas no espaço e no tempo para produzir forças efetivas que contraponham o distúrbio. Assim, definindo a estratégia do quadril, ela é utilizada quando a base de suporte se torna menor e mais instável.

A interpretação dos dados deve levar em conta a evidência empírica de que tanto funções sensórias e cognitivas diminuem com a extensão de vida. Sem dúvida,

o envelhecimento deve modificar a relação cruzada entre as tarefas posturais e cognitivas (LACOUR et., 2008).

Conclusão

Com base nos achados, conclui-se que idosos têm pior controle postural que adultos-jovens, fazendo maior uso da estratégia do quadril na manutenção do equilíbrio. Em situação elevada os valores de oscilação corporal foram maiores que em nível do solo. Os idosos apresentaram maiores deslocamentos do COP que adultos-jovens tanto elevados quanto em nível do solo. Com relação aos seis testes utilizados como dupla-tarefa, mesmo que compostos de características distintas, conclui-se que todos foram capazes de alterar os valores em comparação com tarefa simples.

Referências

ADKIN, A. L.; FRANK, J. S.; CARPENTER, M. G.; PEYSAR, G. W. Postural control is scaled to level of postural threat. **Gait & Posture,** v. 12, p. 87–93, 2000.

American College of Sports Medicine. ACSM stand position on the appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, p. 2145-56, 2001.

ARAÚJO, T. B.; SILVA, N. A.; COSTA, J. N.; PEREIRA, M. M.; SAFONS, M. P. Efeito da equoterapia no equilíbrio postural de idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 15, n. 5, p. 414-9, 2011.

BENEDETTI, T. R. B. ANTUNES, P. C.; RODRIGUES-ANEZ, C. R.; MAZO, G. Z. PETROSKI, E .L. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. **Revista Brasileira de Medicina e Esporte**, v. 13, n. 1, p. 11-16, 2007.

BERGER, L.; BERNARD-DEMANZE, L. Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. **Gait & Posture**, v. 33, p. 300–302, 2011.

BROWN, L. A.; POLYCH, M. A.; DOAN, J. B. The effect of anxiety on the regulation of upright standing among younger and older adults. **Gait & Posture**, v. 24, p. 397–405, 2006.

BROWN, L.A.; FRANK, J. S. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. **Gait & Posture**, v. 6, p. 89– 97,1997.

BROWN, L.A.; SLEIK, R. J.; POLYCH, M.A.; GAGE, W. H. Is the prioritization of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults? **The Journal of Gerontology, Series A: Medical Sciences,** v. 57, p. 785–92, 2002.

CARPENTER, M. G.; FRANK, J.S.; SILCHER, C.P. Surface height effects on postural control: A hypothesis for a stiffness strategy for stance. **Journal of Vestibular Research**, v.9, p. 277–86, 1999.

CARPENTER, M.G.; FRANK, J.S.; SILCHER, C.P.; PEYSAR, G.W. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Experimental Brain Research,** v. 138, p. 210–8, 2001.

DAVIS, J. R.; CAMPBELL, A.D.; ADKIN, A. L.; CARPENTER, M. G. The relationship between fear of falling and human postural control. **Gait & Posture,** v. 29, p. 275–279, 2009.

FEDER, G.; CRYER, C.; DONOVAN, S.; CARTER, Y. Guidelines for the prevention of falls in people over 65. The Guidelines' Dev Group. **British Medical Journal,** v. 321, n. 7267, p. 1007-11, 2000.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini Mental State": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v. 12, p. 189-98, 1975.

GAGE, W. H.; SLEIK, R. J.; POLYCH, M. A.; MCKENZIE, N. C.; BROWN, L. A. The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. **Experimental Brain Research,** v.150, p. 385–94, 2003.

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

HUXHOLD, O.; LI, S. C.; SCHMIEDEK, F.; LINDENBERGER, U. Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v.69, p. 294–305, 2006.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Síntese de indicadores sociais: uma análise das condições de vida da população brasileira - 2012. Rio de Janeiro: IBGE; 2012.

ISABLEAU, B.; OHLMANN, T.; CRÉMIEUX, J.; AMBLARD, B. Selection of spatial frame of reference and postural control variability. **Experimental Brain Research**, v. 114, p. 584-9, 1997.

JAMET, M.; DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G. C.; VANÇON, G.; PERRIN, P. P. Higher visual dependency increases baçlance control perturbation during cognitive task fulfillment in elderly people. **Neuroscience Letters**, v. 359, p. 61-4, 2004.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Neurophysiologie Clinique. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 6, p.411-421, 2008.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, A. K. Fear of falling and postural performance in the elderly. **Journal of Gerontology,** v. 46, p. 123–31,1991.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, A. K.. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **Journal of Gerontology**, v. 49, p. M72–84, 1994.

MAYLOR, E. A.; ALLISON, S.; WING, A. M. Effects of spatial and nonspatial cognitive activity on postural stability. **British Journal of Psychology**, v. 92, p. 319-38, 2001.

MAZO, G. Z.; BENEDETTI, T. R. B. Adaptação do questionário internacional de atividade física para idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.12, n. 6, p. 480-484, 2010.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. **Gerontology**. v. 47, p. 189-194, 2001.

MELZER, I.; DAMRY, E.; LANDAU, A.; YAGEV, R. The influence of an auditory–memory attention-demanding task on postural control in blind persons. **Clinical Biomechanics**, v. 26, p. 358–362, 2011.

PEDRINELLI, A.; GARCEZ-LEME, L. E.; NOBRE, R. S. A. O efeito da atividade física no aparelho locomotor do idoso. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, n. 2, p. 96-101, 2009.

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

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35, p. ii37–41, 2006.

TEEL, E. F.; REGISTER-MIHALIK, J. K.; BLACKBURN, J. T.; GUSKIEWICZ, K. M. Balance and cognitive performance during a dual-task: Preliminary implications for use in concussion assessment. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, p. 190-4, 2013.

TEIXEIRA, C. S.; LEMOS, L. F. C.; LOPES, L. F. D.; MOTA, C. B. A influência dos sistemas sensoriais na plataforma de força: estudo do equilíbrio corporal de idosos com e sem queixa de tontura. **Revista CEFAC**, v. 12, n. 6, p. 1024-34, 2010.

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

YEH, T. T.; CLUFF, T.; BALASUBRAMANIAM, R. Visual reliance for balance control in older adults persists when visual information is disrupted by artificial feedback delays. **PLoS ONE**. v. 9, n. 3, 2014.

ZIJLSTRA, A.; UFKES, T.; SKELTON, D. A.; LUNDIN-OLSSON, L.; ZIJLSTRA, W. Do dual tasks have an added value over single tasks for balance assessment in fall prevention programs? A mini-review. **Gerontology**, v. 54, p. 40–49, 2008.

5 ARTIGO ORIGINAL 3

CORRELAÇÕES ENTRE VARIÁVEIS DO CENTRO DE MASSA E DO CENTRO DE PRESSÃO EM IDOSOS ATIVOS

Correlations between center of mass and center of pressure variables in elderly active

Luiz Fernando Cuozzo Lemos, Joane Severo Ribeiro, Carlos Bolli Mota
Artigo publicado: Revista Brasileira de Ciência e Movimento, Vol. 23, No 1 (2015)

RESUMO

Nas últimas décadas a população idosa vem aumentando rapidamente. Com esse aumento, torna-se cada vez mais relevante abordar questões relacionadas às capacidades físicas dessa população. Uma variável relevante de análise é o controle postural, o qual é importante na realização das tarefas diárias. As oscilações do centro de massa (COM), obtidas por cinemetria, e o centro de pressão (COP), obtido através da plataforma de força, fornecem variáveis que permitem análise do comportamento do controle postural. O objetivo foi verificar as correlações entre COM e COP em idosos na situação de controle de postural quase-estático. Participaram do estudo 35 idosos ativos. Para obtenção do COM foi utilizado o sistema *VICON* de cinemetria e os dados do COP foram obtidos através de uma plataforma de força *AMTI* OR6-6-2000. Ambos os instrumentos capturaram os dados simultaneamente na frequência de 100 Hz. O tempo de duração de cada tentativa foi de 30 segundo. Na análise estatística inicial utilizou-se: Shapiro-Wilk para o teste de normalidade dos dados e as características dos indivíduos e as variáveis estudadas foram submetidas à estatística descritiva. Para a comparação das situações de olhos abertos e olhos fechados foram realizados o teste t pareado de Student e o teste de Wilcoxon. Os idosos não apresentaram diferenças em relação ao sexo, portanto as correlações entre COM e COP foram realizadas num único grupo de idosos. Para as correlações, utilizou-se o teste de correlação de Pearson. O nível de significância adotado foi de 5%. As correlações entre as variáveis área da elipse, velocidade média de oscilação, amplitude ântero-posterior e amplitude médio-lateral do COM e as respectivas variáveis do COP foram todas fortes e significativas ($p<0,005$). Esses achados demonstram que a observação do COP foi representativa na análise do controle postural quase-estático para o grupo de idosos ativos avaliados.

Palavras-chave: equilíbrio postural, centro de massa, centro de pressão, idosos.

ABSTRACT

In recent decades the elderly population is increasing rapidly. With this increase, it becomes increasingly important to address issues related to the physical abilities of this population. An analysis of relevant variable is the postural control, which is important in carrying out daily tasks. The oscillations of the center of mass (COM), obtained by kinematics, and the center of pressure (COP) obtained by the force plate, provide variables that allow analysis of the behavior of postural control. The objective was to investigate the correlations between COM and COP in the elderly in the situation of static postural control. The study included 35 elderly active. To obtain the COM was used VICON system, of kinematics, and data COP were obtained using a force plate AMTI OR6-6-2000. Both instruments simultaneously captured data on the frequency of 100 Hz The duration of each trial was 30 seconds. In the initial statistical analysis was used: Shapiro-Wilk test for normality of the data and the characteristics of individuals and variables were subjected to descriptive statistics. To compare the situation with eyes open and eyes closed were performed the Student's paired t test and Wilcoxon test. The elderly did not differ in relation to sex, so the correlations between COM and COP were performed in a single group of elderlys. For the correlations, we used the Pearson correlation test. The level of significance was set at 5%. The results showed that the correlations between variables area of the ellipse, average speed of oscillation amplitude AP and ML breadth of COM and the respective variables of COP were all strong and significant ($p < 0.005$). These findings suggest that the observation was representative of the COP in the analysis of static postural control in the elderly group assets valued.

Keywords: postural balance, center of mass, center of pressure, elderly.

