

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTU-SENSU* EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO

RENATO CLAUDINO

AJUSTES POSTURAIIS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS EM IDOSOS
ATIVOS SUBMETIDOS A PERTURBAÇÕES LATERAIS DA POSTURA

Florianópolis, SC

2012

RENATO CLAUDINO

**AJUSTES POSTURAIIS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS EM IDOSOS
ATIVOS SUBMETIDOS A PERTURBAÇÕES LATERAIS DA POSTURA**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Movimento Humano, Área de Concentração: Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre.

Orientador: Dr. Marcio José dos Santos

Florianópolis, SC

2012

C615a

Claudino, Renato

Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos ativos submetidos a perturbações laterais da postura / Renato Claudino. – 2012.
p. : il. ; 30 cm

Bibliografia

Orientador: Márcio José dos Santos.

Dissertação (mestrado)–Universidade do Estado de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, 2012.

1. Postura humana. 2. Idosos. I. Santos, Márcio José dos. II. Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. III. Título.

CDD – 613.78

RENATO CLAUDINO

**AJUSTES POSTURAIIS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS EM IDOSOS
ATIVOS SUBMETIDOS A PERTURBAÇÕES LATERAIS DA POSTURA**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de mestre, no Curso de Pós Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Movimento Humano, da Universidade do Estado de Santa Catarina, Área de Concentração: Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano - Comportamento Motor.

Banca examinadora:

Orientador:

Dr. Marcio José dos Santos
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro:

Dr.^a Stella Maris Michaelsen
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro:

Dr.^a Giovana Zarpellon Mazo
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro:

Dr. Marcos Duarte
Universidade Federal do ABC

Membro:

Dr.^a Suzana Cristina Domenech.
Universidade do Estado de Santa Catarina

Florianópolis, 02/03/2012.

Aos meus queridos pais: Valmira (Preta) e Pedro pela dedicação, cuidado e atenção que formaram meu caráter, e convicções de vida.

AGRADECIMENTOS

À uma pessoa especial: Deus

A minha família, meus queridos pais e meu irmão Rafael, minha base, meu alicerce! Por me proporcionar condições os quais pude traçar meus caminhos, vocês acreditam na educação e principalmente em meu potencial obrigado por tudo! Aos meus familiares que acreditaram nesse caminho que construí e ainda continuarei construindo. Vocês são espetaculares. Em especial a uma pessoa que me ajudou muito para que esse trabalho fosse executado, meu Avô! José Gomes- seu Juca. Vô obrigado por tudo! Você tem um lugar no meu coração.

São tantas as pessoas que gostaria de agradecer que são poucas as páginas para tanto, logo começarei minha atribuição aos autores principais para a minha formação acadêmica e pesquisa: os professores.

Aos professores Dr^a Stella Maris Michaelson que me mostrou a importância da pesquisa de qualidade e o amor pela fisioterapia. À Dr^a Giovana Zarpellon Mazo e aos bolsistas e mestrados do GETI que me acolheram nos primeiros anos, quando ainda aluno especial, acreditaram na minha experiência enquanto fisioterapeuta em geriatria, amor pela educação, na pesquisa e atribuições na área da geriatria/gerontologia o qual me dedico há tanto tempo. Em especial ao orientador **Prof Dr. Márcio José dos Santos** que acreditou e confiou no meu potencial, como seu primeiro mestrado, fomos desbravadores. Lembra professor Marcio aonde iniciei os primeiro contato com coletas?- Lá na clinica de fisioterapia do CEFID! Hoje a história é totalmente diferente. A estrutura que conquistamos nos propõe a fazer muitas pesquisas. O laboratório de controle motor que antigamente havia apenas duas mesas e cadeiras, um computador para a coleta do controle das forças de preensão, hoje temos vários equipamentos de coletas os quais nos possibilita ir além. Esse trabalho foi fruto das nossas parcerias. Creio que essa formação foi especial e única. Prof. Marcio! Obrigado por me proporcionar essa experiência que levo para a minha vida como exemplo, e serei multiplicador dessa ideia.

Ao laboratório de instrumentação LABIN, agradeço ao técnico em mecânica: Maércio Ternes Junior, que nos auxiliou com sua experiência em mecânica de substancial importância para esse trabalho.

Aos colegas de varias horas de trabalho e coletas: Diana, Paulinha, Rodrigo, Alexandre, Cesar, Vanessa e Eloá que propuseram horas de alegria, e de trabalhamos no laboratório.

Vocês foram substanciais na minha formação! Aos meus novos amigos do mestrado, que recém chegaram, para multiplicar: Marcelo e Jaqueline. Mesmo, vocês aparecendo em um momento final da minha formação, percebo como vocês são importantes, para completar a equipe. Parabéns e muito obrigado por tudo, e continuem nossos trabalhos.

Aos amigos do mestrado: Nayara, Letícia, Vanessa, Manuela, Thiago, Janeisa, Márcia, Rodrigo, Mauren, Giovane, Fernanda, Daniela, Fabio, Inês, Andressa, Lisiane, Luciano, Livia e Micheli, vocês nesses dois anos de mestrado estavam participantes em fases diferentes da minha formação e foram imprescindíveis durante vários momentos de discussão, trabalhos dentro das disciplinas. Vocês são especiais e ficaram para sempre nas minhas lembranças.

Aos que tornaram viável esta pesquisa: FUMDES, FAPESC, CEFID, instituições que deram suporte a este trabalho, em especial, ao GETI que proporcionou que ocorressem as coletas com os idosos, mediado pela professora. Dr^a Giovana Zarpellon Mazo, bolsistas e mestrandos do GETI pelo interesse, dedicação e envolvimento com este estudo.

A todos aqueles que contribuíram de alguma forma para esta pesquisa.

MUITO OBRIGADO!

RESUMO

CLAUDINO, Renato. **Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos ativos submetidos a perturbações laterais da postura.** Florianópolis 2012.106f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.
Orientador: Dr. Márcio José dos Santos.

Com o avançar da idade, o corpo humano sofre alterações morfológicas e funcionais, que acarretam grande instabilidade postural em idosos. É um fator importante desta, esta vinculada ao uso inadequado das estratégias de ajustes posturais: o ajuste postural antecipatório (APA) e compensatório (APC). Essas estratégias tratam da capacidade de um indivíduo em responder efetivamente a uma possível perda de equilíbrio. Embora, a dificuldade na manutenção do equilíbrio em idosos seja conhecida, estudos sobre as estratégias de ajuste postural frente a perturbações externas da postura nessa população ainda são escassos. Portanto, o objetivo desse estudo foi investigar os APAs e CPAs e suas inter-relações em idosos com e sem quedas. Para tanto, dois grupos de 20 idosos cada (sem e com histórico de quedas) e 20 indivíduos jovens receberam perturbações externas da postura no plano frontal, através do impacto de um pêndulo no ombro direito dos indivíduos na posição em pé, sob condições não prevista e prevista. As atividades eletromiográficas dos músculos posturais laterais, ventrais e dorsais foram registradas e integradas (JEMG) nas janelas de tempo típicas para as estratégias de ajuste postural assim como o deslocamento do centro de pressão corporal (COP). De forma geral, os dois grupos de idosos apresentaram, menor amplitude de ativação (JEMG) muscular nas janelas dos APCs para os músculos laterais e dorsais na condição não prevista. Idosos também apresentaram alteração no padrão sinérgico dos músculos laterais quando comparados ao grupo de indivíduos jovens. Houve um maior deslocamento do COP na condição prevista para os grupos de idosos com quedas quando comparados aos jovens. Os resultados desse estudo indicam que a diminuição da atividade muscular nos grupos de idosos frente a perturbações da postura, especialmente dos músculos laterais, podem deixar esses indivíduos suscetíveis a quedas. Portanto, investigações e programas de treinamento/tratamento que visam treinar ou restabelecer o equilíbrio em idosos melhorando a ativação dos músculos laterais devem ser desenvolvidos.

Palavras-chave: Controle postural, perturbações externas, estratégias, ajustes posturais, sinergias.

ABSTRACT

CLAUDINO, Renato. **Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos ativos submetidos a perturbações laterais da postura.** Florianópolis 2012. .106f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

Orientador: Dr. Márcio José dos Santos.

With advancing age, the human body suffers morphological and functional changes, which lead the postural instability in elderly people. And an important factor in this, are linked to the inappropriate uses of postural adjustments strategies: anticipatory postural adjustment (APA) and compensatory postural adjustments (CPA). Such strategies deal with an ability to respond effectively to a possible loss of balance and minimize the negative consequences of it. Although the difficulties in maintaining balance in the elderly to be known, strategies of postural adjustment, in the face of external perturbations are still scarce. Therefore, the aim of this study was to investigate the APAs and CPAs and their inter-relationships in groups of elderly with and without falls. For this purpose, two groups of 20 elderly participants (with and without history of falls) and 20 young subjects received external perturbations of posture in the frontal plane, through the impact of a pendulum on the right shoulder of the individuals in the standing position, under two conditions: unpredictable and predictable. The electromyography activity (EMG) of lateral ventral and dorsal postural muscles by recording and integrated (\int EMG) in the typical windows for these strategies, and displacement of body center of pressure (COP). The postural disturbance occurred in the medial-lateral direction, through the impact of a pendulum on the right shoulder of individuals under two conditions: unpredictable and predictable. The results showed the elderly groups (with and without falls) had, in general, smaller amplitude activation (\int EMG) of the CPAs to the dorsal and lateral studied in the unpredictable conditions. The elderly showed changes in the pattern of synergistic lateral muscles compared to the group of young individuals. There was a greater COP displacement in the predictable condition provided for groups of elderly patients with falls compared to the young. The results of this study indicate that the decrease in muscle activity in the elderly groups against disturbances of posture, especially the lateral muscles, may leave these individuals susceptible to falls. Therefore, research and training programs/training or treatment designed to restoring balance in the elderly by improving the activation of the lateral muscles must be developed.

Keywords: Postural control, external perturbations, postural adjustments, synergies.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Representação gráfica do cone de estabilidade.....	30
Figura 2-A) Plataforma de Força modelo AMTI OR6-7.....	43
Figura 3- Plataforma de encaixe e suas dimensões	44
Figura 4- Amplificador da plataforma MAS-6 MiniAmp	44
Figura 5- A) Eletromiógrafo EMG SYSTEM B) Eletrodo superficial	45
Figura 6- Acelerômetro triaxial, EMG SYSTEM	45
Figura 7- Estrutura confeccionada para a perturbação; B e C) medidas específicas do pêndulo bem como a colocação de pesos e acelerômetro na extremidade.....	46
Figura 8- A) Trena (Marca Fit®, BR); B) Álcool e algodão (Marca CREMER®); C) Óculos de proteção (marca JGB® modelo ciclope); D) Aparelho portátil de áudio (marca iPod®); E) Pesos (anilhas) de 1kg e 2kg (marca Sport Line®) F) Colete de segurança tipo paraquedista (marca Carbografite®) modelo CG 700/750.....	47
Figura 9 (A)-1 e (A)-2). Experimento	49
Figura 10- Representação da atividade elétrica para a condição não prevista e prevista de A- jovem, B- idoso sem quedas e C-idoso com quedas, dos músculos laterais no momento do contato de pendulo no ombro direito no tempo(0); escalas em milissegundos (ms)- abreviações musculares: OED – obliquo externo direito, OEE – obliquo externo esquerdo, GMD- glúteo médio direito e GME glúteo médio esquerdo. Obs.- para melhor visualização os dados foram utilizados filtro highpass 100 Hz	57
Figura 11- Representação da atividade integral dos músculos laterais OE e GM direito e esquerdo durante as condição não prevista e prevista. O tempo em ms representado pelas quatro janelas de tempo –APA1, APA2, APC1 e APC2 com 150ms cada. Os dados estão representados por unidades arbitrárias.	60
Figura 12- Representação da atividade integral dos músculos dorsais PV e BF direito e esquerdo durante a condição não prevista e prevista. O tempo em ms representado pelas quatro janelas de tempo –APA1, APA2, APC1 e APC2 com 150ms cada. Os dados estão representados por unidades arbitrárias.	62
Figura 13- Representação da atividade integral dos músculos ventrais RA e RF direito e esquerdo durante as condição não prevista e prevista. O tempo em ms representado pelas	

quatro janelas de tempo – APA1, APA2, APC1 e APC2 de 150ms cada. Os dados estão representados por unidades arbitrárias.	63
Figura 14- Somatório das integrais dos musculares envolvendo o $\sum \int \text{EMG}$ dos músculos laterais (LATd, LATe), ventrais (VENTRd e VENTRe) e dorsais (DORSd e DORSe) durante as condições não prevista e prevista para os grupos de jovens, ISQ- idosos sem queda e ISQ idoso com quedas ($p < 0,005$).....	66
Figura 15-Sinergias musculares envolvendo a divisão do somatório das integrais $\sum \int \text{EMG}$ dos músculos laterais (LATd/LATe), ventrais e dorsais (VENT/DORS) durante as condições não prevista e prevista ($p < 0.05$).	67
Figura 16-Sinergias musculares envolvendo a divisão do somatório das integrais $\sum \int \text{EMG}$ dos músculos laterais (LATd/LATe), ventrais e dorsais (VENT/DORS) durante as condições não prevista e prevista ($p < 0.05$).	68
Figura 17- Diferenças entre as condição não prevista e prevista para o deslocamento do COPy e COPx em mm- milímetros. Obs. * significa diferenças entre os grupos ($p.> 0,005$).....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Caracterização dos indivíduos do estudo	56
Tabela 2- Representação das diferenças, com os respectivos valores de F e p, entre as APAs e APCs dos músculos posturais na condição não prevista e prevista.,.....	58
Tabela 3- Representação das diferenças, com os respectivos valores de F e p, na somatória das integrais EMG dos músculos laterais, ventrais e dorsais entre a condição não prevista e prevista.	65