INTRODUÇÃO

O envelhecimento humano é marcado por declínios nos diversos sistemas. Além do desempenho diminuído, os parâmetros da marcha e do equilíbrio postural são modificados levando a prejuízos como quedas, lesões e perda da independência aos idosos (BERGER E BERNAND-DEMANZE, 2011; RODAKI *et al*., 2009). As quedas são um dos maiores problemas para essa população, contribuindo substancialmente com o número de mortalidade e morbidade, sendo que, aproximadamente, um terço dos idosos com idades acima de 65 anos caem todo o ano (RUBENSTEIN, 2006).

Uma queda é muito mais do que um simples ato de cair, sendo considerada multifatorial, e podendo ser categorizada em intrínseca (relacionada aos pacientes), extrínseca (relacionada ao meio ambiente) e comportamental (relacionada com a atividade). A instabilidade postural tem sido identificada como um importante fator de

risco intrínseco de quedas que podem potencialmente serem influenciadas com alguma intervenção (SHUMWAY-COOK *et al*., 1997).

No entanto, para que se possa avaliar essa instabilidade dos indivíduos a literatura tem sugerido a utilização de parâmetros de estabilidade, como, por exemplo, a manutenção de uma posição o mais estático possível durante a avaliação (BORG e LAXABACK, 2010). Desta forma, o principal instrumento utilizado nas avaliações desse controle postural quase-estático tem sido a plataforma de força, instrumento pelo qual é possível mensurar as forças de reação do solo (FRS) e assim, baseado nas médias ponderadas dessas forças, obter a localização do centro de pressão (COP) (MENESES, BURKE E MARQUES, 2012; LOPEZ *et al*., 2012). Com o deslocamento do COP ao longo do tempo é possível avaliar o controle postural através de uma série de variáveis que se pode obter, como, por exemplo, amplitude do COP nas direções ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), velocidade média de deslocamento do COP (COPvm), comprimento total da trajetória do COP (COPcomp), área da elipse (COPsa) entre outras (DIEEN, LUGER e JEROEN, 2012; RUHE, FEJER e WALTER, 2010).

Entretanto, os valores do COP são ditos como valores relacionados com o controle postural (BORG e LAXABACK, 2010; RUHE, FEJER e WALTER, 2010; JBABDI, BOISSY e HAMEL, 2008). Essa afirmação é dada pelo fato de que as variáveis que realmente determinam o controle postural são obtidas por meio do centro de massa (COM) dos indivíduos, assim alterações no COM provocam modificações na FRS, como forma de manter o equilíbrio dos indivíduos, e desta forma, desloca a posição do COP (DALLEAU *et al*., 2011; DAMAVANDI, FARAHPOUR e ALLARD, 2009). O centro de massa representa o local onde a massa do corpo está uniformemente distribuída, sendo um ponto representativo de onde a massa total de um indivíduo está localizada ou concentrada em um sistema global de referência não precisando obrigatoriamente estar contido dentro dos limites do corpo (LAFOND, DUARTE e PRICE, 2004).

Baseado no COM é possível se obter todas as variáveis obtidas pelo COP, como amplitudes, velocidade e área. Assim, é importante salientar que o uso do COM para a verificação do controle postural é menos utilizado devido à necessidade

do uso de sistemas de cinemetria, mais complexos e muitas vezes inviáveis pelo maior custo dos equipamentos (DAMAVANDI, FARAHPOUR e ALLARD, 2009).

Portanto, o objetivo desse estudo é realizar uma verificação da existência de correlações entre variáveis obtidas pelo COP e pelo COM, comparando as situações de olhos abertos e olhos fechados em pessoas idosas. Isso parece ser de fundamental importância na busca por maiores entendimentos sobre o controle postural e logo, os achados podem fornecer subsídios para novos estudos da temática, refutando ou ratificando o uso da plataforma de força para avaliar o equilíbrio de idosos.

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Aspectos Éticos

De acordo com a Resolução no 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS), que regulamenta as pesquisas envolvendo seres humanos, a participação no presente estudo foi voluntária, sendo um termo de consentimento livre e esclarecido assinado pelos participantes. Este trabalho foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Santa Maria, RS, Brasil, e aprovado sob o número 0223.0.243.000-11.

Participantes

A amostra não-aleatória foi selecionada entre idosos da comunidade, caracterizando-se como amostra voluntária. Fizeram parte do estudo 35 indivíduos idosos (maiores de 65 anos de idade) de ambos os sexos, sendo 17 homens e 18 mulheres. A prática de atividades física somadas aos deslocamentos realizados e demais esportes praticados pelos idosos alcançou sempre a recomendação tradicional de no mínimo 150 minutos semanais (30 minutos, cinco dias por semana) de atividade física de intensidade leve a moderada. Para avaliar tais informações foi utilizado o questionário internacional de atividade física - versão curta (IPAQ) (MAZO e BENEDETTI, 2010; ACSM, 2001). Os sujeitos que apresentassem qualquer tipo de distúrbio vestibular, problema visual sem a devida correção, diabetes, lesões no

sistema musculosquelético ou dor lombar no momento da avaliação foram excluídos do estudo. A caracterização dos sujeitos da pesquisa está na Tabela 9.

Tabela 9: Médias e desvios padrão de idade e dados antropométricos, além do número de indivíduos em cada grupo.

	Idosos em geral		Homens Idosos		Mulheres Idosas	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Idade (anos)	67,11	2,04	68,06	2,04	66,22	1,63
Estatura (m)	1,64	0,09	1,63	0,09	1,66	0,09
Massa (kg)	75,99	14,70	75,41	13,69	76,54	15,97
IMC (kg/m^2)	27,95	3,72	29,17	3,08	27,74	4,33
Número de idosos	35	NA	17	NA	18	NA

NA= não se aplica.

Análise do COP e do COM

Os dados de FRS (forças e momentos) foram coletados através de uma plataforma de força *AMTI OR6-6 2000* (*Advanced Mechanical Technologies, Inc*.) operando a 100 Hz e a nível solo. Com base nessas informações, foram calculadas as variáveis relacionadas ao COP, sendo essas: as amplitudes de deslocamento do COP nos eixos ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), obtidas através diferença entre o valor máximo e mínimo atingido pelo COP em cada direção; a velocidade média de deslocamento do COP (COPvm), sendo essa a divisão do valor de deslocamento total do COP pelo tempo de cada tentativa (30 segundos); além dessas variáveis foi obtida a área da elipse (COPsa).

Os valores do COM foram obtidos através do sistema de cinemetria *VICON* (modelo 624, Oxford, Reino Unido), com o *software NEXUS 1.5.2* para registro e processamento dos dados. Foram utilizadas sete câmeras com sinal infravermelho (MX câmeras), operando a uma frequência de 100 Hz, para reconhecimento de 39 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) colocados nos indivíduos (nos segmentos da cabeça, tronco, membros superiores e inferiores, mãos e pés), usados para o cálculo do COM a cada instante. A demarcação do sujeito foi realizada seguindo o modelo *PluginGait* (UPA & FRM). Utilizaram-se os dados da projeção do COM no solo, relevando as oscilações verticais, considerando apenas

as variáveis de COM correspondentes às observadas do COP. Os instrumentos estavam sincronizados durante as tentativas coletadas.

Para filtragem dos dados brutos cinéticos de força e momento, foi utilizado um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem com uma frequência de corte de 10 Hz, e para a filtragem dos dados brutos cinemáticos, também foi utilizado um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 5 Hz. A partir de tais dados foram calculadas as posições do COP e do COM, e através dessas foram calculadas as variáveis aqui analisadas.

Procedimentos

A anamnese e os testes foram realizados numa sala em ambiente silencioso. Antes da realização do teste, os participantes ficaram sentados em repouso por cinco minutos. Durante o teste, o indivíduo foi solicitado a adotar a postura ortostática bipodal sobre a plataforma de força com os pés descalços. Foram realizadas seis tentativas para verificação dos dados de controle postural de cada sujeito. Nas três primeiras tentativas foi solicitado a cada participante que permanecesse em pé o mais estático possível sobre a plataforma de força durante 30 segundos, com foco visual em um círculo projetado de 14,5 cm de diâmetro localizado em uma parede a uma distância de 3,94 m, na altura dos olhos. O projetor estava suspenso exatamente sobre o centro da plataforma de força, perpendicularmente à parede de projeção. Os indivíduos repetiram o procedimento em mais três tentativas, porém com os olhos fechados.

Estatística

Primeiramente foi realizado um teste de normalidade dos dados, através do teste de Shapiro-Wilk. As características dos indivíduos e as variáveis estudadas foram submetidas à estatística descritiva. Posteriormente, correlacionou-se as médias das variáveis de COP e COM com teste de Pearson. A força de correlação entre as variáveis foi definida pelo critério de Malina (1996), sendo: fraca para valores inferiores a 0,3; moderada para valores entre 0,3 e 0,6 e forte para valores maiores que 0,6. Para a comparação das situações de olhos abertos e olhos fechados foram realizados o teste t pareado de Student e o teste de Wilcoxon. Para

as comparações entre sexo dos indivíduos foram utilizados os testes t de Student para amostras independentes e o teste U de Mann-Whitney. O nível de significância adotado para todas as testagens foi de 5%.

RESULTADOS

Na Tabela 10, abaixo, é possível observar os valores de correlação entre COP e COM para indivíduos idosos do sexo masculino, sendo essas correlações todas significativas e classificadas como fortes.

Tabela 10: Médias (X) e desvios-padrão (SD) dos centros de pressão (COP) e de massa (COM) na situação olhos abertos e fechados para o grupo de homens idosos.

	Olhos abertos (com o uso da visão)				Olhos fechados (sem o uso da visão)			
	X	SD	Correlação	p-valor	X	SD	Correlação	p-valor
COPap (cm)	2,21	1,24	0,977	<0,001	2,62	1,09	0,824	<0,001
COMap (cm)	1,54	0,86			1,70	0,85		
COPml (cm)	1,13	0,62	0,960	<0,001	1,08	0,46	0,851	<0,001
COMml (cm)	0,84	0,53			0,64	0,29		
COPvm (cm/s)	1,30	0,73	0,810	<0,001	1,79	1,02	0,873	<0,001
COMvm (cm/s)	0,31	0,12			0,38	0,13		
COPsa (cm^2)	1,99	1,90	0,988	<0,001	1,74	0,97	0,807	<0,001
COMsa (cm^2)	1,35	1,38			0,89	0,58		

ap: ântero-posterior, ml: médio-lateral, vm: velocidade média, sa: área de elipse.

Na Tabela 11, é possível observar os valores de correlação entre COP e COM para indivíduos idosos do sexo feminino, sendo essas correlações todas significativas e classificadas como fortes.

Tabela 11: Médias (X) e desvios-padrão (SD) dos centros de pressão (COP) e de massa (COM) na situação olhos abertos e fechados para o grupo de mulheres idosas.