LISTA DE ABREVIATURAS

APAs	Ajustes posturais antecipatórios
ADM	Amplitude de movimento
APCs	Ajustes posturais compensatórios
SNC	Sistema Nervoso Central
IBGE	Instituto brasileiro de geografia e estatística
AVDs	Atividades de vida diária
SUS	Sistema único de saúde
GETI	Grupo de estudos da terceira idade
CEFID	Centro de ciências da saúde e do esporte
UDESC	Universidade do Estado de Santa Catarina
EMG	Atividade Eletromiográfica
ECG	Eletrocardiograma
BS	Base de suporte
CMC	Centro de massa corporal
BS	Base de suporte
CG	Centro de gravidade
COP	Centro de pressão corporal
FSR	Força de reação do solo
IPAQ	International Physical Activity Questionary
RFd	Músculo reto femoral direito
RFe	Músculo reto femoral esquerdo
RAd	Músculo reto abdominal direito
RAe	Músculo reto abdominal esquerdo
Pvd	Músculo Paravertebral direito
PVe	Músculo Paravertebral esquerdo
BFd	Músculo Bíceps femoral direito
BFe	Músculo Bíceps femoral esquerdo
OEd	Músculo Obliquo externo direito
OEe	Músculo Obliquo externo esquerdo

GMd	Músculo Glúteo médio direito
GMe	Músculo Glúteo médio esquerdo
SENIAM	Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles
\int EMG	Integrais da EMG
mCOPx	Média do deslocamento do centro de pressão corporal no plano sagital
mCOPy	Média do deslocamento do centro de pressão corporal no plano frontal
Mx	Momento no plano sagital
My	Momento no plano frontal
Mz	Momento no plano vertical
Fx	Componente ântero-posterior da força de reação do solo
Fy	Componente médio-lateral da força de reação do solo
Fz	Componente vertical da força de reação do solo
<i>d</i>	Distância da origem da plataforma de força e a sua superfície

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	18
1.2 OBJETIVOS.....	21
1.2.1 Objetivo Geral	21
1.2.2 Objetivos específicos	21
1.4 HIPÓTESES.....	22
1.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	23
2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL.....	24
2.2 QUEDAS.....	25
2.3 CONTROLE POSTURAL.....	27
2.3.1 Aspectos Biomecânicos	28
2.3.2 Aspectos sensoriais	30
2.4 ESTRATÉGIAS DE AJUSTES POSTURAIIS.....	31
2.4.1 Ajuste Postural Antecipatório	32
2.4.2 Ajuste Postural Compensatório	34
2.4.3 O efeito dos Ajustes Posturais Antecipatórios sobre os Ajustes Posturais Compensatórios	35
2.5 ESTRATÉGIAS DE AJUSTES POSTURAIIS EM IDOSOS.....	36
2.5.1 Ajustes posturais em idosos	37
2.5.2 Deslocamento do Centro de Pressão Corporal em idosos	39
3 METODOS.....	40
3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA.....	40
3.2 CARACTERÍSTICA DOS INDIVÍDUOS.....	41
3.2.1 Critérios de inclusão e exclusão	41
3.3 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS.....	42
3.3.1 Ficha de Avaliação	42
3.3.2 Questionário internacional de atividade física (IPAQ)	42
3.3.3 Mini questionário do Estado Mental	42
3.3.4 Sistema de mensuração das forças de reação do solo	43
3.3.5 Sistema de amplificação da plataforma de força AMTI	44
3.3.6 Sistema de aquisição do sinal eletromiográfico	44
3.3.7 Sistema de aquisição do sinal da acelerometria	45
3.3.8 Estrutura confeccionada para a realização da perturbação externa	46
3.3.9 Outros materiais	47
4 PROCEDIMENTOS DE COLETAS.....	48
5 ANÁLISES DOS DADOS.....	52

6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	54
7 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	56
7.1 CARACTERÍSTICAS DOS INDIVÍDUOS	56
7.2 REPRESENTAÇÃO DA ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS LATERAIS	56
7.3 DIFERENÇAS ENTRE AS JANELAS DE TEMPO	58
7.4 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS LATERAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA.....	59
7.4.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos laterais: diferença entre grupos	59
7.5 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS LATERAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO PREVISTA	59
7.5.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos laterais: diferença entre grupos	59
7.6 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS DORSAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA	60
7.6.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos dorsais: diferença entre grupos	60
7.7 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS DORSAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO PREVISTA.....	61
7.7.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos dorsais: diferença entre grupos	61
7.8 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS VENTRAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA	62
7.8.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos ventrais: diferença entre grupos	62
7.9 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS VENTRAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO PREVISTA	63
7.9.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos ventrais: diferença entre grupos	63
7.10 DIFERENÇAS DA SOMATÓRIA DOS MÚSCULOS LATERAIS, VENTRAIS E DORSAIS ENTRE A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA E PREVISTA.....	64
7.11 DIFERENÇAS ENTRE A RAZÃO DOS MÚSCULOS LATERAIS DIREITO/ ESQUERDO E VENTRAIS / DORSAIS PARA AS CONDIÇÕES NÃO PREVISTA E PREVISTA.....	66
7.12 DESLOCAMENTOS DO MCOPY NAS CONDIÇÕES NÃO PREVISTAS E PREVISTAS.....	68
7.13 DESLOCAMENTOS DO MCO PX NAS CONDIÇÕES NÃO PREVISTAS E PREVISTAS.....	68
8 DISCUSSAO	70
8.1 DIFERENÇAS DE GRUPOS	70
8.2 SINERGISMOS MUSCULARES.....	73
8.2 EFEITOS DA APAS SOBRE AS APCS	73
8.3 DIFERENÇAS NO DESLOCAMENTO DO COP	74

9 CONCLUSÃO.....	76
10 REFERÊNCIAS	77
APÊNDICE 1 - Ficha de avaliação	89
ANEXO A - Questionário internacional de atividade física (IPAQ)	92
ANEXO B – Miniexame do estado mental	98
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	101
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	102
Título do Projeto: As Estratégias de Reação Postural em Indivíduos Idosos Submetidos a Perturbações da Postura.....	102
APÊNDICE B – Carta de aprovação do comitê de ética e pesquisa	105

1 INTRODUÇÃO

O progresso das condições sanitárias e do sistema de saúde, bem como o avanço da tecnologia, em vacinas, antibióticos e equipamentos proporcionou, nos países em desenvolvimento, em especial no Brasil, mudanças significativas na expectativa de vida da população. (GAWRYSZEWSKI, 2010; MACIEL, *et al.*, 2010). Frente a essas considerações, o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (2010) mostrou um crescimento progressivo da população com 65 anos ou mais, que era de 4,8%, em 1991, passando a 5,9%, em 2000, e chegando a 7,4%, em 2010, para todas as unidades da federação. (IBGE, 2010).

Esta repercussão do processo de envelhecimento nas sociedades e, principalmente no Brasil, nos leva a pensar e a discutir a respeito dos principais fatores que geram as lesões e incapacidades, como, os eventos que provocam as ocorrências de quedas em idosos. (TINETTI *et al.*, 1988; WHO, 2007; WOOLLACOTT e MANCHESTER, 1993). As quedas potencializam quadros de morbidades e/ou mortalidade em nível mundial e, sobretudo, a perda da autonomia para as atividades de vida diária (AVDs). (BEKIBELE e GUREJE, 2010; CHAIMOWICZ, 1997; FINLAYSON e PETERSON, 2010; GOODWIN *et al.*, 2010; HERMAN *et al.*, 2010; WU *et al.*, 2010).

As quedas ocorrem de forma multicausal, decorrentes de um somatório de fatores tanto extrínsecos quanto intrínsecos. (BERGEN *et al.*, 2008; GAWRYSZEWSKI, 2010; MUIR *et al.*, 2010). Como fatores extrínsecos, podemos considerar: a falta de acessibilidade nas edificações construídas, pisos escorregadios e irregularidades, ausência de corrimões em escadas e redução da iluminação dos cômodos. (WHO, 2007; MASUD e MORRIS, 2001). Entre os fatores intrínsecos estão: quedas recorrentes, redução de força muscular nos membros inferiores, alterações cognitivas, medicamentos de uso contínuo, níveis de atividade física, deficiência nutricional e instabilidades posturais. (ARFKEN *et al.*, 1994; ARUIN *et al.*, 1998; CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010; FINLAYSON e PETERSON, 2010; FRANCIS, 2001; MASUD e MORRIS, 2001).

Partindo dessa visão, a incapacidade de manter o equilíbrio devido às instabilidades posturais pode estar associada: limitações biomecânicas (TINETTI *et al.*, 1988), fraqueza muscular (ORR 2010), déficits sensoriais (CALLISAYA *et al.*, 2010) e cognitivos, (LI *et al.*, 2010) como também limitações no uso das estratégias de ajustes posturais. (INGLIN e

WOOLLACOTT, 1988; HU e WOOLLACOTT, 1994; COLLINS *et al.*, 1995; MAKI *et al.*, 2000; YIOU *et al.*, 2011). Estas últimas são de grande importância, visto que representa a habilidade que o sistema nervoso central em responder através de contrações musculares combinadas, as perturbações provocadas na postura.

Existem dois tipos principais de estratégias de ajuste postural: o ajuste postural antecipatório (APA) e o ajuste postural compensatório (APC). (NASHNER e MCCOLLUM, 1985; MASSION, 1992; ARUIN e LATASH, 1995). O sistema nervoso central (SNC) delibera essas estratégias a partir de dois tipos de perturbações: interna (gerada pelo próprio indivíduo), ou externa (gerada por forças externas a ele). (SANTOS *et al.* 2010). O primeiro mecanismo, desencadeado por *feedforward*, se manifesta por meio de pequenos ajustes posturais e atividade muscular em torno de 100ms antes da ocorrência de uma perturbação. (BELENKIV *et al.*, 1967; BOUISSET e ZATTARA, 1987; SANTOS *et al.*, 2010a). O seu papel principal é minimizar um possível desequilíbrio causado por uma perturbação postural previsível. O segundo mecanismo, desencadeado por *feedback*, se manifesta por meio da ativação muscular e estratégias de movimento que ocorrem após a perturbação postural, minimizando o distúrbio provocado por ela. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985; MAKI *et al.*, 2000). Este último é desencadeado frente a perturbações previsíveis e não previsíveis.

Os APAs e APCs em indivíduos jovens têm sido extensivamente estudados (SANTOS, *et al.*, 2010b; 2010a; KRISHNAN e ARUIN, 2011; MOHAPATRA *et al.*, 2012), mas são escassos aqueles que estudam as inter-relações entre esses dois ajustes. Santos e colegas (SANTOS *et al.*, 2010b; a) estudaram essa inter-relação gerando perturbações externas da postura no sentido ântero-posterior na altura do tronco dos indivíduos por meio de um pêndulo em movimento. As perturbações ocorreram nas condições previstas (providos da visão com aferência visual) e não previstas (sem aferências visuais). Para a condição prevista, as ativações musculares ocorreram de caráter antecipatório, seguidas de pequena atividade compensatória. Ao contrário, para a condição não prevista, onde os ajustes antecipatórios não ocorreram, em consequência, foi gerada uma grande atividade muscular compensatória.

Logo, o SNC lança mão tanto dos ajustes antecipatórios como dos compensatórios, de uma forma bem organizada, dispondo de diferentes sinergias musculares, de acordo com as características da perturbação. Por exemplo, quando os indivíduos receberam uma perturbação no sentido ântero-posterior, posicionados em pé, com os braços ao longo do corpo, sob diferentes orientações da postura (sagital, oblíquo e lateral). (SANTOS e ARUIN, 2008). Os autores demonstraram que o SNC busca padrões específicos de ajustes posturais antecipatórios em relação às orientações posturais em que se encontra o indivíduo. Por exemplo, com o

distúrbio no plano sagital, ocorreu, de maneira geral, uma ativação dos músculos ventrais e inibição dos dorsais. Já quando o distúrbio foi lateral (no plano frontal), os músculos mais ativados foram os laterais (glúteo médio e oblíquo externo). Esses músculos laterais são de grande importância na estabilização lateral da postura (ROGERS *et al.*, 2001; ROGERS *et al.*, 2003; MERCER *et al.*, 2009) e, para os indivíduos idosos, é um importante preceptor de quedas. (PAVOL e PAI, 2002; SATO *et al.*, 2002; ROGERS e MILLE, 2003). Entretanto, são escassos os estudos que investigam as estratégias de ajuste postural antecipatório e compensatório nesses músculos para essa população.

Além disso, idosos apresentam maior instabilidade quando submetidos aos distúrbios posturais. (HU e WOOLLACOTT, 1994; LAUGHTON *et al.*, 2003). O fato pode estar associado com dificuldades em responder adequadamente usando as estratégias de ajuste postural. Por exemplo, idosos saudáveis demonstraram atrasos no tempo de ativação sinérgica dos músculos posturais durante os APAs, mediante elevação rápida dos braços (perturbações internas) (MACHESTER, 1993; HU e WOOLLACOTT, 1994) e flexão de joelho. (MANKOVSKII e LYSENYUK, 1980). E diminuição na amplitude de respostas musculares (Integral da atividade eletromiográfica) durante a janela de tempo dos ajustes antecipatórios em relação aos jovens. (LIN e WOOLLACOTT, 2002). Além disso, idosos também têm mostrado deficiências em gerar apropriados APCs. Diferente dos indivíduos jovens, idosos podem desenvolver mecanismos compensatórios ineficazes para contrareagir a perturbações da postura (LIN e WOOLLACOTT, 2002). Por exemplo, esses indivíduos utilizaram a estratégia do passo e a elevação dos braços em maior intensidade do que os jovens, ao receberem distúrbios da postura. (MAKI *et al.*, 2000).

É bem conhecido que idosos apresentam maior instabilidade postural (oscilação do Centro de Pressão Corporal - COP) no sentido ântero-posterior (MELZER *et al.*, 2004; MOCHIZUKI *et al.*, 2004; GEORGE *et al.*, 2007) e médio-lateral (GILLES *et al.*, 1999; LORD *et al.*, 1999) em relação aos jovens, durante a postura em pé estática. Essa instabilidade parece estar ainda mais aumentada em idosos com histórico de quedas. (MACKINNON e WINTER, 1993; SATO *et al.*, 2002). Partindo desse pressuposto, vários estudos investigaram o controle postural em idosos com e/ou sem histórico de quedas, por intermédio da oscilação ocorrida na plataforma de força (LAUGHTON *et al.*, 2003; MELZER *et al.*, 2004; MELZER *et al.*, 2010) e durante tarefas que estimularam a estratégia do passo, por meio de obstáculos no chão (MAKI *et al.*, 2000; ROGERS *et al.*, 2001), os resultados mostraram que idosos com histórico de quedas apresentaram maiores oscilações no sentido ântero-posterior e médio-lateral frente às oscilações provocadas pela plataforma, além da incapacidade em gerar

estratégias motoras adequadas em comparação aos idosos sem quedas. Ao mesmo tempo em que idosos podem usar as APAs e APCs de forma inadequada e maiores deslocamentos do COP, a inter-relação entre esses dois ajustes ainda é desconhecido para esses indivíduos. Desta forma, destaca-se a importância de investigar as APAs e APCs e suas inter-relações em indivíduos idosos com e sem quedas. Os resultados desse estudo podem ajudar a melhor entender as causas da instabilidade postural observada em indivíduos idosos.

Portanto, do ponto de vista social, é justificável o desenvolvimento dessa pesquisa à medida que propõe uma abordagem inovadora a fim de melhor entender os mecanismos de reação postural em idosos frente a perturbações externas da postura, no sentido médio-lateral. Este novo conhecimento pode prover subsídios para desenvolver estratégias de prevenção de quedas nessa população. Como também se justifica economicamente, à medida que poderá ter impacto em programas que visam diminuir o índice de quedas em idosos, e que, por provocarem fraturas ósseas e problemas relacionados, geram excessivas procuras por atendimentos médico/hospitalares e gastos vultosos à administração pública. A partir do conhecimento que se espera gerar com esta pesquisa, novas estratégias em termos de orientação preventiva, exercícios, treinamento, reabilitação, novas investigações científicas poderão ser criadas ou acrescentadas nos programas/pesquisas já existentes que prezam pelo bem-estar do idoso.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Investigar as estratégias de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios, bem como as inter-relações entre os dois ajustes, e o deslocamento do centro de pressão corporal em idosos ativos com e sem histórico de quedas.

1.2.2 Objetivos específicos

- Distinguir os participantes do estudo quanto ao sexo, peso, prática de atividade física nos grupos estudados;

- Identificar os Ajustes Posturais Antecipatórios (APAs) em indivíduos idosos ativos com e sem história de quedas e jovens (grupo controle) durante perturbações externas da postura sob as condições não prevista e prevista.
- Comparar à amplitude de ativação das integrais eletromiográficas durante as janelas de tempo antecipatórios entre os grupos estudados (idosos com e sem história de quedas e jovens) sob as condições não prevista e prevista.
- Identificar os Ajustes Posturais Compensatórios (APCs) em indivíduos idosos ativos com e sem história de quedas e jovens (grupo controle) durante perturbações externas da postura sob as condições não prevista e prevista.
- Comparar à amplitude de ativação das integrais eletromiográficas durante as janelas de tempo compensatórios entre os grupos estudados (idosos com e sem história de quedas e jovens) sob as condições não prevista e prevista.
- Verificar se existe relação entre os dois tipos de estratégia de ajustes posturais (APAs e APCs) sob as condições não prevista e prevista em indivíduos idosos ativos com e sem história de quedas em comparação ao grupo de jovens (controle).
- Mensurar o deslocamento do centro de pressão corporal no sentido ântero-posterior e médio-lateral, em relação aos grupos estudados (idosos ativos com e sem história de quedas e jovens) nas condições não previstas e previstas.

1.4 HIPÓTESES

Baseando-se na revisão de literatura nossas hipóteses são:

- Não haverá diferença na amplitude de ativação das integrais eletromiográficas para os ajustes posturais antecipatórios (APAs) em idosos ativos com e sem histórico de quedas, mediante perturbações externas da postura sob a condição prevista;
- Haverá diferença na amplitude de ativação das integrais eletromiográficas para os ajustes posturais compensatórios (APCs) em idosos ativos com e sem histórico de quedas, mediante perturbações externas da postura sob a condição não prevista;
- A inter-relação entre as janelas de tempo estudadas APAs e APCs não será diferentes;
- Os deslocamentos do centro de pressão corporal serão maiores em idosos do que nos indivíduos jovens sob condições: não prevista e prevista.

1.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As limitações para a execução desse estudo foram: disponibilidade por parte de alguns idosos em participar do estudo; dificuldade em recrutar idosos não ativos; dificuldade na padronização da normalização dos sinais de eletromiografia, perda do sinal de um dos músculos estudados na parte distal da perna; indisponibilidade de equipamentos específicos para análise do movimento, o que traria informações adicionais para o estudo em termos de estratégia de movimento e deslocamento do Centro de Massa Corporal.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura está dividida em cinco seções: envelhecimento populacional, quedas, controle postural, estratégias de ajuste postural e estratégias de ajuste postural em idosos.

2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL

A transição demográfica ocorre de diferentes formas, nos diversos países, influenciada de forma direta por modificações decorrentes do processo de envelhecimento. (BERGEN *et al.*, 2008; GAI *et al.*, 2010; WHO, 2007). Esse processo é considerado como um dos principais transformadores nas sociedades durante o século XX, o que constitui, para o século XXI, desafios para o setor da saúde. (PALLONI *et al.*, 2002). Vale lembrar, que no ano de 1950, havia 205 milhões de pessoas com idade entre 60 anos ou mais; e, passados, assim, quinze anos, esta projeção de idosos ultrapassou 606 milhões. Sob esse enfoque, atualmente, o Brasil está ocupando a sétima colocação mundial e, para 2025, esse índice poderá atingir a sexta colocação, com uma população idosa acima de 1,2 bilhões. (UNITED NATIONS, 2002).

A partir dessa projeção, ainda para o ano de 2050, seis países poderão ultrapassar 50 milhões de idosos: China (437 milhões), Índia (324), Estados Unidos (107), Alemanha (87), Indonésia (70) e Brasil (58 milhões, respectivamente). (UNITED NATIONS, 2002). Uma vez que a Organização mundial da Saúde (OMS) (2005) estima que para o mesmo ano, o contingente populacional entre 60 anos ou mais alcance dois bilhões de idosos, sendo a maioria, habitante de países em desenvolvimento.

Para que a população torne-se idosa é necessário que ocorram transformações na sociedade, ou seja, a diminuição do contingente de indivíduos jovens e redução das taxas de natalidade (número de nascidos vivos por mil habitantes) (NASRI, 2008; MAZO *et al.*, 2009), e da mortalidade. (ALBALA *et al.*, 2005; TANNURE *et al.*, 2010). Logo, um dos principais determinantes dessas modificações deve-se ao advento de novas tecnologias na área biomédica, condições favoráveis de moradia, trabalho e saneamento. (VERAS *et al.*, 1987; MAZO *et al.*, 2009).

Frente a essas colocações, os países europeus experimentaram esta mudança, imediatamente no final do século IX, a partir da revolução industrial. (COHEN, 2003;

STALENHOEF *et al.*, 2002). E, especificamente, nos países em desenvolvimento, essas mudanças ocorreram de forma tardia. (VERAS *et al.*, 1987). Por exemplo, o Brasil, durante os anos de 1940 a 1960, houve um declínio significativo da mortalidade, com altos índices de natalidade, o que resultou numa população caracteristicamente jovem. (CARVALHO, 2003). Em seguida, no final da década de 60, as transformações na expectativa de vida da população brasileira iniciaram-se, de forma rápida e generalizada, com declínio da natalidade (FERREIRA *et al.*, 2010), fato que ocorreu em virtude da urbanização e migração para grandes centros urbanos. (TANNURE *et al.*, 2010).

Nesses últimos anos de transformações, a expectativa da população brasileira aumentou aproximadamente 25 anos. (PALLONI *et al.*, 2002). Portanto, com a maior longevidade da população brasileira, denota-se um novo perfil, caracterizado por alterações complexas e progressivas em caráter bioquímico, morfológico, fisiológico, social e psicológico os quais promovem quadros de vulnerabilidade e cronicidade em diversas doenças, condições essas, que resultam em perdas gradativas da autonomia do indivíduo que envelhece. (NASRI, 2008).

Nesse aspecto, os setores de saúde se deparam com esta nova realidade: o aumento, expressivo das doenças crônicas degenerativas na população idosa (GOODWIN *et al.*, 2010; MALLAU e SIMONEAU, 2009; SIQUEIRA *et al.*, 2007; TORAMAN e YILDIRIM, 2010), que implicam em consequentes limitações da capacidade físico/funcional e mental dos idosos. (GOODWIN *et al.*, 2010; MALLAU e SIMONEAU, 2009; SIQUEIRA *et al.*, 2007; TORAMAN e YILDIRIM, 2010). Entre os principais eventos limitantes, para o idoso, podemos considerar a ocorrência de quedas (MUIR *et al.*, 2010; SIMOCELI *et al.*, 2003; SUELVES *et al.*, 2010), considerada, por muitos, como um grande desafio para a prevenção e recuperação desses idosos, por parte da saúde pública e setor social, em nível mundial. (CHU *et al.*, 2005; BEKIBELE e GUREJE, 2010; PEETERS *et al.*, 2010; SUELVES *et al.*, 2010; TANAKA *et al.*, 2011).

2.2 QUEDAS

As incidências para ocorrência de quedas são alarmantes, tanto que, apenas no Brasil, cerca de 30% das pessoas com mais de 65 anos relataram episódios de quedas uma vez no ano. Dessas, 13% poderão cair de forma recorrente. (CAMARGOS *et al.*, 2010; SIQUEIRA *et al.*, 2007). Considerando ainda o retrato brasileiro, sabe-se que o índice de quedas em idosos residentes na comunidade foi de 0,2 a 1,6 quedas/ano e, diante do exposto, em idosos sob

cuidados de longa permanência, esse índice se elevou para 3,6 quedas/ano. (LOJUDICE *et al.*, 2010).

Vale ressaltar que as consequências advindas pelas quedas demonstram preocupação. (BERGEN *et al.*, 2008). Somente nos EUA e Canadá, durante os anos de 1985 a 2004, aumentaram respectivamente 36,0% e 35,7% as mortes decorrentes de quedas; na Áustria, esse dado atingiu, o alarmante 62,5%. (ARFKEN *et al.*, 1994; FINLAYSON e PETERSON, 2010). Em relação ao Brasil, as mortalidades devidas à ocorrência de quedas encontram-se, também, em exponencial ascensão nas capitais brasileiras. (MACIEL, *et al.*, 2010). Nesse aspecto, o mesmo autor levantou os dados *on-line* sobre os eventos ocasionados por quedas nas capitais brasileiras entre os anos de 1996 a 2005, a partir do site Ministério da Saúde. Os resultados mostraram preocupação, pois apenas no ano de 1997 foram relatados 720 casos de quedas e, após oito anos de estudo, em 2005, houve aumento significativo, extrapolando 1.176 ocorrências. (MACIEL, *et al.*, 2010).

Da mesma maneira, as consequências devido às ocorrências de quedas são devastadoras, pois, dependendo da magnitude e frequência com que o idoso que cai, poderá trazer declínios substanciais para as atividades de vida diária, redução da mobilidade, perda da confiança no equilíbrio, restrição de atividades, além do medo de cair. (FINLAYSON e PETERSON, 2010; MACIEL, *et al.*, 2010). Como efeito devastador para a saúde física do idoso, podemos citar episódios de fraturas nas regiões de quadril, antebraço e coluna vertebral, de ocorrências 14%, 13% e 11%, respectivamente. (PEETERS *et al.*, 2010). Vale destacar que as fraturas decorrentes do nível do quadril resultam em 90% das mortalidades, com alta prevalência apenas nos três primeiros meses pós-evento. (FRANCIS, 2001; HERMAN *et al.*, 2010; RUBENSTEIN, 2006). Sob esse enfoque, as implicações ocasionadas pelas fraturas devido às quedas, especificamente ao nível do quadril, propiciam elevados gastos com hospitalizações, reabilitações e, por fim, a possibilidade de institucionalização do idoso com o custo anual de dois milhões de dólares, somente nos Estados Unidos. (IRVINE *et al.*, 2010; RIBOM *et al.*, 2009). Vale ressaltar que, para alguns países, como, a Austrália a projeção para o ano de 2050, em relação ao gasto com tratamentos devido à ocorrência de quedas, não são animadoras, o que deverá alcançar 1,4 bilhões de dólares. (SHERRINGTON *et al.*, 2011).