	Olhos abertos (com a visão)				Olhos fechados (sem a visão)			
	X	SD	Correlação	p-valor	X	SD	Correlação	p-valor
COPap (cm)	2,17	0,78	0,963	<0,001	2,31	0,56	0,873	<0,001
COMap (cm)	1,63	0,60			1,61	0,46		
COPml (cm)	1,05	0,43	0,952	<0,001	1,20	0,54	0,918	<0,001
COMml (cm)	0,76	0,32			0,85	0,44		
COPvm (cm/s)	0,95	0,31	0,786	<0,001	1,27	0,56	0,675	<0,001
COMvm (cm/s)	0,31	0,08			0,37	0,09		
COPsa (cm^2)	1,78	1,28	0,984	<0,001	1,96	1,23	0,956	<0,001
COMsa (cm^2)	1,30	1,00			1,27	0,85		

ap: ântero-posterior, ml: médio-lateral, vm: velocidade média, sa: área de elipse.

Na Tabela 12, abaixo, é possível observar os valores de correlação entre COP e COM para indivíduos idosos de ambos os sexo (grupo de homens + mulheres idosas), sendo essas correlações todas significativas e classificadas como fortes.

Tabela 12: Médias (X) e desvios-padrão (SD) dos centros de pressão (COP) e de massa (COM) na situação olhos abertos e fechados para o grupo de idosos em geral.

	Olhos abertos (com a visão)				Olhos fechados (sem a visão)			
	X	SD	Correlação	p-valor	X	SD	Correlação	p-valor
COPap (cm)	2,19	1,01	0,968	<0,001	2,46	0,86	0,832	<0,001
COMap (cm)	1,59	0,72			1,65	0,67		
COPml (cm)	1,09	0,52	0,956	<0,001	1,14	0,50	0,880	<0,001
COMml (cm)	0,79	0,43			0,74	0,39		
COPvm (cm/s)	1,12	0,58	0,747	<0,001	1,52	0,85	0,788	<0,001
COMvm (cm/s)	0,31	0,10			0,37	0,11		
COPsa (cm^2)	1,88	1,59	0,985	<0,001	1,85	1,10	0,895	<0,001
COMsa (cm^2)	1,32	1,18			1,09	0,75		

ap: ântero-posterior, ml: médio-lateral, vm: velocidade média, sa: área de elipse.

Na Tabela 13, é possível observar os valores da probabilidade de significância de existirem diferenças significativas no controle postural em uma série

de variáveis (tanto do COP quanto do COM), quando comparadas em função do sexo e em função do uso ou não da visão (esse último tanto para homens, mulheres e para o grupo de idosos em geral).

Tabela 13: Valores de p das comparações de controle postural entre homens e mulheres idosos nas condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF).

	Homens X Mulheres (OA)	Homens X Mulheres (OF)	OA X OF (homens)	OA X OF (mulheres)	OA X OF (Idosos em geral)
COPap (cm)	0,474	0,303	0,031*	0,330	0,012*
COMap (cm)	0,259	0,858	0,309	0,832	0,600
COPml (cm)	0,892	0,525	0,831	0,306	0,534
COMml (cm)	0,634	0,195	0,113	0,472	0,612
COPvm (cm/s)	0,182	0,134	0,001*	0,002*	<0,001*
COMvm (cm/s)	0,767	0,796	0,003*	<0,001*	<0,001*
COPsa (cm^2)	0,734	0,909	0,551	0,267	0,844
COMsa (cm^2)	0,563	0,232	0,093	0,472	0,088

*=indica diferença significativa.

DISCUSSÃO

A existência de correlações entre valores de COP e COM já é apontada na literatura desde a década de 70. Gurfinkel (1973) define nesse estudo diversos conceitos, hoje ditos básicos para o entendimento do controle postural. Dentre esses conceitos, é importante chamar a atenção para a definição de que em menores frequências de oscilações corporais existem maiores correspondências entre valores de COP e COM. Esse autor ainda afirma que para uma frequências de até 0,2 Hz, apenas cerca de 10% da oscilação do COP não representa as oscilações do COM, mas sim acelerações de segmentos corporais (GURFINKEL, 1973). No entanto, mesmo que essas correlações entre COP e COM pareçam ser senso comum, isso não faz com que o presente trabalho perca seu mérito, visto que com o advento da tecnologia e desenvolvimento de instrumentos de coleta de dados mais precisos é, hoje, possível compreender melhor tais achados. Sobretudo, os achados para a população na terceira idade, os quais mostram que ambos os instrumentos de

avaliação do controle postural podem ser utilizados para o desenvolvimento de trabalhos científicos e, desta forma, fortalecendo uma área de estudo extremamente importante para essa população, o controle postural.

Desta forma, comparando os valores das correlações com os olhos abertos com os de olhos fechados, percebe-se que na maioria das variáveis do presente estudo ocorre diminuição, mesmo que continuem classificadas como correlações fortes. Isso é explicado pelo fato de que segundo alguns autores, com a ausência da visão existem aumentos da variabilidade do sinal e da frequência média de deslocamento do COP (COLLINS e DE LUCA, 1995) e, assim, indo ao encontro das afirmações de Gurfinkel (1973) que em menores frequências maiores relações entre COP e COM.

No entanto, algumas das variáveis deste estudo apresentaram maiores valores de correlação para as condições de olhos fechados (velocidade média e área para idosos em geral e velocidade para homens idosos), o que parece ir de encontro com as afirmações de Gurfinkel (1973). Porém, analisando cada uma dessas ocorrências isoladas é possível se obter um entendimento diferenciado acerca dessa questão. No caso da área de elipse é possível perceber que os valores de oscilação (expressos por essa área) para a condição de olhos fechados foram similares, mas menores que para a condição de olhos abertos. Desta forma, é possível compreender que o valor da correlação para os olhos fechados era esperado para essa variável, em decorrência de um menor afastamento da posição central (equilíbrio) no sentido das extremidades da elipse, tanto para o COP quanto para o COM.

Já, quando se analisa a velocidade média de deslocamento (tanto a do COP, quanto a do COM e suas correlações) para o grupo de idosos em geral e, também, para o grupo de idosos homens, percebe-se que mesmo com valores maiores de velocidade (COP e COM) os valores da correlação ficaram maiores de olhos fechados do que de olhos abertos. Para tentar explicar esse fenômeno se infere que essa maior velocidade média de olhos fechados pode ter sido ao final favorável para a manutenção do controle postural desses idosos, pois mesmo com deslocamentos médios mais rápidos esses idosos conseguiram menores deslocamentos espaciais (amplitudes e a área). Portanto, o fato de se estar avaliando a idosos ativos pode ser

um fator importante de análise dessa maior correlação na ausência da visão e, os achados poderiam ocorrer de forma distinta se o estudo fosse realizado com idosos sedentários (conforme explicação abaixo).

Como se sabe, com o envelhecimento existem perdas em diversos sistemas corporais, em especial nesse caso, pessoas idosas apresentam alterações no controle postural, em função da diminuição da capacidade dos sistemas sensoriais em fornecer informações aferentes, e também do sistema motor em produzir ações motoras eferentes adequadas para manter o corpo equilibrado e na posição desejada (JÚNIOR e BARELA, 2006; HUNTER, MCCARTHY e BAMMAN, 2004). Baseado nessa informação se entende que esse tipo de população teria um pior controle postural e, portanto, estaria mais em movimento do que “estático” durante as avaliações. Desta forma, se esperaria piores valores de correlação para idosos do que para jovens ou mesmo de idosos sedentários para idosos ativos. No entanto, estudos realizando essas comparações não foram encontrados na literatura consultada, mas infere-se que os altos valores dos de correlação entre COP e COM nos idosos do presente estudo estejam relacionados com o fato de o grupo de estudo ser composto de pessoas ativas. Além do mais, a literatura mostra que o envelhecimento e a diminuição do desempenho nas capacidades físicas (como, por exemplo, a força e a potência) estão relacionados tanto com o passar do tempo (aumento da idade), quanto com a diminuição da prática de exercícios físicos (aumento do sedentarismo), sendo a atividade física capaz de postergar as perdas naturais do envelhecimento (HUNTER, MCCARTHY e BAMMAN, 2004).

Sabe-se que uma das principais consequências do aumento da idade é a perda de massa muscular esquelética (sarcopenia), sendo os picos de força muscular entram em maior depressão depois da quinta década de vida na ordem de 12 a 15% a menos por década de vida. Essas perdas são mais notadas em músculos dos membros inferiores e, sobretudo, em músculos potentes e com maiores capacidades de produção de força rápida (HUNTER, MCCARTHY e BAMMAN, 2004).

Baseado nessas informações se percebe que idosos estão fortemente propensos a não conseguirem responder de forma rápida a um desequilíbrio e, desta forma, acabarem sofrendo uma queda. Isso se dá, porque idosos de forma

geral acabam tendo menor uso de sua amplitude de movimento articular e realizam menores quantidades de atividade físicas (PEDRINELLI, GARCEZ-LEME e NOBRE, 2009). Isso, por sua vez, acaba por gerar perda de sarcômeros em série e em paralelo, respectivamente (JAKOBSEN *et al*., 2012; HERZOG, 2009; FUKUNAGA *et al*., 1997). A diminuição do número de sarcômeros em série resulta na diminuição da velocidade em que o músculo irá se contrair, já um menor número em paralelo diminui a força do músculo e, portanto, ambos causam menor potência para o idoso reagir às oscilações corporais (JAKOBSEN *et al*., 2012; HERZOG, 2009; FUKUNAGA *et al*., 1997).

Outro ponto importante do presente estudo está nas comparações do controle postural entre mulheres e homens idosos. Os achados mostraram não haver diferença em função do sexo para nenhuma variável utilizada nesse estudo, seja ela proveniente do COP ou do COM. Da mesma forma, alguns autores afirmam que na infância meninos e menina não apresentam nenhuma diferença quanto ao controle postural, mas que com o crescimento físico por volta dos 8 anos de idade os meninos passam a ter piores valores nos testes de controle postural (TSAI, WU e HUANG, 2008). Essa diferença se mantém na idade adulta, sendo explicada pelo fato de a articulação do joelho em relação à estatura corporal em mulheres ser mais larga que em homens e isso proporciona uma maior estabilidade em relação ao tamanho corporal, resultando em melhor equilíbrio postural (LEMOS, TEIXEIRA e MOTA, 2009). Os mesmos autores ainda expõem que a distribuição de massa corporal é diferenciada no corpo das mulheres devido a fatores morfológicos, o que, por sua vez, resulta no posicionamento do centro de gravidade das mulheres mais para baixo em relação aos homens de mesma estatura, gerando menores valores de oscilação corporal (LEMOS, TEIXEIRA e MOTA, 2009). No entanto, conforme os achados do presente estudo na terceira idade os valores de oscilação corporal para idosos ativos voltaram a não diferirem entre os sexos assim como até os oito anos de idade (TSAI, WU e HUANG, 2008).

Isso pode ser explicado pelo estudo de Hanson *et al. (*2009) no qual os autores mostram que o desempenho em testes físicos é melhorados com o treinamento e, em especial, apontam para o fato de homens idosos melhorarem nesses testes mais que mulheres idosas, tendo relação direta com o aumento da

quantidade de massa livre de gordura. Portanto, é possível que os presentes achados (ausência de diferenças em função do sexo no controle postural de idosos) sejam decorrentes de um melhor aproveitamento dos exercícios executados pelos mesmos (indivíduos idosos do presente estudo eram todos ativos), possibilitando, desta forma, maiores ganhos nas capacidades físicas para os homens idosos e, assim, equalizando o controle postural em função do sexo.

Com relação às comparações entre o uso da visão e não uso da visão, a variável velocidade média (tanto do COP, quanto do COM) foi a única que se apresentou maior estatisticamente significativa para os três grupos na condição de olhos fechados (mulheres idosas, homens idosos e idosos em geral). Além dessa variável, a COPap foi maior de olhos fechados para o grupo de homens idosos e para o idosos em geral. Esse achado já era esperado, pois como a literatura mostra, é comum que os indivíduos apresentem maiores oscilações corporais na ausência da visão, em especial quando são idosos (MEEREIS *et al*., 2011).

Por outro lado, o fato da variável velocidade média apresentar essa diferença para todos os grupos reforça o que alguns autores vêm afirmando, que essa é uma variável mais sensível e mais representativa para avaliar o controle postural (CORNILLEAU-PERES *et al*., 2005; LAFOND *et al*., 2004).

CONCLUSÃO

Esses achados demonstram que a observação do centro de pressão é representativa na análise do controle postural do grupo de idosos, apresentando fortes correlações com o centro de massa em todas as variáveis analisadas. Pode-se observar também, que o uso da visão é importante fonte sensorial para o controle postural.

REFERÊNCIAS

American College of Sports Medicine. ACSM stand position on the appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, p. 2145-56, 2001.

BERGER, L.; BERNARD-DEMANZE, L. Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. **Gait & Posture**, v. 33, p. 300–302, 2011.

BORG, F.G.; LAXABACK, G. Entropy of balance – Some recent results. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 7, p. 38. 2010.

COLLINS, J. J. ; DE LUCA, C. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Experimental Brain Research**, v. 103, p. 151-163, 1995.

CORNILLEAU-PÉRÈS, V.; SHABANA, N.; DROULEZ, J.; GOH, J. C.; LEE, G. S.; CHEW, P. T. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. **Gait & Posture**, v. 22, n. 2, p. 96-106, 2005.

DALLEAU, G.; DAMAVANDI, M.; LEROYER, P.; VERKINDT, C.; RIVARD, C. H.; ALLARD P. Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. **European Spine Journal**, v. 20, p. 123–128, 2011.

DAMAVANDI, M.; FARAHPOUR, N.; ALLARD, P. Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. **Medical Enginnering Physics**, v. 31, p. 1187–1194, 2009.

DIEËN, J. H. V.; LUGER, T. E. B.; JEROEN, V.D. Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. **European Jouranl Applied Physiology**, v. 112, p. 1307–1313, 2012.

FUKUNAGA, T.; KAWAKAMI, Y.; KUNO, S.; FUNATO, K.; FUKASHIRO, S. Muscle architecture and function in humans. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 457 – 463, 1997.

GURFINKEL, E. V. Physical Foundations of stabilography. **Agressologie**, v. 14, p. 9-14, 1973.

HANSON, E. D.; *et al*. Effects of strength training on physical function: influence of power, strength, and body composition. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 9, p. 2627–2637, 2009.

HERZOG, W. The biomechanics of muscle contraction: optimizing sport performance. **Sport ortho trauma**, v. 25, p. 286–293, 2009.

HUNTER, G. R.; MCCARTHY, J.P.; BAMMAN, M. M. Effects of Resistance Training on Older Adults. **Sports Medicine**, v. 34, n. 5, p. 329-348, 2004.

JAKOBSEN, M. D.; SUNDSTRUP, E.; RANDERS, M. B.; KJÆR, M.; ANDERSEN, L.L.; KRUSTRUP, P.; AAGAARD, P.; *et al*. The effect of strength training, recreational soccer and running exercise on stretch–shortening cycle muscle performance during countermovement jumping. **Human Movement Science**, v. 31, n. 4, p. 970-86, 2012.

JBABDI, M.; BOISSY, P.; HAMEL, M**.** Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. **BMC Geriatrics**, v. 8, p. 8, 2008.

JÚNIOR, P. F.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 1421-1426, 2004.

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

LEMOS, L. F. C.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 17, n. 4, 2009.

LOPEZ, D.; KING, H. H.; KNEBL, J. A.; KOSMOPOULOS, V.; COLLINS, D. R.; PATTERSON, R.M. Effects of Comprehensive Osteopathic Manipulative Treatment on Balance in Elderly Patients: A Pilot Study. **Journal of the American Osteopathic Association**, v. 111, n. 6, 2012.

MALINA, R. M. Tracking of physical activity and physical fitness across the lifespan. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 67, p. 48-57, 1996.

MAZO, G. Z.; BENEDETTI, T. R. B. Adaptação do questionário internacional de atividade física para idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.12, n. 6, p. 480-484, 2010.

MEEREIS, E. C. W.; LEMOS, L. F. C.; PRANKE, G. I.; ALVES, R. F.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Deficiência visual: uma revisão focada no equilíbrio postural, desenvolvimento psicomotor e intervenções. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 19, n. 1, p. 108-113, 2011.

MENESES, S. R. F.; BURKE, T. N.; MARQUES, A. P. Equilíbrio, controle postural e força muscular em idosas osteoporóticas com e sem quedas. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, n. 1, p. 26-31, 2012.

PEDRINELLI, A.; GARCEZ-LEME, L. E.; NOBRE, R. S. A. O efeito da atividade física no aparelho locomotor do idoso. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, n. 2, p. 96-101, 2009.

RODACKI, A. L. F.; SOUZA, R. M., UGRINOWITSCH, C.; CRISTOPOLISKI, F.; FOWLER, N. E. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. **Manual Therapy**, v. 14, p. 167-172, 2009.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35, p. ii37–41, 2006.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. F. 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. 436-445, 2010.

SHUMWAY-COOK, A.; BALDWIN, M.; POLISSAR, N. L.; GRUBER, W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. **Physical Therapy**, v. 77, p. 812–9, 1997.

TSAI, C. L.; WU, S. K.; HUANG, C. H. Static balance in children with developmental coordination disorder. **Human Moviment Science**, v. 27, n. 1, p. 142-53, 2008.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente Tese é finalizada por esse capítulo. Porém, é inevitável deixar de pensar quais são as perspectivas e os benefícios dos resultados aqui expressos para a população alvo do estudo, os idosos.

Nesse sentido, acredita-se fortemente que este trabalho vai servir como método para diversos estudos que abordem o controle postural, baseados em um teste de dupla-tarefa que apresenta todos os parâmetros necessários para que os resultados possuam credibilidade. Desta forma, facilitando o entendimento e as comparações entre diversos tipos de indivíduos, sejam idosos ou não, com alguma influência de doenças e/ou processos degenerativos ou mesmo para indivíduos sadios, podendo-se verificar os efeitos de treinamentos e/ou tratamentos que busquem melhor qualidade de vida para a população idosa.

Além disso, os achados do presente trabalho não se resumem apenas na elaboração e aplicação de métodos para verificação da usabilidade do teste desenvolvido. Com base nos resultados dos três artigos que compuseram essa Tese é possível concluir que parâmetros de controle postural de idosos são modificados, diferentemente de adultos-jovens. Os indivíduos de mais idade parecem utilizar mais de estratégias do quadril que adultos-jovens, buscando assim, a manutenção do equilíbrio, mesmo que para isso tenham maior gasto energético. Portanto, os idosos mostraram “preferir” enfatizar a segurança da tarefa executada (manutenção do equilíbrio) ao invés da economia de movimento.

Por fim, os achados mostraram que valores de COP e COM podem ser utilizados com segurança na interpretação dos resultados em estudos do controle postural. Isso amplia as possibilidades de abordagens e utilização de materiais diferentes para o estudo do controle postural.

7 REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI P.; MAGNUSSON, S. P.; KJAER, M. Role of the nervous system in sarcopenia nad muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure, **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, p.49–64, 2010.

ADKIN, A. L.; FRANK, J. S.; CARPENTER, M. G.; PEYSAR, G. W. Postural control is scaled to level of postural threat. **Gait & Posture,** v. 12, p. 87–93, 2000.

ALEXANDRE, N. M. C.; COLUCI, M. Z. O. Validade de conteúdo nos processos de construção e adaptação de instrumentos de medidas. **Revista Ciência & Saúde Coletiva**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 7, Jul. 2011.

ALMEIDA, L. F.; CAMARGOS, G. V.; CORRÊA, C. L. Mudanças reorganizacionais nos córtices somatossensorial e motor em amputados: revisão da literatura. **Revista Neurociência**, v.17, n. 2, p. 146-55, 2009.

American College of Sports Medicine. ACSM stand position on the appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, p. 2145-56, 2001.

ANASTASI, A.; URBINA, S. **Testagem psicológica**. Porto Alegre: ArtMed Editora, 2000.

ARAGÃO, F. A.; KARAMANIDIS, K.; VAZ, M. A.; ARAMPATZIS, A. Mini-trampoline exercise related to mechanisms of dynamic stability improves the ability to regain balance in elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, n.3, p. 512-518, 2011.

ARAÚJO, T. B.; SILVA, N. A.; COSTA, J. N.; PEREIRA, M. M.; SAFONS, M. P. Efeito da equoterapia no equilíbrio postural de idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 15, n. 5, p. 414-9, 2011.

ATKINSON, G. NEVILL, A. M. Statitstical methods for assessingmeasurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. (Review). **Sports Medicine**, v. 26, n. 4, p.217-38, 1998.

ATKINSON, G. Sport performance: variable or construct? [Comment Editorial]. **Journal of Sports Science**, v. 20, n.4, p. 291-292, 2002.

BALTES, P. B.; BALTES, M. M. Psychological perspectives on successful aging: the model of selective optimization with compensation. In: BALTES, P.B; BALTES M.M. editors. **Successful aging: perspectives from the behavioural sciences**, Cambridge, New York: Cambridge University Press, p. 1-34, 1990.

BARROS, M. V. G. (Org.); NAHAS, M. V. (Org.). Medidas da Atividade Física: Teoria e Aplicação para Diversos Grupos Populacionais. 1. ed. Londrina - PR: Midiograf, 2003. v. 1. 160p.