No que diz respeito aos fatores de risco devido à prevalência das quedas em idosos, inúmeros estudos têm identificado vários fatores potenciais para sua ocorrência. (MASUD e MORRIS, 2001; MUIR *et al.*, 2010; RUBENSTEIN, 2006; WOOLLACOTT e ASSAIANTE, 2002). Em especial, um dos principais fatores para essa ocorrência está relacionado à dificuldade de manter o equilíbrio e orientação corporal no plano sagital (movimentos em direção

ântero-posterior) e no plano frontal (movimentos em direção lateral). (HILLIARD *et al.*, 2008; MILLE *et al.*, 2005; ROGERS, *et al.*, 2001). Logo, 60% das fraturas que ocorrem, ao nível do quadril, estão diretamente relacionadas com perdas de equilíbrio e orientação postural frente às perturbações. (ROGERS, MILLE, 2003; HILLIARD *et al.*, 2008). Além disso, indivíduos idosos apresentam incapacidade em gerar contrações musculares, torques articulares e movimentos posturais eficazes em músculos adutores e abdutores do quadril e do tronco o que promovem perdas da estabilidade na direção lateral. (MACKINNON; WINTER, 1993; SATO *et al.*, 2002). Dessa forma, Sato et al. (2002) avaliaram as características histoquímicas da fibra muscular do glúteo médio, por meio de biópsia em 42 mulheres idosas (com idade acima de sessenta e cinco anos) durante a realização da cirurgia de quadril, causada por eventos de quedas. O resultado histológico revelou degeneração nas fibras do músculo glúteo médio nas idosas estudadas. Os autores desse estudo sugeriram que a falta de atividade física, associada à deficiência em captação da vitamina D podem contribuir para a redução de massa muscular e o risco elevado de fraturas em idosos.

Maki et al (1994) compararam diferentes medidas de equilíbrio postural, com o intuito de prever riscos de quedas em idosos em ambulatório. As medidas analisadas foram as seguintes: deslocamentos espontâneos no sentido ântero-posterior e médio-lateral; rápidos movimentos dos braços (verificar as APAs); permanecer sob uma perna e equilíbrio (teste clínico). Para as medidas de deslocamento foram utilizadas a plataforma de força e assim verificada a amplitude, velocidade e a média da frequência do deslocamento do centro de pressão. Os resultados mostraram que, embora várias medidas apresentassem diferenças significativas entre os idosos com e sem quedas, a que mais sobressaiu foram às medidas dos deslocamentos relacionados ao controle da estabilidade lateral da postura. Segundo os autores, o controle na estabilidade lateral pode ser um importante preditor de futuras quedas em idosos. Por isso, vê-se a necessidade de desenvolver novos estudos a fim de investigar a atividade dos músculos laterais em idosos, com e sem quedas, envolvendo perturbações da postura no plano frontal.

2.3 CONTROLE POSTURAL

De acordo com Nashner e Mccollum, (1985) Horak (2006), o controle postural possui dois objetivos comportamentais: o *equilíbrio postural* e a *orientação postural*. O equilíbrio postural está relacionado ao controle da relação entre forças externas (força da gravidade), que agem sobre o corpo, e forças internas (torques articulares). A orientação postural busca o

posicionamento e alinhamento dos diversos segmentos corporais com intuito em coordenar movimentos para adquirir uma postura com um bom equilíbrio. Isso se faz gerando respostas adequadas nos músculos proximais e distais, a fim de estabilizar a postura e os segmentos corporais. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985).

Os principais mecanismos atuantes na manutenção do controle postural são o feedforward e o feedback: o primeiro utiliza a percepção antecipadamente ao movimento, buscando orientação em relação à perturbação imposta para planejar uma tarefa e minimizar os efeitos negativos desta perturbação. (ROTHWELL, 1987; MASSION, 1998). O segundo necessita das informações sensoriais, os quais desempenham um papel importante na coordenação do movimento e no controle imposto pela perturbação. (MASSION, 1992; MASSION, 1998).

Desta forma, o equilíbrio postural perfeito é alcançado quando todas as forças que agem neste corpo encontram-se em equilíbrio, isto é, quando o somatório de todas as forças, tais como: força vertical ($\sum F_v$), horizontal ($\sum F_h$) e torques articulares (momento de força, sendo um movimento rotatório, ($\sum T$)) aplicados sobre ele tornam-se anulados, ou, da mesma maneira, quando o corpo se encontra em velocidade constante. (HALL, 2009).

A orientação postural é continuamente modificada, devido à inter-relação existente entre a percepção e o ambiente. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985). À medida que distúrbios são causados por perturbações externas advindas do ambiente e da própria gravidade, ocorrem estados de oscilações e, em resposta, surgem sinergismos musculares, com o intuito de coordenar os vários segmentos corporais, ajustando-se, assim, a uma nova posição no espaço (MASSION, 1992; DIETZ, 1997). Portanto, a habilidade em recuperar o equilíbrio e orientação postural após a perturbação, tanto interna quanto externa, é uma tarefa vital e essencial para o ser humano, prevenindo a ocorrência de possíveis quedas. (HAYES, 1982).

2.3.1 Aspectos Biomecânicos

No momento em que se permanece na postura ortostática, estamos constantemente sendo provocados pelas forças gravitacionais que influenciam a estabilidade e posição de cada segmento corporal no espaço. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985). Logo, o centro de massa corporal (CMC) é definido como o ponto imaginário, tridimensional, que resulta da média ponderada do centro de massa de cada segmento corporal. (WINTER, 2005). O CMC é normalmente utilizado para descrever a trajetória do deslocamento ocorrido nos segmentos cor-

porais em direção ântero-posterior e médio-lateral. (WINTER, 2005). A localização do CMC a partir da direção vertical em relação ao solo é conhecida como (CG). (HALL, 2009; WINTER, 2005).

A trajetória desta direção vertical do CMC no solo é comumente denominada centro de pressão corporal (COP), pois, para obter essa trajetória, é necessário o cálculo matemático reportado pela plataforma de força. (WINTER, 2005). Isso porque, quando estamos na posição ortostática, forças de reação do solo agem sobre a área de superfície de apoio e, como resultado, pode-se adquirir a trajetória do COP. (WINTER, 2005). Concomitantemente, o COP resulta de forças musculares (forças de aceleração e desaceleração) produzidas com objetivo de controlar a posição do CMC. (RIDYEZTS, *et al.*, 1999; MOCHIZUKI e AMADIO, 2003).

É importante salientar que, para um equilíbrio eficaz, é necessário que o CMC se projete de forma vertical dentro da base de suporte (BS), definida como a área determinada pelo comprimento e largura das bases de ambos os pés. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985; MASSION, 1992). Este é caracterizado com a forma de um cone, e com a sua representação interna configurada pelo SNC (Figura 1) (NASHNER e MCCOLLUM, 1985). Nesse aspecto, a correta representação deste modelo assegura mover-se da forma mais adequada possível, mantendo o equilíbrio, principalmente com o controle muscular na região de tornozelo, quando a condição é prevista. (ROGERS e MILLE, 2003). Ao passo que, quando a condição não é prevista, ocorrem oscilações neste cone, que, instantaneamente, podem ocasionar o movimento ativo a partir da região do tornozelo, oscilando o CMC para fora dos limites de estabilidade.

Para restabelecer o equilíbrio, esta condição deve ser superada através da atividade muscular e movimentos dos segmentos corporais. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985).

O autor afirma que o retorno do CMC para dentro dos limites normais deve acontecer da forma mais rápida possível para garantir a estabilidade dos diversos segmentos corporais. É importante ressaltar que idosos com certas patologias, tais como Doença de Parkinson (HORAK, 1997) e neuropatias periféricas decorrentes de diabetes (RAO e ARUIN, 2011) têm sua base de suporte representada no cone de estabilidade, frequentemente mal distribuída, e sua representação neural distorcida. (DIETZ, 1997; ARUIN *et al.*, 1998).

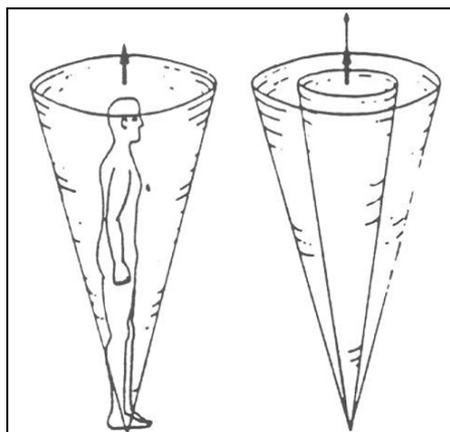


Figura 1- Representação gráfica do cone de estabilidade

Fonte - adaptado de JACOBSON, NEWMAN, KARTUSH *apud* NASHER, 1989 p. 263.

2.3.2 Aspectos sensoriais

O controle postural é visto como o resultado de um relacionamento complexo e dinâmico entre o sistema neural e musculoesquelético. (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002). Para que esses sistemas possam atuar de forma particular e integrada é necessário reter as informações advindas de várias fontes, provenientes dos sistemas somatossensorial, visual, e vestibular. (ROTHWELL, 1987). Dessa forma, é possível buscar a eficiente orientação e equilíbrio para o corpo, frente às diversas formas de perturbações. (CLIFFORD e HOLDER-POWELL, 2010; HAYES, 1982; MASSION, 1998; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002).

A partir desse pressuposto, as informações provenientes dos receptores sensoriais, especializados e distribuídos pelo corpo (músculos, tendões, articulações e pele), informam continuamente ao SNC a posição e velocidades relativas de cada segmento corporal, buscando assim estabilidade para o movimento. (MASSION, 1998; ROTHWELL, 1987). No entanto, a primeira informação utilizada são os receptores táteis, que ajustam a intensidade de contato das diferentes partes corporais com o meio e em relação à BS, contribuindo na manutenção do equilíbrio. (GANTCHEV e DIMITROVA, 1996; JACOBS e HORAK, 2007; MASSION, 1992). Quando há perdas de equilíbrio, os receptores sensoriais estimulam padrões de contração muscular de forma reflexa, buscando assim evitar as quedas. (HORAK, 2006).

O sistema visual busca orientar a posição do movimento da cabeça em relação ao ambiente, sendo altamente dependente do controle postural (MASSION, 1998); auxilia na detecção do movimento de objetos (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003); desempenha função pri-

mordial no controle da estabilidade dinâmica (MAKI *et al.* 2000), além de planejar ajustes posturais de caráter antecipatório corrigindo e estabilizando a postura. (HATZITAKI *et al.*, 2009; SANTOS, *et al.*, 2010a). Logo, quando ocorrem perturbações do centro de massa corporal, o sistema visual procura manter a oscilação corporal dentro da base apoio, informando a correta posição da cabeça e do tronco. (BUCHANA e HORAK, 1999).

O sistema vestibular atua na percepção das oscilações posturais e equilíbrios dinâmicos, pois detectam os movimentos de aceleração angular da cabeça, como também movimentos lineares ocasionados pelo corpo em relação à gravidade. (MASSION, 1992).

A partir dessas aferências, o sistema musculoesquelético promove um papel essencial no equilíbrio corporal, sendo responsável em gerar atividades musculares em tempos e intensidades apropriadas, a fim de proporcionar à manutenção e/ou restabelecimento da orientação corporal frente a uma perturbação esperada ou não. (CLIFFORD e HOLDER-POWELL, 2010).

Portanto, os componentes essenciais para esse controle a partir das informações recebidas por meios dos aferentes sensoriais (HORAK, 2006; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002) compreendem: as propriedades intrínsecas musculares (atividade tônica dos músculos posturais), articulações (cápsula articular e ligamentos), a amplitude de movimento (ADM), flexibilidade, as relações biomecânicas entre os segmentos corporais (CARVALHO e ALMEIDA, 2008; HORAK, *et al.*, 1997). Todos esses componentes influenciam na estabilização dos músculos do tronco como dos membros para que possam reagir imediatamente a qualquer desequilíbrio de forma eficaz (HORAK, 2006; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002).

2.4 ESTRATÉGIAS DE AJUSTES POSTURAIS

Para manter a estabilidade e orientação, em relação aos diferentes tipos de perturbações influenciadas pelo ambiente e pelo próprio indivíduo, o corpo emprega estratégias motoras mediadas por ação sinérgica de vários grupos musculares. (MASSION, 1998). Além das ações sinérgicas musculares, há os padrões de movimentos, torques articulares e forças de contato que visam manter o equilíbrio e orientação frente a dois tipos principais de perturbações da postura: internas e externas. (GANTCHEV e DRAGANOVA, 1986; ARUIN, *et al.*, 1998).