BENEDETTI, T. R. B. ANTUNES, P. C.; RODRIGUES-ANEZ, C. R.; MAZO, G. Z. PETROSKI, E .L. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. **Revista Brasileira de Medicina e Esporte**, v. 13, n. 1, p. 11-16, 2007.

BERGER, L.; BERNARD-DEMANZE, L. Age-related effects of a memorizing spatial task in the adults and elderly postural control. **Gait & Posture**, v. 33, p. 300–302, 2011.

BORG, F.G.; LAXABACK, G. Entropy of balance – Some recent results. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 7, p. 38. 2010.

BROGLIO, S. P.; TOMPOROWSKI, P. D., FERRARA, M.S. Balance performance with a cognitive task: a dual-task testing paradigm. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 37, n. 4, p. 689–695, 2005.

BROWN, L. A.; POLYCH, M. A.; DOAN, J. B. The effect of anxiety on the regulation of upright standing among younger and older adults. **Gait & Posture**, v. 24, p. 397–405, 2006.

BROWN, L.A.; FRANK, J. S. Postural compensations to the potential consequences of instability: kinematics. **Gait & Posture**, v. 6, p. 89– 97,1997.

BROWN, L.A.; SLEIK, R. J.; POLYCH, M.A.; GAGE, W. H. Is the prioritization of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults? **The Journal of Gerontology, Series A: Medical Sciences,** v. 57, p. 785–92, 2002.

CADORE, E. L.; IZQUIERDO, M.; PINTO, S. S.; ALBERTON, C. L.; PINTO, R. S.; BARONI, B. M.; VAZ, M. A.; LANFERDINI, F. J.; RADAELLI, R.; GONZÁLEZ-IZAL, M.; BOTTA, R. O. M.; KRUEL, L. F. M. Neuromuscular adaptations to concurrent training in the elderly: effects of intrasession exercise sequence. **Age**, v. 35, n. 3, p. 891-903, 2013.

CALDWELL, K.; HARRISON, M.; ADAMS, M.; TRIPLETT, N. T. Effect of Pilates and taiji quan training on self-efficacy, sleep quality, mood, and physical performance of college students. **Journal of Bodywork Movement Therapy**, v. 13, n. 2, p.155-163, 2008.

CARPENTER, M. G.; FRANK, J.S.; SILCHER, C.P. Surface height effects on postural control: A hypothesis for a stiffness strategy for stance. **Journal of Vestibular Research**, v.9, p. 277–86, 1999.

CARPENTER, M.G.; FRANK, J.S.; SILCHER, C.P.; PEYSAR, G.W. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Experimental Brain Research,** v. 138, p. 210–8, 2001.

CAVANAUGH, J. T.; MERCER, V. S.; STERGIOU, N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, p. 42, 2007.

CLAUDINO, R.; SANTOS, E. C. C.; SANTOS, M.J. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. **Clinical Neurophysiology,** v. 124, n. 8, p 1628-37, 2013.

COLLINS, J. J. ; DE LUCA, C. J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Experimental Brain Research**, v. 103, p. 151-163, 1995.

CORAZZA, S. T.; PEREIRA, É. F.; VILLIS, J. M. C.; KATZER, J. I. Criação e validação de um teste para medir o desemprenho motor no nado crawl. **Revista Brasileira de Cineantropometria & desempenho humano (impresso)**, v. 8, p. 73-8, 2006.

CORBEIL, P.; SIMONEAU, M.; RANCOURT, D.; TREMBLAY, A.; TEASDALE, N. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 9, n. 2, p. 126-136, 2001.

CORNILLEAU-PÉRÈS, V.; SHABANA, N.; DROULEZ, J.; GOH, J. C.; LEE, G. S.; CHEW, P. T. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. **Gait & Posture**, v. 22, n. 2, p. 96-106, 2005.

CURREL, K.; JEUKENDRUP, A. E. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. **Sports Medicine**, v. 38, n. 4, p.297-316, 2008.

DALLEAU, G.; DAMAVANDI, M.; LEROYER, P.; VERKINDT, C.; RIVARD, C. H.; ALLARD P. Horizontal body and trunk center of mass offset and standing balance in scoliotic girls. **European Spine Journal**, v. 20, p. 123–128, 2011.

DAMAVANDI, M.; FARAHPOUR, N.; ALLARD, P. Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. **Medical Enginnering Physics**, v. 31, p. 1187–1194, 2009.

DAULT, M. C.; GEURTS, A. C.; MULDER, T. W., *et al*. Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. **Gait & Posture**, v. 14, n. 3, p. 248–255, 2001.

DAVIS, J. R.; CAMPBELL, A.D.; ADKIN, A. L.; CARPENTER, M. G. The relationship between fear of falling and human postural control. **Gait & Posture,** v. 29, p. 275–279, 2009.

DEVEREUX, K.; ROBERTSON, D.; BRIFFA, N. K. Effects of a water-based program on women 65 years and over: A randomised controlled trial. **The Australian Journal of Physiotherapy**, v. 51, p. 102-108, 2005.

DIEËN, J. H. V.; LUGER, T. E. B.; JEROEN, V.D. Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. **European Jouranl Applied Physiology**, v. 112, p. 1307–1313, 2012.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. 2000.

FEDER, G.; CRYER, C.; DONOVAN, S.; CARTER, Y. Guidelines for the prevention of falls in people over 65. The Guidelines' Dev Group. **British Medical Journal,** v. 321, n. 7267, p. 1007-11, 2000.

FILHO, E.; GIMENEZ, R.; JÚNIOR, C. Efeitos de restrições ambientais na habilidade rebater em crianças, adultos e idosos. **Revista Portuguesa de Ciência do Desporto**, v. 3, n. 3, p. 43–55, 2003.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini Mental State": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v. 12, p. 189-98, 1975.

FOX, SI. **Fisiologia humana**. 7°edição, Barueri-SP: Manole, 2007.

FUKUNAGA, T.; KAWAKAMI, Y.; KUNO, S.; FUNATO, K.; FUKASHIRO, S. Muscle architecture and function in humans. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 457 – 463, 1997.

GAGE, W. H.; SLEIK, R. J.; POLYCH, M. A.; MCKENZIE, N. C.; BROWN, L. A. The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. **Experimental Brain Research,** v.150, p. 385–94, 2003.

GAYA, A.C.; *et al*. **Ciências do movimento humano: Introdução à metodologia da pesquisa**. Artmed: Porto Alegre, 2008.

GOULART, F; PEREIRA, L. X. Uso de escalas para avaliação da doença de Parkinson em fisioterapia. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 49-56, 2005.

GUERRAZ, M.; THILO, K. V.; BRONSTEIN, A. M.; GRESTY, M. A. Influence of action and expectation on visual control of posture. **Cognitive Brain Research**, v. 11, p. 259-66, 2000.

Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 49, p. 664-72, 2001.

GURFINKEL, E. V. Physical Foundations of stabilography. **Agressologie**, v. 14, p. 9-14, 1973.

HALL, C. D.; HEUSEL-GILLIG, L. Balance rehabilitation and dual-task ability in older adults. **Journal of Clinical Gerontology & Geriatrics**, v. 1, p. 22-26, 2010.

HANSON, E. D.; *et al*. Effects of strength training on physical function: influence of power, strength, and body composition. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 9, p. 2627–2637, 2009.

HAYENA, A.; DENNISA, R. J.; FINCHA, C. F. Determining the intra- and inter-observer reliability of screening tools used in sports injury research. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, p. 201—210, 2007.

HERZOG, W. The biomechanics of muscle contraction: optimizing sport performance. **Sport ortho trauma**, v. 25, p. 286–293, 2009.

HIYAMIZU, M.; MORIOKA, S.; SHOMOTO, K.; SHIMADA, T. Effects of dual task balance training on dual task performance in elderly people: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 26, n. 1, p. 58–67, 2012.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medice and science. (Comparative Study). **Sport Medicine**, v. 30, n.1, p. 1-15, 2000.

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

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium In: Rowell, L. B.; Shepard, J.T. **Handbook of physiology**. New York. Oxford University press 255-92, 1996.

HUCK, S.W.; CORMIER, W.H. **Reading statistics and research**. 2ª edição, New York, NY: HarperCollins College Publishers. Jarvis, p.1987, 1996.

HUNTER, G. R.; MCCARTHY, J.P.; BAMMAN, M. M. Effects of Resistance Training on Older Adults. **Sports Medicine**, v. 34, n. 5, p. 329-348, 2004.

HUSTED, J. A.; COOK, R. J.; FAREWELL, V. T.; GLADMAN, D. D. Methods for assessing responsiviness: a critical review and recommendations. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 53, n. 5, p. 459-68, 2000.

HUXHOLD, O.; LI, S. C.; SCHMIEDEK, F.; LINDENBERGER, U. Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v.69, p. 294–305, 2006.

IMPELLIZZERI, F. M.; MARCORA, S. M. Test validation in sport physiology: lessons learned from clinimetrics. [Review]. **International Journal of Sports Physiology & Performance**, v. 4, n. 2, p. 269-277, 2009.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Síntese de indicadores sociais: uma análise das condições de vida da população brasileira - 2012. Rio de Janeiro: IBGE; 2012.

ISABLEAU, B.; OHLMANN, T.; CRÉMIEUX, J.; AMBLARD, B. Selection of spatial frame of reference and postural control variability. **Experimental Brain Research**, v. 114, p. 584-9, 1997.

JAKOBSEN, M. D.; SUNDSTRUP, E.; RANDERS, M. B.; KJÆR, M.; ANDERSEN, L.L.; KRUSTRUP, P.; AAGAARD, P.; *et al*. The effect of strength training, recreational soccer and running exercise on stretch–shortening cycle muscle performance during countermovement jumping. **Human Movement Science**, v. 31, n. 4, p. 970-86, 2012.

JAMET, M.; DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G. C.; VANÇON, G.; PERRIN, P. P. Higher visual dependency increases baçlance control perturbation during cognitive task fulfillment in elderly people. **Neuroscience Letters**, v. 359, p. 61-4, 2004.

JBABDI, M.; BOISSY, P.; HAMEL, M**.** Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. **BMC Geriatrics**, v. 8, p. 8, 2008.

JÚNIOR, P. F.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006.

KANEKAR, N.; SANTOS, M.J.; ARUIN, A. S. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, p. 2304–2313, 2008.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Neurophysiologie Clinique. **Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 6, p.411-421, 2008.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, v. 37, p. 1421-1426, 2004.

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

LEMOS, L. F. C.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 17, n. 4, 2009.

LIMA, A. C.; AZEVEDO NETO, R. M.; TEIXEIRA, L. A. On the functional integration between postural and supra-postural tasks on the basis of contextual cues and task constraint. **Gait & Posture**, v. 32, p. 615–618, 2010.

LIMA, C. B.; SECCO, C. R.; MIYASIKE, V. S.; GOBBI, L. T. B. Equilíbrio dinâmico: influência das restrições ambientais. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 3, n. 1, p. 83-94, 2001.

LIN, S. I.; WOOLLACOTT, M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age Ageing**, v. 34, n. 4, p. 358-63, 2005.

LINDENBERGER, U.; LÖVDÉN, M.; SCHELLENBACH, M.; LI S.; KRÜGER, A. Psychological Principles of Successful Aging Technologies: A Mini-Review. **Gerontology**, v. 54, p. 59-68, 2008.

LOPEZ, D.; KING, H. H.; KNEBL, J. A.; KOSMOPOULOS, V.; COLLINS, D. R.; PATTERSON, R.M. Effects of Comprehensive Osteopathic Manipulative Treatment on Balance in Elderly Patients: A Pilot Study. **Journal of the American Osteopathic Association**, v. 111, n. 6, 2012.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MAEJIMA, H.; KANETADA, Y.; SUNAHORI, H.; MURASE, A.; OTANI, T.; SAKAMOTO, N.; *et al*. The effects of comprehensive exercise program on the adjustments of standing balance in community-dwelling elderly persons. **Journal of the Japanese Physical Therapy Association**, v. 11, p. 7-13, 2008.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, A. K. Fear of falling and postural performance in the elderly. **Journal of Gerontology,** v. 46, p. 123–31,1991.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, A. K.. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **Journal of Gerontology**, v. 49, p. M72–84, 1994.

MAKOSHI, Z.; KROLICZAK, G.; DONKELAAR, P. V. Human Supplementary Motor Area Contribution to Predictive Motor Planning. **Journal of Motor Behavior**, v. 43, n. 4, p. 303-309, 2011.

MALINA, R. M. Tracking of physical activity and physical fitness across the lifespan. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 67, p. 48-57, 1996.

MAROIS, R.; LARSON, J. M.; CHUN, M. M.; SHIMA, D. Responsespecific sources of dual-task interference in human pre-motor cortex. **Psychological Research**, v. 70, n. 6, p. 436-47, 2006.

MATSUMURA, B. A.; AMBROSE, A. F. Balance in the Elderly. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 22, p. 395-412, 2006.

MAYLOR, E. A.; ALLISON, S.; WING, A. M. Effects of spatial and nonspatial cognitive activity on postural stability. **British Journal of Psychology**, v. 92, p. 319-38, 2001.

MAZAHERI, M.; SALAVATI M.; NEGAHBAN, H.; SANJARI, M. A.; PARNIANPOUR M. Postural sway in low back pain: Effects of dual tasks. **Gait & Posture**, v. 31, p. 116–121, 2010.

MAZO, G. Z.; BENEDETTI, T. R. B. Adaptação do questionário internacional de atividade física para idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.12, n. 6, p. 480-484, 2010.

MEEREIS, E. C. W.; LEMOS, L. F. C.; PRANKE, G. I.; ALVES, R. F.; TEIXEIRA, C. S.; MOTA, C. B. Deficiência visual: uma revisão focada no equilíbrio postural, desenvolvimento psicomotor e intervenções. **Revista Brasileira de Ciência. e Movimento**, v. 19, n. 1, p. 108-113, 2011.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks. **Gerontology**. v. 47, p. 189-194, 2001

MELZER, I.; DAMRY, E.; LANDAU, A.; YAGEV, R. The influence of an auditory–memory attention-demanding task on postural control in blind persons. **Clinical Biomechanics**, v. 26, p. 358–362, 2011.

MENESES, S. R. F.; BURKE, T. N.; MARQUES, A. P. Equilíbrio, controle postural e força muscular em idosas osteoporóticas com e sem quedas. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, n. 1, p. 26-31, 2012.

MERGNER, T.; HUBER, W.; BECKER, W. Vestibular Neck interaction and transformation of sensory coordinates. **Journal of Vestibular Research**, v. 7, p. 347-67, 1997.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**, v. 19, n. 2, p. 11-18, 2006.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciência do Desporte**, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003.

MOGHADAM, M.; ASHAYERI, H.; SALAVATI, M.; SARAFZADEH, J.; TAGHIPOOR, K. D.; SAEEDI, A.; SALEHI, R. Reliability of center of pressure measures of postural

stability in health yolder adults: Effects of postural task difficulty and cognitiveload. **Gait & Posture**, v. 33, n. 4, p. 651-5, 2011.

MUJIKA, I.; MCFADDEN, G.; HUBBARD, M.; ROYAL, K.; HAHN, A. The water-polo intermittent shuttle test: a match-fitness test for water-polo players. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 1, n. 1, p. 27, 2006.

NARDONE, A.; GRASSO, M.; SCHIEPPATI, M. Balance control in peripheral neuropathy: are patients equally unstable under static and dynamic conditions? **Gait & Posture**, v. 23, n. 3, p. 364-16, 2006.

NUNNALLY, J. C.; BERSTEIN, I. H. **Psychometric theory**. New York: McGraw-Hill, 1994.

NYVAD, B.; MACHIULSKIENE, V.; BAELUM, V. Construct and predictive validity of clinical caries diagnostic criteria assessing lesion activity. **Journal of Dental Research**, v. 82, n. 2, p. 117-22, 2003.

PAPEGAAIJ, S.; LIMA-PARDINI, A. C.; SMITH, B. A.; OTTEN, E.; COHEN, R. G.; HORAK, F. B. Keeping your balance while balancing a cylinder: interaction between postural and voluntary goals. **Experimental Brain Research**, v. 223, n. 1, p.79-87, 2012.

PARK, H.; KIM, K. J.; KOMATSU, T.; PARK, S. K.; MUTOH, Y. Effect of combined exercise training on bone, body balance, and gait ability: a randomized controlled study in communitydwelling elderly women. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**, v. 26, p. 254- 259, 2008.

PASQUALI, L. Psicometría. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 43, p. 992-9, 2009.

PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; KRAFCZYK, S.; BRANDT, T. Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. **Experimental Brain Research**, v. 78, p. 243-52, 1989.

PEDRINELLI, A.; GARCEZ-LEME, L. E.; NOBRE, R. S. A. O efeito da atividade física no aparelho locomotor do idoso. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 44, n. 2, p. 96-101, 2009.

PEI, Y. C.; CHOU, S. W.; LIN, P. S.; LIN, Y. C.; HSU, T. H.C.; WONG, A. M. K. Eye-hand Coordination of Elderly People Who Practice Tai Chi Chuan. **Journal of the Formosan Medical Association**, v. 107, n. 2, p.103-110, 2008.

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

PITANGA, F. J. G. **Testes, medidas e avaliação em educação física e esportes**. 5ª edição, Phorte: São Paulo, 2007.

PRADO, J. M.; STOFFREGEN, T. A.; DUARTE, M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. **Gerontology**, v. 53, p. 274–81, 2007.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. **Gait & Posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.

RAMOS, B. M. B. **Influências de um programa de atividade física no controle do equilíbrio de idosos**. Dissertação de Mestrado. 2003.

RODACKI, A. L. F.; SOUZA, R. M., UGRINOWITSCH, C.; CRISTOPOLISKI, F.; FOWLER, N. E. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. **Manual Therapy**, v. 14, p. 167-172, 2009.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35, p. ii37–41, 2006.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. F. 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. 436-445, 2010.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of antecipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Eletroctromyographic analysis. **Journal od Electromyography and kinesiology**, v. 20, p. 388-97, 2010.

SEIDLER, R. D. Differential effects of age on sequence learning and sensorimotor adaptation. **Brain Research Bulletin**, v. 70, p. 337–346, 2006.

SHUMWAY-COOK, A.; BALDWIN, M.; POLISSAR, N. L.; GRUBER, W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. **Physical Therapy**, v. 77, p. 812–9, 1997.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor Control**: theory and practical applications. Maryland: Williams & Wilkins, 1995. 475p.

SIBLEY, K. M.; CARPENTER, M. G.; PERRY, J. C.; FRANK, J.S. Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex. **Human Movement Science**, v. 26, p. 103–112, 2007.

SIMEONOV, P. I.; HSIAO, H.; DOTSON, B. W.; AMMONS, D. E. Height effects in real and virtual environments. **Human Factors**, v. 47, p. 430–438, 2005.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 220 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

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 & Posture**, v. 16, p. 20–30, 2002.

SPIRDUSO, W. W. **Dimensões físicas do envelhecimento**. São Paulo: Manole. 2005.

SPIRDUSO, W. W.; FRANCIS, K. L.; MACRAE, P. G. Motor control, coordinations and skill. In: SPIRDUSO, W. W., FRANCIS, K. L., MACRAE, P. G. **Physical Dimensions of Aging**. Champaingn: Human Kinectics, 1995. p.152-183.

STOFFREGEN, T. A.; BARDY, B. G.; BONNET, C. T.; HOVE, P.; OULLIER, O. Postural sway and the frequency of horizontal eye movements. **Motor Control**, v. 11, p. 86–102, 2007.

SUZUKI, M.; SHIMAMOTO, Y.; KAWAMURA, I.; TAKAHASI, H. Does gender make a difference in the risk of falls. **Journal of Gerontological Nursing**, p.41–8, 1997.

TEEL, E. F.; REGISTER-MIHALIK, J. K.; BLACKBURN, J. T.; GUSKIEWICZ, K. M. Balance and cognitive performance during a dual-task: Preliminary implications for use in concussion assessment. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, p. 190-4, 2013.

TEIXEIRA A. R. L.; VEXENAT, A. C. O real significado de exames sorológicos no diagnóstico de doenças endêmicas. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**, v. 29, n. 4, p. 379-82, 1996.

TEIXEIRA, C. S. **A hidroginástica na reabilitação vestibular de idosos com queixas de tontura**. Dissertação de mestrado. 2008.

TEIXEIRA, C. S.; LEMOS, L. F. C.; LOPES, L. F. D.; MOTA, C. B. A influência dos sistemas sensoriais na plataforma de força: estudo do equilíbrio corporal de idosos com e sem queixa de tontura. **Revista CEFAC**, v. 12, n. 6, p. 1024-34, 2010.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. Porto Alegre: ArtMed, 2002. 419p.

TINETTI, M. E.; WILLIAMS, C. S. Falls. injuries due to falls, and the risk ofadmission to a nursing home. N**ew England Journal of Medicine**, v. 337, p. 1279–84, 1997.

TSAI, C. L.; WU, S. K.; HUANG, C. H. Static balance in children with developmental coordination disorder. **Human Moviment Science**, v. 27, n. 1, p. 142-53, 2008.