Conforme Woollacott e Shumway-cook (2002) e Mochizuki e Amadio (2003), perturbação interna é aquela induzida pelo próprio indivíduo, o que envolve vários segmentos corporais como, no levantamento brusco dos braços ou movimento iniciado voluntariamente pelas pernas. Por outro lado, a perturbação externa distingue-se por interações em decorrência do ambiente, por exemplo, quando um indivíduo está de pé sobre um ônibus em movimento ou quando choca-se com outra pessoa, ao caminhar em uma calçada movimentada. (SANTOS *et al.*, 2010a).

Ambas as perturbações internas e externas criam forças dinâmicas intersegmentares que tendem a deslocar o centro de massa corporal (CMC) para fora dos limites da base de suporte, proporcionando, assim, risco para a estabilidade corporal. (HORAK, *et al.*, 1997; NOUGIER *et al.*, 1999; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002). Por conseguinte, o SNC é responsável em selecionar ações sinérgicas musculares efetivas para contrabalançar os efeitos das instabilidades. (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002).

Nesse contexto, se entende por Ajuste Postural Antecipatório (APA) os padrões de sinergismos musculares que ocorrem antes da perturbação, interna e externa, de forma esperada. (CARVALHO *et al.*, 2010; MASSION, 1998; WOOLLACOTT e MANCHESTER, 1993). O SNC utiliza o mecanismo de *feedforward*, que ativa músculos posturais para controlar o deslocamento do CMC e a aceleração dos diversos segmentos corporais. (MASSION, 1998; ARUIN *et al.*, 2001; SHIRATORI e LATASH, 2001; MOCHIZUKI e AMADIO, 2003). Por exemplo, quando o indivíduo planeja executar um determinado movimento, o SNC busca ajustar a postura do indivíduo antes que a perturbação ocorra. Isso resulta no mínimo desequilíbrio possível durante a perturbação (MASSION, 1992; MASSION *et al.*, 1998) e após esse evento (SANTOS *et al.*, 2010a).

Por outro lado, o Ajuste Postural Compensatório (APC) ocorre após a perturbação. Ele é desencadeado mediante situações previstas (esperadas) e não previstas, (não esperadas) sendo determinado por *feedback* sensorial, tais como os receptores somatossensorial, visual e vestibular. (GU *et al.*, 1996; LIU *et al.*, 2003).

2.4.1 Ajuste Postural Antecipatório

A primeira evidência do APA foi apresentada por Belenkiy *et al.* (1967), por meio de movimentos de levantamento rápido dos braços (músculo focal) com o indivíduo em pé (músculo postural). Estes observaram que os padrões de ativação do músculo postural podem ser divididos em duas partes: fase preparatória, os músculos posturais foram ativados 100 a

150, *ms* antes dos músculos focais. As APAs foram associadas à necessidade de manter o equilíbrio com o mínimo gasto de energia. Mais tarde, Bouisset e Zattara (1987) analisaram os APAs por meio de movimentos voluntários de flexão uni e bilateral dos braços, com e sem peso (1kg) no punho. Os autores concluíram que os APAs são programados pelo SNC e desempenham padrões musculares de acordo com a exigência da tarefa imposta. (BOUISSET e ZATTARA, 1987). Por exemplo, indivíduos jovens foram submetidos a perturbações por meio de um pêndulo em movimento sob diferentes orientações da postura, tais como: oblíquo, sagital e frontal. Os resultados mostraram que os músculos posturais foram ativados conforme o padrão de orientação postural, ou seja, quando da perturbação antero-posterior, os músculos mais ativados foram os anteriores (tibial anterior, reto femoral e reto abdominal). Em contraste, quando as perturbações foram laterais, os músculos mais ativados em antecipação ao distúrbio foram os laterais (glúteo médio e oblíquo externo). Os autores demonstraram ainda a importância do papel dos músculos laterais para a manutenção postural. (SANTOS e ARUIN, 2008).

Outro exemplo envolvendo a especificidade da tarefa na escolha dos APAs pelo SNC foi o estudo do efeito da largura da base de suporte sobre os APAs. Indivíduos saudáveis receberam perturbações externas ao nível do ombro mediante mudanças da base de suporte: pés na largura do ombro, pés unidos e apoio unipodal. (SANTOS e ARUIN, 2009). Receberam, assim, as perturbações pelo mesmo objeto sobre a mão espalmada. Foram estudados a eletromiografia dos músculos: dorsais, ventrais, laterais das regiões de tronco e membros inferiores. Foi verificado um aumento dos APAs na condição unipodal, ao mesmo tempo em que se observou um coativação muscular para essa condição. Ao contrário, sob as condições pés na largura do ombro e pés unidos, menores APAs foram observadas. (SANTOS e ARUIN, 2009). Portanto, o SNC tem a capacidade de adaptar-se à condição postural e às perturbações, a fim de adquirir uma estratégia de reação postural mais eficaz. Nesse caso, na condição de instabilidade postural (apoio unipodal), maior ativação muscular antecipatória, especialmente dos músculos laterais, foram necessárias para contrarreatar às perturbações da postura. Nesse enfoque, muitos fatores podem influenciar os APAs: magnitude e direção da perturbação (SANTOS e ARUIN, 2008, 2009); atividade muscular voluntária associada com a perturbação (ARUIN e LATASH, 1995; ARUIN *et al.*, 2001); instabilidade postural (ARUIN *et al.*, 1998) doenças neurológicas (ARUIN, *et al.*, 1996; KRISHNAN *et al.*, 2012); aprendizado (KAZENNIKOV *et al.*, 2007); perda de membros (amputados) (ARUIN *et al.*, 1997), entre outros. Entretanto, ainda é pouco conhecido o efeito do envelhecimento sobre os APAs.

2.4.2 Ajuste Postural Compensatório

A principal diferença entre os APAs e os ajustes posturais compensatórios (APCs) é que a APC ocorre após a perturbação postural, restaurando centro de massa corporal após o distúrbio. Essas respostas são influenciadas pelas forças gravitacionais, ambientais e do próprio indivíduo (NASHNER e MCCOLLUM, 1985; HORAK, F B *et al.*, 1997). Para contrabalançar os efeitos das perturbações, especialmente as não previstas, o SNC utiliza sinergias musculares e estratégias de movimento para restabelecer o CMC a partir das informações recebidas pelo sistema somatosensorial. As estratégias de movimento envolvem as estratégias do tornozelo, do quadril e do passo. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985; HORAK, F B *et al.*, 1997).

A estratégia do tornozelo é caracterizada como um pêndulo invertido, por meio de ativação muscular distal-proximal, buscando restaurar a posição do centro de massa corporal sobre um bloco fixo, por meio de movimentos centralizados ao nível do tornozelo. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985). A atividade muscular é iniciada cerca de 90 a 100 *ms* após a ocorrência da perturbação (ROTHWELL, 1987). Os APCs, através da estratégia do tornozelo, são desencadeados mediante mínimas oscilações. Quando as perturbações ocorrem no sentido anterior, a sequência de ativação muscular inicia-se pelo músculo gastrocnêmico, bíceps femoral e paravertebral. Ao contrário, quando a oscilação acontece no sentido posterior, a ativação muscular segue originando no tibial anterior, quadríceps e, por fim, nos abdominais. (ROTHWELL, 1987).

À medida que recebemos perturbações de amplas intensidades ou sobre superfícies de apoio com base estreita, utilizamos a estratégia de quadril. Esta é caracterizada por movimentos de inclinação do tronco à frente, e, como resultado, há o deslocamento do CMC para o lado oposto. (NASHNER e MCCOLLUM, 1985). Logo, as ativações musculares ocorrem ao nível do tronco e quadril com latências entre 85 a 95 *ms*. (HORAK, F B *et al.*, 1997).

Por último, quando as estratégias do tornozelo e do quadril não são suficientes para contrarregar à perturbação, o CMC se desloca para fora dos limites de estabilidade, então, a estratégia do passo é usada. (HORAK, *et al.*, 1997; ROGERS e MILLE, 2003)..

2.4.3 O efeito dos Ajustes Posturais Antecipatórios sobre os Ajustes Posturais Compensatórios

As inter-relações entre os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios foram investigadas em estudos recentes. (SANTOS *et al*, 2010a; SANTOS *et al*, 2010b). Indivíduos saudáveis foram perturbados na altura dos ombros, por meio de um pêndulo em movimento no sentido ântero-posterior. As perturbações ocorreram nas condições previstas (providos da visão) e não previstas (desprovidos das aferências visuais). Em condições não previstas, houve mínimas ativações musculares de caráter antecipatório (APAs) e um aumento significativo da ativação muscular de caráter compensatório (APCs) para todos os grupos musculares estudados. Diferentemente, quando a perturbação foi prevista, houve ativações musculares de caráter antecipatório combinadas a mínimas ativações compensatórias. SANTOS *et al*, 2010a). Além disso, o deslocamento do CMC e COP, nesta última condição (prevista), foram significativamente menor do que na condição não prevista. (SANTOS *et al.*, 2010b).

Os resultados desse estudo destacam a importância das APAs no controle da postura. Os autores sugerem que os APAs causam pequenos ajustes no balanço postural, promovendo uma vantagem mecânica para contrarregar à perturbação; dessa forma, mínimos APCs seriam necessários para restabelecer o equilíbrio postural. Estudo recente investigou o efeito da visão e suporte adicional (uso de um andador articulado) sobre os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios, sob condições não previstas e previstas. (KRISHNAN; ARUIN, 2011). Indivíduos jovens permaneceram em pé sobre uma plataforma de força, e receberam em ambos os ombros uma perturbação externa através de um pêndulo em movimento. A tarefa consistia em manter o equilíbrio segurando o andador como auxílio de apoio. Os resultados mostraram que durante condição não prevista (sem visão), mínimas APAs foram verificadas. Ao contrário, importantes atividades musculares nas janelas de tempo dos APCs foram observadas nessa tarefa, mesmo com os indivíduos utilizando o andador como suporte. Para a condição prevista não houve diferenças significativas entre as amplitudes de atividade EMG entre os APAs e APCs. Portanto, mesmo com um apoio adicional, na postura dos indivíduos, destacou-se a importância do uso dos APAs.

Com base nesses estudos, é importante ressaltar a importância do papel dos APAs sobre os APCs no controle da postura. Os APAs parecem minimizar de maneira importante o uso dos APCs. Entretanto, as inter-relações entre essas estratégias em idosos ainda é desconhecida.

2.5 ESTRATÉGIAS DE AJUSTES POSTURAIIS EM IDOSOS

O processo natural de envelhecimento caracteriza-se por modificações tanto em nível morfológico quanto funcional, provenientes da deterioração de vários sistemas, o que resultam em perdas nas atividades de vida diária e laborais do idoso. (CARVALHO *et al.*, 2010; CAKAR, E. *et al.*, 2010). Por exemplo, a perda progressiva das fibras e receptores proprioceptivos do sistema somatossensorial traz prejuízos em relação ao senso de posição articular em posição bípede, com conseqüente deteriorização na manutenção do equilíbrio. (CALLISAYA *et al.*, 2010).

As alterações no sistema visual promovem redução da sensibilidade na absorção da luz e na velocidade do processamento visual, o que acentua o risco de ocorrência de quedas. (MENEZES, BACHION, 2008). Além disso, perdas na capacidade de detectar informações espaciais em relação ao movimento podem aumentar esse risco.

A redução da capacidade de adaptação do sistema vestibular nos idosos pode ocasionar disfunções em manter o equilíbrio, uma vez que há perdas progressivas de células vestibulares, ciliares e nervosas. (PETERKA, 2002). Isso faz com que a velocidade para os estímulos seja reduzida, contribuindo substancialmente para a ocorrência de instabilidades posturais. (PETERKA, 2002).

Com o avançar da idade, existe uma perda do tecido muscular (CLIFFORD e HOLDER-POWELL, 2010), com redução do número de fibras de contração tipo I (lenta) e do tipo II (rápida). (SAKUMA e YAMAGUCHI, 2010). Em função disso, a força muscular alcança o seu pico entre a segunda e a terceira década de vida e, após esse período, apresenta uma redução progressiva até atingir 50 anos. Depois desse período, inicia-se um declínio de aproximadamente 12% a 15% por década, culminando com perdas mais significativas após a idade de 65 anos. (MARZETTI *et al.*, 2011). Essas alterações das propriedades mecânicas dos músculos, como também dos tendões, resultam em déficits na capacidade de gerar força e flexibilidade. (PETERKA, 2002). Além disso, ocorre um aumento generalizado na latência de ativação muscular, fazendo com que os idosos diminuam a capacidade de reposta muscular, gerando movimentos mais lentos, com respostas tardias e ineficientes em relação à demanda do movimento requerido. (PETERKA, 2002; GU *et al.*, 1996).

O conjunto dessas alterações, tais como deteriorização dos sistemas sensoriais (somatossensorial, visual e vestibular), degeneração e fraqueza muscular, limitação de ADM, podem afetar adversamente o controle da postura, principalmente, por promover déficits nas estraté-

gias de ajustes posturais (APAs e APCs). (CARVALHO *et al.*, 2010; CLIFFORD e HOLDER-POWELL, 2010; INGLIN e WOOLLACOTT, 1988; LACOUR *et al.*, 2008; MAKI e MCILROY, 2006; SPEERS *et al.*, 2002; SULLIVAN *et al.*, 2009). Esses déficits podem aumentar a prevalência de quedas nessa população. (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2003).