VOOS, M. C.; PINHEIRO, G. B.; CICCA, L. O.; LÁZARO, A.; DO VALLE, L. E. R.; PIEMONTE, M. E. P. Os componentes motor e visual de uma tarefa-dupla devem ser associados ou isolados durante o treinamento? **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 1, p.33-39, 2008.

VOUDOURIS, D.; RADHAKRISHNAN. S.; HATZITAKI, V.; BRENNER E. Does postural stability affect grasping? **Gait & Posture**, v. 38, p. 477–482, 2013.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the interclass correlation coefficient. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 231-40, 2005.

WIECZOREK, S. A. **Equilíbrio em adultos e idosos: relação entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura em pé**. Dissertação de Mestrado. 2003.

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

YEH, T. T.; CLUFF, T.; BALASUBRAMANIAM, R. Visual reliance for balance control in older adults persists when visual information is disrupted by artificial feedback delays. **PLoS ONE**. v. 9, n. 3, 2014.

ZIJLSTRA, A.; UFKES, T.; SKELTON, D. A.; LUNDIN-OLSSON, L.; ZIJLSTRA, W. Do dual tasks have an added value over single tasks for balance assessment in fall prevention programs? A mini-review. **Gerontology**, v. 54, p. 40–49, 2008.

8 APÊNDICE

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Título do estudo: “Validação de um teste de dupla tarefa e variáveis de controle postural em idosos: Centro de massa e centro de pressão”.

Pesquisador: Luiz Fernando Cuozzo Lemos

Pesquisador Responsável: Carlos Bolli Mota.

Instituição/Departamento: UFSM/ CEFD

Local da coleta de dados: Laboratório de Biomecânica do CEFD

Telefone para contato: (55) 81322959

E-mail para contato: luizcanoagem@yahoo.com.br

Prezado(a) Senhor(a):

- Você está sendo convidado(a) a participar da coleta de dados desta pesquisa de forma totalmente voluntária.
- Antes de concordar em participar desta pesquisa, é muito importante que você compreenda as informações e instruções contidas neste documento.
- Os pesquisadores deverão responder todas as suas dúvidas antes de você se decidir a participar.
- A participação neste estudo é voluntária e livre, podendo ser cancelada em qualquer fase do processo.
- Não haverá compensação financeira para os participantes relacionada à sua participação.

Objetivo do estudo: Buscamos com este estudo contribuir para a melhora da qualidade e expectativa de vida dos idosos. Conhecendo os fatores de risco para quedas como a ausência ou deficiência do equilíbrio, os idosos poderão ter maior conhecimento para manter e preservar sua funcionalidade.

Procedimentos: A coleta de dados para este estudo constará de um questionário para inclusão de indivíduos que não apresentem tonturas, pois estas afetariam o estudo; filmagem da avaliação do equilíbrio e a execução de tarefas de controle motor e visual.

Para a realização da filmagem os sujeitos deverão estar vestidos com roupas de banho, e serão demarcados alguns pontos em seu corpo, através da fixação de bolinhas de isopor com fita adesiva.

Para a avaliação do equilíbrio, o paciente será orientado a permanecer em pé na sua postura usual por no máximo 30 segundos, em duas situações: apoio dos dois pés no chão, primeiramente com os olhos abertos e depois fechados.

Benefícios: Os benefícios esperados são: conscientização sobre a importância do equilíbrio no dia a dia e nas Atividades de Vida Diárias dos idosos, e diagnóstico sobre a atual condição de equilíbrio para os indivíduos. Trazendo maior conhecimento sobre o tema abordado.

Risco: Considerando a natureza das técnicas a serem aplicadas, nas intervenções diagnósticas, não são previstos riscos de ordem física, no entanto o procedimento de aquisição dos dados, por ser filmado de maneira minuciosa, pode gerar desconfortos aos participantes do estudo tornando-se um pouco repetitivo e cansativo. Em caso de eventual risco, este será tratado pelos pesquisadores e se necessário, a intervenção será suspensa.

Sigilo: Os dados levantados serão confidenciais, resguardando a identidade dos sujeitos, e poderão ser utilizados para estudos e publicações científicas, por 5 anos, ficando sob responsabilidade dos pesquisadores para futuros estudos, desde que seja respeitada totalmente sua privacidade e confidencialidade.

Assim, ciente e de acordo com o que foi anteriormente exposto, eu _____, portador (a) da carteira de identidade número _____, afirmo que, após a leitura deste documento e de esclarecimentos dados pelos pesquisadores, concordo com a realização desta pesquisa e autorizo minha participação, como também autorizo a publicação em meio acadêmico dos dados, informações, filmagens e outros procedimentos coletados nesta pesquisa. Todas as minhas dúvidas foram esclarecidas e sei que poderei solicitar novos esclarecimentos a qualquer momento. Considero-me igualmente informado: sobre os procedimentos nos quais estarei envolvido, dos riscos e benefícios esperados.

Assinatura:_____

Santa Maria, _____ de _____ de 201___.

Orientador: Profº. Dr. Carlos Bolli Mota

RG: 8022581105

Tel.: (055) 32208271

Autor: Luiz Fernando Cuozzo Lemos

RG: 1069958195

Tel.: (55)81322959

Para maiores esclarecimentos entre em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa – CEP – UFSM pelo endereço: Av Roraima, 1000, Prédio da Reitoria – 7º andar – Sala 702. Cidade Universitária – Bairro Camobi – Santa Maria/RS. Tel: 32209362 – email: comiteeticapesquisa@smail.ufsm.br

Manual de aplicação do teste da caneta laser no controle postural

Este documento é um guia prático de como proceder para a aplicação do teste de dupla-tarefa da caneta laser de Lemos e colaboradores (2015). Para executar o teste de forma correta siga os passos abaixo.

1) **Baixe o arquivo** do teste diretamente no site do Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria. Esse pode ser obtido através deste link: http://www.ufsm.br/labiomec/downloads.html

2) **Organize o ambiente de testagens**: fixe um projetor de imagens e uma câmera exatamente sobre o local onde os indivíduos serão testados. Essa posição deve estar a 3,94 metros da parede. Desta forma, a imagem projetada terá as seguintes dimensões: 1,98 metros de comprimento, 1,50 metros de altura e o alvo circular terá 14,5 centímetros de diâmetro. Nas tarefas horizontais, o alvo circular deve estar disposto à altura inicial de 1,39 metros do chão e nas elípticas 1,89 metros. O ângulo formado entre o ponto distante 3,94 metros da parede e as extremidades da projeção deve ser de aproximadamente 28 graus.

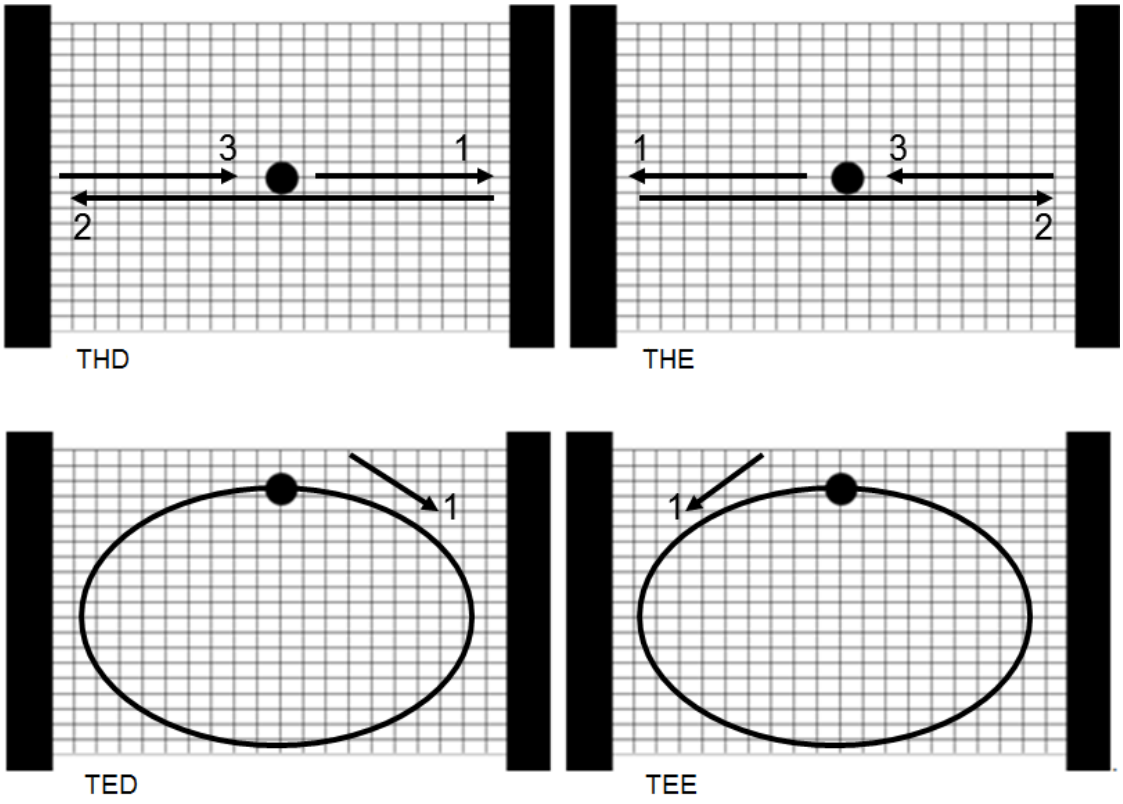
3) **A caneta laser**: utilize uma caneta laser com baterias. O foco do laser da caneta deve ser forte o suficiente para ser reconhecido pelos avaliadores na análise dos resultados dos testes. Indica-se, preferencialmente, aquelas que o laser é da cor verde, pois essas apresentam melhor contraste. A função de ligar a caneta deve ser independente do avaliado, ou seja, a caneta laser deve ser capaz de se manter ligada sem a pressão do botão liga/desliga por parte do avaliado. Em canetas laser que necessitam a pressão do botão, pode-se utilizar fita adesiva para que essa função seja mantida ligada.

4) **Postura e movimentos permitidos para o avaliado**: o avaliado deve se manter na postura ereta quieta, o mais imóvel possível. Os únicos movimentos permitidos são os necessários para que o foco do laser seja mantido dentro do alvo circular. Para isso é permitido apenas o movimento das articulações do ponho e rádio-ulnar do lado corporal que segura a caneta.

5) **Quantificar os erros**: A câmera colocada em cima (por exemplo, fixada no teto) do local de testagens irá quantificar os deslocamentos do foco da caneta laser em relação aos movimentos do alvo circular. Os indivíduos devem ser instruídos para que tentem manter sempre o foco do laser dentro do alvo circular. Caso o foco do laser saia do alvo circular, os indivíduos devem imediatamente tentar restabelecer a posição dentro do alvo. Além disso, é importante que os indivíduos saibam que o quanto mais distante for do alvo, pior será seu escore. Se em toda a duração do teste (30 segundos) o foco do laser se mantiver dentro do alvo o resultado de erros será zero. Caso o foco do laser saia do alvo, será quantificado o número de retângulos (distância do alvo). O escore final de cada teste será a soma de retângulos fora do alvo de cada vez que o foco do laser sair do alvo circular.

6) **Os testes**: Serão quatro testes distintos, sendo chamados de Tarefa Horizontal Direita (THD), Tarefa Horizontal Esquerda (THE), Tarefa Elíptica Direita (TED) e Tarefa Elíptica Esquerda (TEE). O lado (direito ou esquerdo) é referente à mão em que o indivíduo está segurando a caneta laser. Os dados referentes aos testes devem ser agrupados de acordo com a lateralidade dos indivíduos. A partir desse momento, as nomenclaturas dos achados do teste passam a ser: Lado de Preferência Horizontal (LPH), Lado de Não Preferência Horizontal (LNPH), Lado de Preferência Elíptica (LPE) e Lado de Não Preferência Elíptica (LNPE).

7) **O movimento do alvo circular**: Em todos os testes o movimento do alvo circular tem a duração de 30 segundos. Nas tarefas horizontais (THD e THE) o alvo circular (1) inicia seu movimento da posição central da projeção para o lado do nome do teste (THD para a direita e THE para a esquerda), (2) mudando o seu sentido indo até a extremidade do outro lado e, então (3) retornando ao centro de projeção, conforme figura abaixo. Nas tarefas elípticas o alvo circular faz a trajetória mostrada na figura abaixo, ou seja, TED no sentido horário e TEE no sentido anti-horário.



8) **Sincronismo entre equipamentos:** o instrumento utilizado para quantificar a oscilação corporal (variáveis do centro de pressão e/ou do centro de massa) deve ser utilizado em sincronismo com o teste do laser. Para isso, sugerem-se pelo menos dois avaliadores para que deem o “start” simultaneamente. A duração de ambas as tarefas (controle postural e da caneta laser) é de 30 segundos.

Manual of the laser pen test application in the postural control

This document is a practical guide to how to go about the application of dual-task laser pen test Lemos et al. (2015). To perform the test correctly, follow the steps below.

1) **Download the test file** directly at the Biomechanics Laboratory site of the Federal University of Santa Maria. This can be obtained through this link: http://www.ufsm.br/labiomec/downloads.html

2) **Organize the testings environment:** set an image projector and a camera on exactly where individuals will be tested. This position should be 3.94 meters from the wall. Thus, the projected image will have the following dimensions: length = 1.98 meters, tall = 1.50 meters and circular target diameter =l 14.5cm. In the horizontal tasks, the circular target must be willing to initial height of 1.39 meters from the ground and the elliptical 1.89 meters. The angle formed between the farthest point 3.94 meters from the wall and the ends of the projection should be approximately 28 degrees.

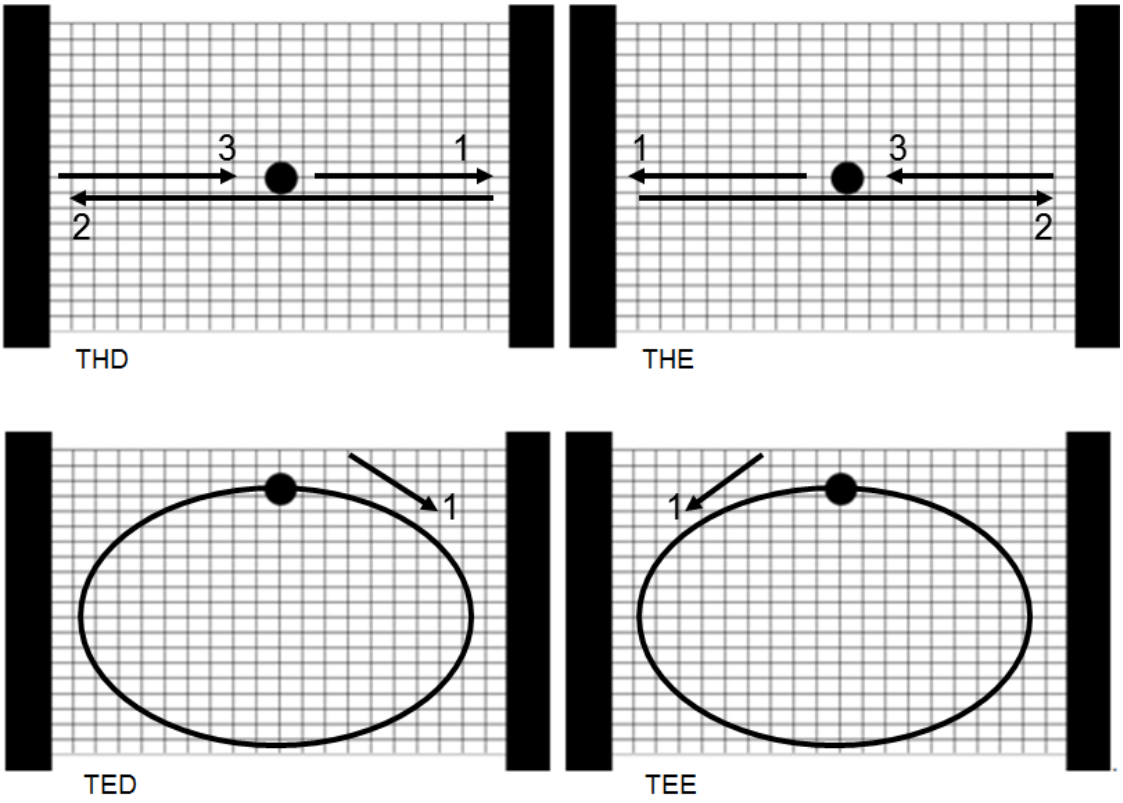
3) **The laser pen:** use a laser pen with batteries. The focus of the laser pen must be strong enough to be recognized by the evaluators in the analysis of test results. It is indicated, preferably those that the laser is of green color, since these have better contrast. The function of connecting the pen to be evaluated independently of (i.e. the laser pen should be able to remain connected without pressure on / off switch from the individual). In laser pens that require pressing the button, you can use duct tape for this function is maintained on.

4) **Posture and moves allowed to subject:** the participant should keep in quiet standing posture, as still as possible. The only allowed movements are the necessaries to the laser focus is maintained within the circular target. To this is only permitted movement of the joints of the put and radio-ulnar in the side of the body that holds the pen.

5) **Quantify the errors:** the camera placed above (e.g., attached to the ceiling) of testings site will measure the focus of the laser pen displacements in relation to the movement of the circular target. Individuals should be instructed to try to always keep the laser focus within the circular target. If the focus of the laser exit the circular target, individuals should immediately try to reestablish the position within the target. Also, it is important that individuals know that as far as the target is, the worse your score. If throughout the test duration (30 seconds) focus the laser remains within the target the result of errors is zero. If the focus of the laser exits the target, the number of rectangles (target distance) is quantified. The final score for each test is the sum of rectangles out of the target each time the laser focus out of the circular target.

6) **Tests:** There will be four different tests: Task Horizontal Right (THR), Task Horizontal Left (THL), Task Elliptical Right (TER) and Task Elliptical Left (TEL). The side (right or left) refers to the hand in which the individual is holding the laser pen. Data of the tests should be grouped according to the laterality of individuals. From that moment, the nomenclatures of the test findings become: Horizontal Preference Side (HPS), No Preference Horizontal Side (NPHS), Elliptical Preference Side (EPS) and Non Preference Elliptical Side (NPES).

7) **The circular target movement:** In all of the tests the circular target movement lasts for 30 seconds. In the horizontal tasks (THR and THL) the circular target (1) starts moving the center position of the projection toward the test name (THR to the right and to the left THL), (2) changing its direction going up the end of the other side and then (3) returning to the center of projection, as shown below. In elliptical tasks the circular target is the path shown in the figure below (i.e. TER in the clockwise and TEL counter-clockwise).



8) **Timing of equipment:** The instrument used to measure the oscillation body (the center of pressure variables and / or center of mass) must be used in synchronism with the laser test. For this, they suggest at least two evaluators for that give the "start" simultaneously. The duration of both tasks (postural control and laser pen) is 30 seconds.

9 ANEXOS

Mini-mental

(Folstein, Folstein e McHugh, 1975)

Paciente: _____

Data de avaliação: _____ Avaliador: _____

Orientação

Dia da Semana (1 ponto)	( )
Dia do Mês (1 ponto)	( )
Mês (1 ponto)	( )
Ano (1 ponto)	( )
Hora aproximada (1 ponto)	( )
Local específico (andar ou setor) (1 ponto)	( )
Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto)	( )
Bairro ou rua próxima (1 ponto)	( )
Cidade (1 ponto)	( )
Estado (1 ponto)	( )

Memória Imediata

Fale três palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta. ( )

Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

Atenção e Cálculo

(100-7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (93,86,79,72,65)

(1 ponto para cada cálculo correto) ( )

Evocação

Pergunte pelas três palavras ditas anteriormente

(1 ponto por palavra) ( )

Linguagem

1) Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos) ( )

2) Repetir “nem aqui, nem ali, nem lá” (1 ponto) ( )

3) Comando:”pegue este papel com a mão direita, dobre ao meio e coloque no chão (3 pontos)
( )

4) Ler e obedecer:”feche os olhos” (1 ponto) ( )

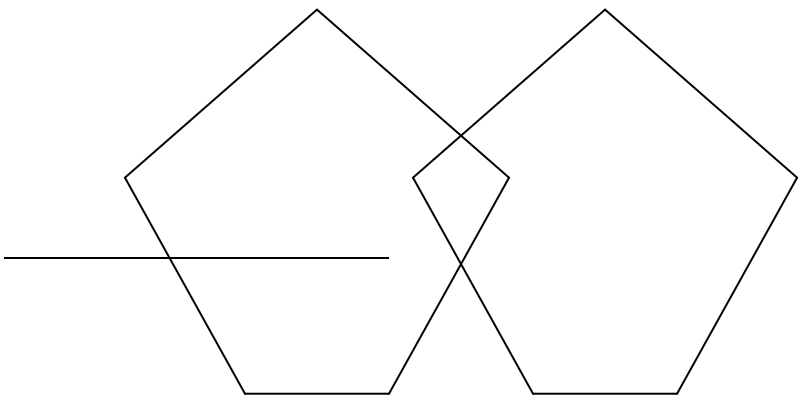
5) Escrever uma frase (1 ponto) ( )

6) Copiar um desenho (1 ponto) ( )

Escore: (/ 30)

Paciente: _____ [1]Idade: _____

Data de Avaliação: _____

ESCREVA UMA FRASE

COPIE O DESENHO