2.5.1 Ajustes posturais em idosos

Como fora mencionado, a capacidade do controle da postura declina com o processo de envelhecimento e pode estar relacionado com déficits nos APAs e CPAs. Por exemplo, idosos apresentaram atrasos nos APAs quando comparados com indivíduos jovens durante perturbações internas que envolviam elevação rápida dos braços. (INGLIN e WOOLLACOTT, 1988). Além disso, os autores observaram que os idosos dispenderam um maior tempo de ativação dos músculos posturais (bíceps femoral, eretores espinhais e tibial anterior) durante a tarefa em relação aos indivíduos jovens. Como resultado, os idosos atrasaram os APAs e selecionaram diferentes estratégias musculares quando comparados aos jovens. (INGLIN e WOOLLACOTT, 1988).

Mankovskii (1980) também observou atrasos na resposta dos músculos posturais durante tarefas de manutenção do equilíbrio em idosos em postura bípede. Neste experimento, jovens, adultos e idosos foram orientados a realizarem movimentos de flexão do joelho em diferentes velocidades, mantendo a postura mais estável possível. Quando o movimento foi executado em velocidade lenta, o músculo quadríceps foi ativado cerca de 100 *ms* antes da ativação dos músculos flexores para todos os grupos estudados (jovens adultos e idosos). Entretanto, quando estimulados a realizar a tarefa da forma mais rápida possível, os músculos flexores dos idosos apresentaram atraso na resposta muscular em relação aos outros grupos estudados. (MANKOVSKII e LYSENYUK, 1980).

Recentemente, Lin e Woollacott (2005) demonstraram que, além de atrasos na ativação muscular, idosos também apresentam diminuição na magnitude de ativação muscular nas estratégias de ajuste postural. Nesta investigação, os APCs de jovens e idosos foram analisados durante perturbações de uma plataforma de força oscilatória enquanto a atividade elétrica dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior foi coletada no do deslocamento da plataforma. Os resultados mostraram que idosos tiveram uma menor amplitude de atividade eletromiográfica do que indivíduos jovens para os músculos estudados.

Perturbações mediante as oscilações de uma plataforma também foram usadas no estudo de Bugnariu e Sveistrup (2006), que verificaram as APAs em grupos de jovens e idosos sobre a plataforma que oscilava no sentido ântero-posterior. As perturbações ocorreram de duas formas: 1) condição não prevista, desencadeada pelo movimento súbito da plataforma; 2) condição prevista, na qual os indivíduos foram orientados a realizar movimentos de elevação rápida dos braços o que promovia a oscilação da plataforma. Os resultados mostraram que ambos jovens e idosos não desencadearam APAs durante as perturbações realizadas pela plataforma oscilatória (condição não prevista). Em contraste, quando os movimentos foram realizados de forma voluntária (condição prevista), tanto os jovens como os idosos geraram APAs. Entretanto, os deslocamentos do COP sob a plataforma foi menor para os jovens do que para os idosos. Além disso, os idosos usaram com maior frequência a estratégia do passo, o que ocasionou um maior tempo para restabelecer o equilíbrio depois da perturbação (BUGNARIU e SVEISTRUP, 2006).

Nagai et al. (2011) analisaram o padrão de ativação muscular e a habilidade de controle postural em idosos. Neste estudo, jovens e idosos foram submetidos às seguintes tarefas: manter a postura de forma estática, movimentos dos pés em pequenas amplitudes no sentido ântero-posterior, atividades de alcance funcional, utilizando o membro superior (dominante) durante a postura estática e marcha estacionária. Os músculos analisados foram: tibial anterior e sóleo. Os autores verificaram que, para todas as atividades, os idosos apresentaram aumentos significativos de coativação muscular em comparação aos jovens. Os autores sugeriram que os padrões de ativação muscular apresentados nesse estudo podem estar relacionados com o processo de envelhecimento de diversos sistemas, tal como o músculo esquelético que, devido à fraqueza muscular, geraria padrões de coativação mediante perturbações impostas. (NAGAI *et al.*, 2011).

Maki et al. (2000) verificaram se há diferenças nas estratégias de movimento entre jovens e idosos (saudáveis e ativos), quando submetidos a perdas do equilíbrio no sentido médio-lateral. Os indivíduos deveriam caminhar na direção ântero-posterior sobre uma plataforma de 2 x 2m, que oscilava no sentido contrário. (MAKI *et al.*, 2000). Como resposta ao desequilíbrio provocado pela plataforma, os jovens e idosos utilizaram a estratégia de movimento do passo. Além dessa estratégia, os idosos reagiram com o levantamento súbito dos braços. (MAKI *et al.*, 2000). Os resultados desse estudo mostraram que os indivíduos idosos tiveram mais dificuldade para manter o controle postural no sentido lateral do que os indivíduos jovens e idosos ativos, o que contribui para um maior risco de quedas e consequentes fraturas ao

nível do quadril. (MAKI *et al.*, 2000). Contudo, ainda não existem estudos que investigam sistematicamente os APAs e APCs durante perturbações no sentido médio-lateral.

Carvalho *et al.* (2010) incrementaram as investigações dos APAs em idosos, investigando como esse tempo de prática de atividade física regular modificava os APAs em idosos. O controle postural dos idosos praticantes de exercícios regulares de longa data (seis anos) e idosos pouco ativos (um ano) foi testado mediante as perturbações internas de elevação rápida dos braços. Os resultados mostraram um aumento dos APAs para o músculo tibial anterior em relação ao músculo sóleo para os idosos pouco ativos, que utilizaram a coativação como estratégia de contração muscular. Por outro lado, os idosos que participam de atividades físicas regulares de longa data geraram estratégias posturais mais adaptadas, frente à perturbação imposta, quando comparados aos idosos pouco ativos. Os autores sugerem que a atividade física pode aperfeiçoar os APAs em indivíduos idosos (CARVALHO *et al.*, 2010).

De acordo com estudos prévios, idosos podem apresentar déficits em APAs e CPAs através do atraso na ativação dos músculos e/ou diminuição da amplitude de ativação muscular. Além disso, idosos ativos podem responder melhor às perturbações, usando APAs. Contudo, a maioria desses estudos usaram perturbações internas ou plataforma oscilatória para investigar as estratégias de ajuste postural em idosos, o que é importante, mas não elucidam os APAs e CPAs em outros tipos de perturbação da postura, como, uma perturbação lateral ao nível do ombro (perturbação externa). Esse tipo de perturbação é comum no cotidiano e envolve a capacidade dos músculos laterais proximais em responder adequadamente à perturbação da postura. Foi reportado que idosos possuem maior instabilidade lateral do que indivíduos jovens. (MAKI *et al.*, 2000). Esse fator é um importante preditor de quedas nessa população. (LORD *et al.*, 1999; MAKI *et al.*, 2000; HILLIARD *et al.*, 2008; MERCER *et al.*, 2009). Portanto, é importante o desenvolvimento de outros estudos envolvendo APAs e CPAs em idosos durante perturbações laterais externas da postura.

2.5.2 Deslocamento do Centro de Pressão Corporal em idosos

Os deslocamentos do COP foram investigados sob diferentes condições posturais em jovens e idosos saudáveis. (AMIRIDIS *et al.*, 2003). Essas condições iniciavam em posições estáveis da postura e evoluíam para posições menos estáveis, tais como: pés abertos na largura dos ombros, um pé na frente do outro com os braços ao longo do corpo e, por fim, permanecer

em apoio unipodal. Os idosos apresentaram maior deslocamento do COP para todas as posturas quando comparados aos indivíduos jovens. Em especial, para a postura unipodal, os idosos desenvolveram amplo deslocamento do COP em relação aos jovens. Além disso, os idosos utilizaram a estratégia de quadril, o que não ocorreu com os indivíduos jovens (AMIRIDIS *et al.*, 2003).

As dificuldades em manter o equilíbrio e orientação postural estão diretamente relacionadas com episódios de quedas. Frente a essa questão, Laughton *et al.* (2003) investigaram o controle postural em idosos com histórico de quedas, idosos sem histórico de quedas e jovens. Foi analisado o deslocamento do COP durante a postura estática (pés ao longo do corpo) nos três grupos. Os resultados demonstraram que o grupo de idosos com quedas apresentou maior oscilação do COP do que os idosos sem quedas e jovens. (LAUGHTON *et al.*, 2003).

Da mesma forma, Melzer e colegas (2011) investigaram o equilíbrio estático de indivíduos idosos com quedas e sem quedas, analisando o deslocamento do COP através de uma plataforma de força. Os indivíduos foram orientados a permanecer sobre uma base de apoio estreita, com os olhos fechados, ao mesmo tempo em que os deslocamentos do COP nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral foram mensurados. Em concordância com o estudo mencionado Laughton *et al.* (2003), o grupo de idosos com quedas apresentou maior deslocamento do COP para a região médio-lateral do que ântero-posterior em relação ao grupo de idosos sem histórico de quedas. (MELZER *et al.*, 2010).

George e colaboradores (2007) investigaram o tempo gasto em realizar a estratégia de movimento do passo em três grupos: indivíduos jovens, idosos com pequeno risco e alto risco de quedas. Esses indivíduos foram submetidos às tarefas que demandavam atenção e memória viso-espaciais e, ao mesmo tempo, deveriam ultrapassar um obstáculo a sua frente. Os resultados mostraram que ambos os grupos de idosos, com pequeno e alto risco de quedas, gastaram um tempo maior para efetuar a estratégia do passo comparado aos indivíduos jovens. (GEORGE *et al.*, 2007). Todavia, ainda não se sabe se as APAs são diferentes entre grupos de idosos com quedas e sem quedas.

3 METODOS

3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

Esta pesquisa apresenta delineamento quase experimental, pois se caracteriza pelo fato de o pesquisador estudar os efeitos da exposição dos fatores e decidir qual (is) elementos serão expostos ao referido fator, preocupando-se com intervenções, além do grupo controle, porém, sem preocupação com a randomização do grupo. (MARQUES e PECCIN, 2005). É transversal, uma vez que visa identificar os fenômenos apenas naquele tempo pré-determinado. (FILHO e YBARRA, 2011).

3.2 CARACTERÍSTICA DOS INDIVÍDUOS

Total de 70 indivíduos, de ambos, os sexos foram divididos em dois grupos que foram inicialmente selecionados: Grupo I (Idoso-CQ) (68-76 anos) 25 idosos com quedas, e Grupo II (Idoso-SQ) (66-78 anos) 25 idosos sem quedas. Esses idosos foram recrutados do projeto de extensão do Grupo de Estudos da Terceira Idade (GETI) do Centro de Ciências da Saúde (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina-UDESC, portanto, todos os idosos praticavam atividades físicas de forma regular e orientada. E o outro grupo, composto de 20 indivíduos jovens entre 18 a 27 anos participaram do estudo para coleta de dados normativos (Grupo Jovens). A seleção dos participantes da pesquisa ocorreu de forma intencional. Os participantes do estudo foram selecionados no (CEFID) da UDESC.

3.2.1 Critérios de inclusão e exclusão

Os critérios de inclusão para os indivíduos idosos foram: praticavam atividade física regularmente, orientados por um profissional de educação física, de duas a três vezes por semana; apresentaram habilidades cognitivas a realização das tarefas por meio da aplicação do mini questionário do estado mental. (LOURENÇO e VERAS, 2006). Os critérios de exclusão foram: apresentarem diagnóstico de doenças: neurológicas (pós-acidente vascular encefálico (AVE), Doença de Parkinson, Esclerose Múltipla e ortopédico/reumático (lombalgia, artroses severas) expedido por um médico para a prática de atividade física no GETI; alterações de caráter auditivo e visual que impedissem a realização das tarefas. Todos os participantes foram orientados sobre o estudo, e assinaram o formulário de consentimento livre e esclarecido, envolvendo seres humanos.

3.3 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

3.3.1 Ficha de Avaliação

Foi utilizada uma ficha de avaliação com o propósito de identificar o sujeito por meio dos dados pessoais (sexo, idade, peso, prática de atividade física e frequência de atividade), informações sobre histórico de quedas e possíveis riscos, adaptado de Morelli e Rebellato (2007) (APÊNDICE 1). A ficha de avaliação ainda investigou qualquer limitação nos indivíduos que poderia excluí-los desta pesquisa.

3.3.2 Questionário internacional de atividade física (IPAQ)

Instrumento que permite estimar o dispêndio energético semanal nas atividades físicas relacionadas: trabalho, transporte, tarefas domésticas e lazer, pelo menos 10 minutos contínuos, com intensidade moderada a vigorosa, durante uma semana normal. (MARSHALL; BAUMAN, 2001). O instrumento apresenta validação para a população brasileira, de baixo custo, permite aplicação em grandes grupos populacionais, não invasivos e de risco mínimo (MAZO *et al.*, 2009). A reprodutibilidade e validade do questionário foram avaliadas para a realidade brasileira em idosas (BENEDETTI *et al.*, 2004) e idosos (BENEDETTI *et al.*, 2007). Para esse estudo, o nível de atividade física foi verificado através do domínio quatro (tempo gasto na realização de atividades físicas de recreação, esporte, exercícios e de lazer). Os idosos foram classificados como mais ativos quando a intensidade da atividade física foi de moderada e/ou vigorosa, o que corresponde a mais que 150 minutos por semana (cerca de 30 minutos por dia ou mais). Por outro lado, foram classificados como menos ativos quando a intensidade da atividade física era moderada e/ou vigorosa, o que corresponde a menos que 150 minutos por semana (ANEXO A). Este gasto de tempo é baseado em recomendações de saúde pública para promoção da saúde e prevenção de doenças (*Centers for Disease Control and Prevention (CDC) e American College of Sports Medicine (ACSM)*) (PATE *et al.*, 1995; NELSON *et al.*, 2007).

3.3.3 Mini questionário do Estado Mental

É um questionário largamente utilizado para avaliação geriátrica das habilidades cognitivas do idoso, rastreando quadros de demência, o qual consiste em seis domínios por meio

de perguntas realizados em entrevista (orientação (10 pontos), registro (3 pontos), atenção e cálculo (5 pontos), evocação (3 pontos) e linguagem (9 pontos)), totalizando 30 acertos. (LOURENÇO e VERAS, 2006). Os valores já estão padronizados para a população brasileira de acordo com os anos de escolaridade, incluindo os valores para analfabetos (ANEXO B) (BRUCKI *et al.*, 2003), utilizado como critério de inclusão/exclusão.

3.3.4 Sistema de mensuração das forças de reação do solo

Para mensurar as forças de reação do solo (FSR), foi utilizada uma plataforma de força (AMTI- OR 6-7, Watertown, EUA®), 28,18kg, com 50,8 cm de comprimento por 46,4 cm de largura e 8,3 cm de altura fabricada de alumínio as FSR são medidas nos três eixos tais como: X, Y e Z, dessa forma calculam-se as forças F_x , F_y e F_z , como os momentos M_x , M_y e M_z , obtém-se assim o deslocamento do centro de pressão corporal (COP). (AMTI, 2009). (Figura 2).

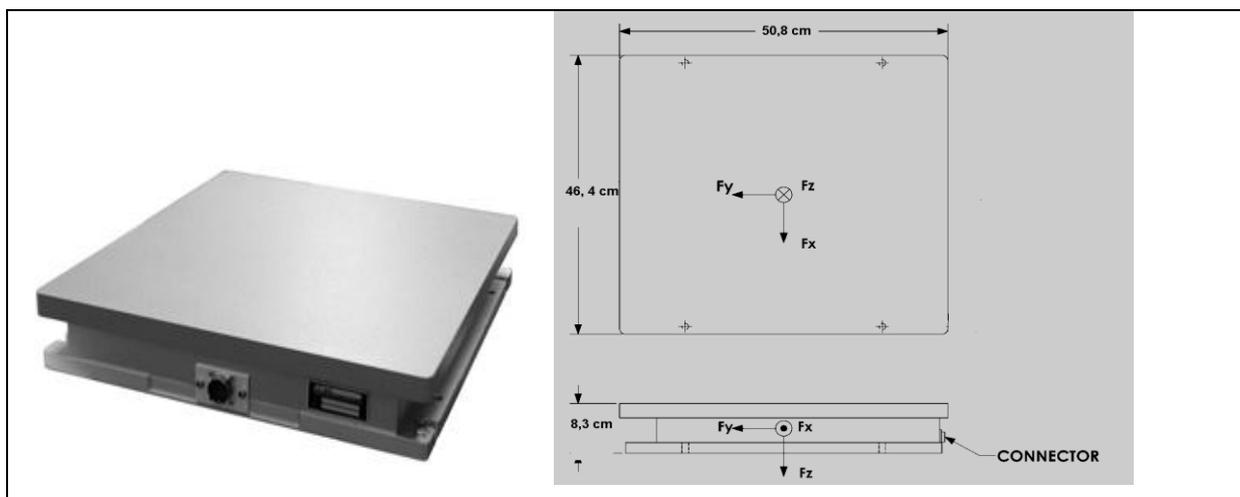


Figura 2-A) Plataforma de Força modelo AMTI OR6-7 e B) dimensionamento

Fonte – Acervo próprio.

A plataforma de força está posicionada no chão do laboratório, e encaixada sob uma estrutura de madeira, (fabricação sob encomenda) com 150,8 cm de comprimento por 70,4 cm de largura e 8,3 cm de altura (Figura 3).



Figura 3- Plataforma de encaixe e suas dimensões

Fonte: acervo próprio

3.3.5 Sistema de amplificação da plataforma de força AMTI

Para condicionar e amplificar o sinal advindo das células de carga da plataforma de força será utilizado o amplificador MSA-6 MiniAmp de 2kg com seis canais (AMTI- OR 6-7, Watertown, EUA®), (Figura 4).



Figura 4- Amplificador da plataforma MAS-6 MiniAmp

Fonte: Disponível em <<http://www.amti.biz/images/MiniAmp.jpg>> Acesso em: 03 fev. 2011.

3.3.6 Sistema de aquisição do sinal eletromiográfico

Para aquisição e monitoramento da atividade elétrica muscular, foram utilizados dois aparelhos de eletromiografia. (EMG SYSTEM DO BRASIL®, modelo 811C, São José dos Campos - SP, Brasil) (figura 5 A) especificações de aquisição do sinal: frequência de 1000 Hz, filtro interno *pass band* entre 23 a 500Hz, Common Mode Rejection Ratio (CMRR) maior que 80 dB. Para a aquisição dos sinais eletromiográficos utilizaram-se eletrodos cardiológicos adultos superficiais descartáveis (3M®, modelo 223BRQ, Sumaré-SP, Brasil). (figura 5 B). Confeccionados de prata (Ag/AgCl) em formato circular (diâmetro de 2x3) que cada unidade foi fixada nos 6 pares de grupos musculares localizados nas regiões: ventral, dorsal e lateral. A configuração de aquisição do sinal ocorreu de forma bipolar: duas superfícies de contato para um eletrodo de referência.

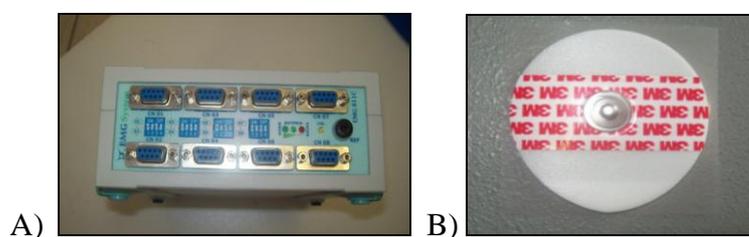


Figura 5- A) Eletromiógrafo EMG SYSTEM B) Eletrodo superficial

Fonte: acervo próprio.

3.3.7 Sistema de aquisição do sinal da acelerometria

O registro do momento das perturbações foi captado por um acelerômetro (EMG SYSTEM DO BRASIL®, São José dos Campos - SP, Brasil) de configuração triaxial (X, Y e Z) afixado sobre a extremidade de um pêndulo, responsável em provocar as perturbações posturais (Figura 6).



Figura 6- Acelerômetro triaxial, EMG SYSTEM

Fonte: acervo próprio.

O sistema de aquisição de dados provenientes da plataforma de força (AMTI-OR 6-7, Watertown, EUA®), eletromiógrafo e acelerômetro (EMG SYSTEM DO BRASIL®, modelo 811C, São José dos Campos - SP, Brasil) foram convertidos em analógico-digital (PCI 6259, National Instruments®, Austin, EUA) com uma frequência de 1000 Hz e resolução de 16 bits e adquiridos por meio do software *LabView (SignalExpress 2010®* Versão 4.0.0, Marca National Instruments®, Austin, EUA).

3.3.8 Estrutura confeccionada para a realização da perturbação externa

Foi fabricado no laboratório de instrumentação (LABIN) na UDESC um mecanismo em forma de pêndulo. Este objeto é constituído de três componentes: a parte fixa, móvel e a extremidade. A parte fixa, em forma de braçadeira de ferro, se encaixa por meio de pressão em uma calha, afixada no teto do laboratório. Já a parte móvel, ou seja, o próprio pêndulo, confeccionado de alumínio, apresenta um braço fixo e outro ajustável. A parte ajustável (prolongamento) é de aproximadamente 21,5 cm (Figura 7 A B). Na extremidade do pêndulo foi confeccionada uma estrutura de alumínio côncavo, medindo aproximadamente sete centímetros de diâmetro, no qual se acoplou uma bola de plástico para proteção dos indivíduos. Na extremidade do pêndulo há um gancho metálico que possibilita inserir diferentes pesos (anilhas) como também o acelerômetro triaxial (Figura 7 C).

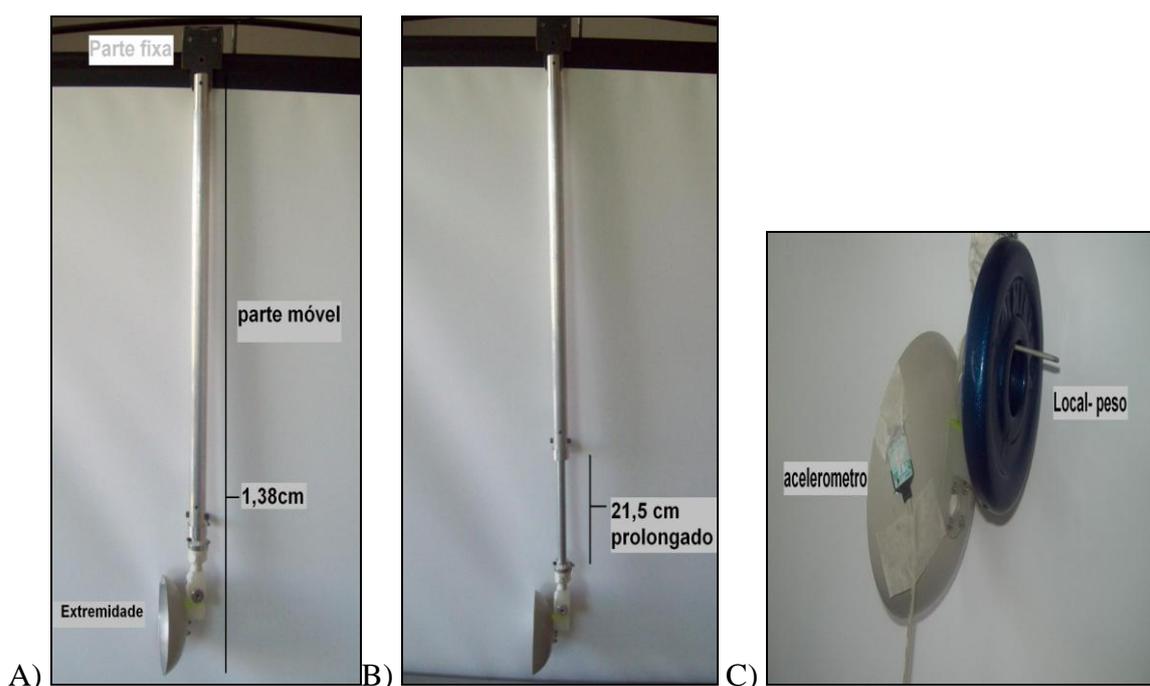


Figura 7- Estrutura confeccionada para a perturbação; B e C) medidas específicas do pêndulo bem como a colocação de pesos e acelerômetro na extremidade.

Fonte: A, B, C) Acervo próprio.

3.3.9 Outros materiais

Demais materiais utilizados durante o procedimento de coleta de dados foram:

- a) Fita métrica (Marca Fit®, BR) determinou a distancia entre o pêndulo e local de impacto no ombro do indivíduo (Figura 8 A);
- b) Álcool e algodão (Marca CREMER®) para limpeza da pele na recepção dos eletrodos superficiais (Figura 8 B);
- c) Óculos de proteção lente escura (Marca JGB® modelo ciclope) para a realização da perturbação não prevista (Figura 8 C);
- d) Aparelho portátil de áudio (Marca iPod®) foi utilizado durante a perturbação não prevista (Figura 8 D);
- e) Pesos (anilhas) de 2 kg, 3 kg e 4kg (Marca Sport Line®) utilizados junto ao pêndulo para incremento da magnitude da perturbação desejada (Figura 8 E);
- f) Colete de segurança tipo paraquedista/ alpinista (Marca Carbografite®) modelo CG 700/750 que fixado na calha no teto do laboratório garantiu segurança mediante as perturbações advindas do pêndulo (Figura 8 F);

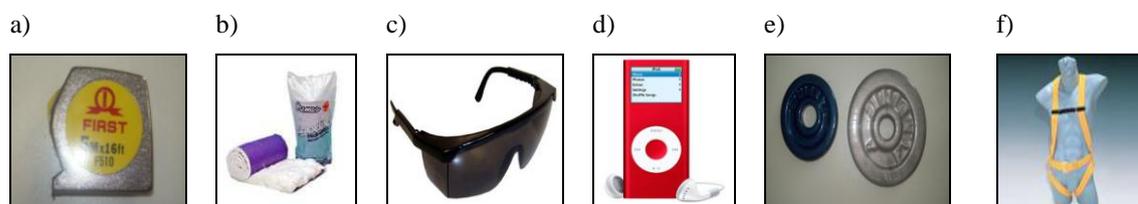


Figura 8- A) Fita métrica (Marca Fit®, BR); B) Álcool e algodão (Marca CREMER®); C) Óculos de proteção (marca JGB® modelo ciclope); D) Aparelho portátil de áudio (marca iPod®); E) Pesos (anilhas) de 1kg e 2kg (marca Sport Line®) F) Colete de segurança tipo paraquedista (marca Carbografite®) modelo CG 700/750.

Fonte: Acervo próprio

4 PROCEDIMENTOS DE COLETAS

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos, da UDESC (CEPSH), sob protocolo número 172/10 (APÊNDICE B). Inicialmente, foi realizado o contato com os idosos do GETI, durante as atividades realizadas na semana de testes físicos, que aconteceram do dia 14 a 18 de março de 2011. Nestas datas, os idosos foram convidados a participarem desta pesquisa, nos meses subsequentes, por meio de agendamentos. As coletas de dados ocorreram nos meses de abril a setembro de 2011. Dessa forma, os indivíduos foram informados dos objetivos e procedimentos da pesquisa, e somente participariam deste estudo, caso formalizassem seu aceite por meio de assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Após a avaliação inicial por meio de questionários, os indivíduos receberam orientações sobre os procedimentos iniciais da coleta, quanto à instrumentação, à colocação dos eletrodos de eletromiografia e os fios condutores desse sinal. Os eletrodos de superfície foram fixados na pele dos sujeitos após a limpeza por meio de abrasão com álcool e tricotomização, quando necessário. A distância inter-eletrodos foi de aproximadamente dois centímetros. Os eletrodos foram afixados bilateralmente nos sujeitos, na porção média dos músculos ventrais: reto femoral (RFd e RFe), reto abdominal (RA d e RAe); dorsais: paravertebrais (PVd e PVe), bíceps femoral (BFd e BFe) e laterais: glúteo médio (GMd e GMe) e oblíquo externo (OEd e OEE), todos de ambos os lados. Dois eletrodos de referência foram posicionados nos maléolos mediais direito e esquerdo. Todos os procedimentos de preparação da pele, posicionamento dos eletrodos, bem como a distância inter-eletrodos obedeceram às normas *SENIAM*. (HERMES *et al.*, 2000). Os músculos distais não foram coletados, pois apresentam grande variabilidade de ativação. (ARUIN, A S *et al.*, 1998; SHIRATORI e LATASH, 2001; ARUIN, ALEXANDER S, 2006). Além disso, é conhecido que a direção e o local da perturbação usada no presente estudo ativa principalmente os músculos nas regiões proximais. (SANTOS e ARUIN, 2008). Todos os procedimentos descritos foram executados pelo mesmo experimentador.

Com o objetivo de normalizar os sinais da EMG registrados durante as tarefas entre os sujeitos, contrações voluntárias submáximas dos músculos laterais, dorsais e ventrais (D e E) foram adquiridas em bloco de quatro contrações. Os sujeitos foram orientados a permanecer

em pé, com os braços ao longo do corpo enquanto o experimentador posicionou-se com as duas mãos na região de cintura escapular do indivíduo e o orientou a inclinar o corpo nas seguintes direções: para frente, para trás, para o lado direito e para o lado esquerdo. O indivíduo foi orientado a gerar “a máxima força possível” durante as inclinações, mantendo o corpo na posição mais ereta possível, enquanto o experimentador aplicava uma resistência contrária à direção da inclinação requerida. O indivíduo executou as contrações musculares em cada direção por 5 segundos enquanto as atividades de todos os músculos foram registradas. A média das três contrações foi usada para a análise. Similar método, a fim de gerar EMG para normalização, foi usado em prévios estudos. (WANG *et al.*, 2005; WANG, *et al.*, 2006; KLOUS *et al.*, 2010).

Os indivíduos foram posicionados, em pé, descalços, sobre linha estipulada, no meio da plataforma de força o qual dividia os quatro quadrantes, no plano frontal em relação à direção de deslocamento do pêndulo (médio-lateral). Eles foram orientados a manterem os braços relaxados ao longo do corpo, os pés, retos, evitando a adução/abdução do mediopé, foram posicionados conforme a linha de orientação dos braços e a cabeça rodada cerca de 30°, a partir da posição neutra (entre o plano coronal e sagital) em relação à direção do pêndulo. Com o intuito de facilitar a visualização do pêndulo em movimento. Para proteção do ombro dos sujeitos durante o impacto do pêndulo foi acoplada na extremidade deste uma bola de plástico macia. O distúrbio postural ocorreu através do impacto do pêndulo no ombro direito do sujeito. O pêndulo estava preso em uma corda transpassada em um sistema de polias afixadas no teto do laboratório e foi liberado de uma distância de 0,8 m em relação ao ombro dos sujeitos (FIGURA 9 (A)-1 e (A)-2). Para aumentar magnitude da perturbação, anilhas com diferentes massas foram afixadas junto à extremidade do pêndulo de acordo com a massa corporal dos participantes: 2 kg, 3 kg e 4 kg para indivíduos, pesando: 55 até 65 kg, 66 até 75 kg, e acima de 75 kg respectivamente.

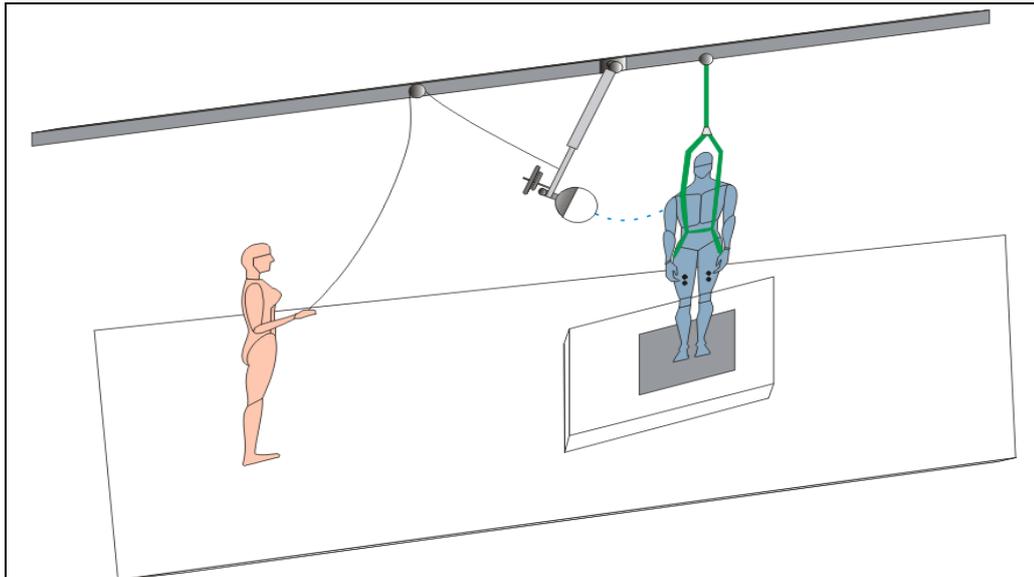


Figura 9 (A)- 1 Esquema demonstrando o posicionamento inicial do experimento

Fonte: acervo próprio.

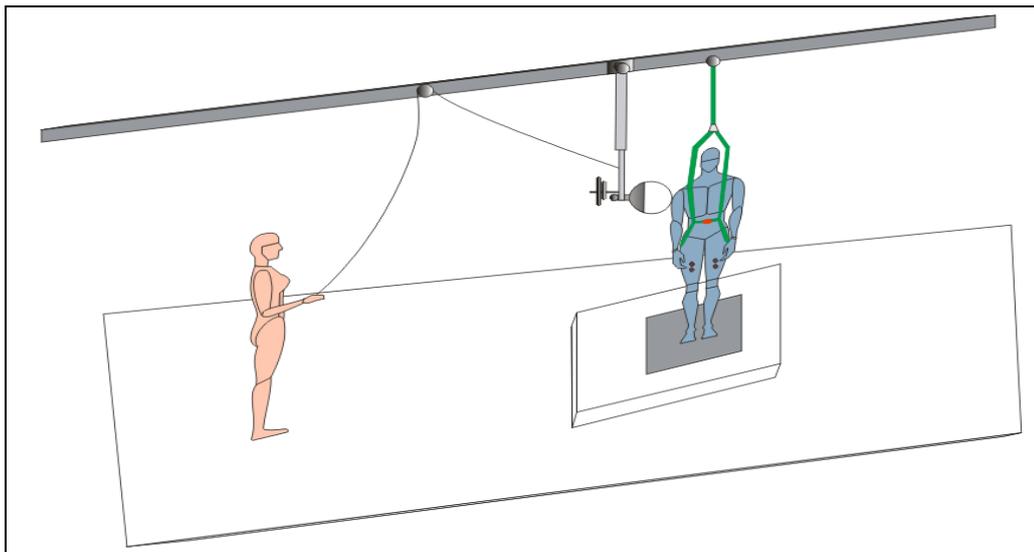


Figura 9 (A)- 2 Esquema demonstrando o posicionamento final do experimento

Fonte: acervo próprio.

As perturbações externas da postura foram realizadas em duas condições: prevista e não prevista. Na primeira condição, os indivíduos foram orientados a manter os olhos abertos para visualizar o pêndulo em movimento. Na segunda condição, os sujeitos permaneceram com a cabeça rodada, mas utilizaram um par de óculos, com as lentes cobertas por fita adesiva de cor preta que impediram a visão no campo coronal-lateral do lado direito do indivíduo, ou seja, o campo visual do pêndulo. Eles também utilizaram um fone de ouvido ligado a um aparelho portátil de áudio provido de som (Ipod®) para não terem pistas auditivas do desloca-

mento do pêndulo. Todos os indivíduos vestiram um colete de proteção, com tiras fixadas no teto do laboratório, para segurança, em caso de perda de equilíbrio. Após a randomização das condições, duas tentativas-teste foram realizadas e, por fim, cinco perturbações em cada condição (prevista e não prevista) foram induzidas nos indivíduos. As tentativas nas quais os sujeitos deram um passo foram descartadas.

5 ANÁLISES DOS DADOS

As variáveis EMG e cinéticas foram registradas e armazenadas em um computador. Para os sinais analisados, utilizou-se o software em Matlab (The MathWorks®, versão R2010b, Natick, EUA). Tentativas individuais foram vistas na tela do computador e alinhadas de acordo com o primeiro sinal abrupto do acelerômetro, ou seja, o momento do impacto do pêndulo no ombro. Tal ponto foi referido com o tempo zero (t_0). A média das cinco tentativas para cada condição foi calculada para cada indivíduo.

As integrais da EMG ($\int EMG$) durante as Ajustes Posturais Antecipatórios e Compensatórios foram calculadas entre dois pontos (x_0 e x_1), compreendendo um espaço de tempo de 150 ms em relação t_0 para quatro janelas de tempo: 1) de 250 ms até 100 ms antes de t_0 , para APA1; 2) de 100ms antes de t_0 até 50 ms após t_0 , para as APA2; 3) de 50 ms até 200 ms após t_0 para as APC1 e 4) de 200 ms até 350 ms após de t_0 para APC2.

$$\int EMG = \int_{x_0}^{x_1} EMG - 3 \int_{-1000}^{-950} EMG \quad (1)$$

Onde $\int_{x_0}^{x_1} EMG$ é a integral da EMG, dentro do espaço de tempo determinado para as respostas antecipatórias e compensatórias, menos 3 vezes a $\int EMG$ da linha de base da EMG registrada entre -1000 e -950 ms em relação à t_0 (50 ms). (SANTOS, *et al.*, 2010a).

Para a normalização dos dados das EMGs obtidas durante as contrações submáximas, as EMGs foram integradas em uma janela de tempo de 3 segundos, retirada do meio (1-4 segundos de coleta de dados) da EMG durante o tempo total das contrações (5 segundos). Essas integrais foram divididas, por 20 para obter uma janela de integração (\int_{submax}) igual à janela de tempo das $\int EMG$ (150ms). Subsequentemente, as $\int EMG$ foram divididas pelas \int_{submax} individualmente para cada sujeito e músculo.

A fim de investigar as inter-relações entre APAs e APCs, as $\int EMG$ músculos posturais laterais D (GMd e OEd) e (GMe e OEe), dorsais (BFd, BFe, PVd e PVe) e ventrais (RFd, RFe, RAd e RAe), e as duas janelas de tempo (APA_1 e $APA_2 = \sum APA$) e ($APC_1+APC_2 = \sum APC$) foram somadas separadamente para as condições não prevista e prevista. Desta forma, produziu-se a somatória dos músculos laterais direito ($\sum \int EMGLAT_d$) e esquerdo

($\sum \int \text{EMGLAT}_e$), ventrais ($\sum \int \text{EMGVENT}$) e dorsais ($\sum \int \text{EMGDORS}$) para as janelas de tempo $\sum \text{APA}$ e $\sum \text{APC}$.

A fim de investigar o sinergismo nas duas janelas de tempo, APAs e CPAs, as $\int \text{EMG}$ músculos posturais laterais D (GMd, Oed) e E (GMe e OEe), dorsais (BFd, BFe, PVd e PVe) e ventrais (RFd, RFe, RAd e RAe), e as duas janelas de tempo (APA1 e APA2 = $\sum \text{APA}$) e (CPA1+CPA2 = $\sum \text{CPA}$) foram somadas separadamente para as condições não prevista e prevista. A somatória das duas janelas de tempo ($\sum \text{APA}$ e $\sum \text{APC}$) com as somatórias dos músculos foram divididas como segue: $\sum \int \text{EMGLAT}_d$ foi dividida pela $\sum \int \text{EMGLAT}_e$ e a $\sum \int \text{EMGVENT}$ foi dividida pela $\sum \int \text{EMGDORS}$. Desta forma produziu-se a razão da ativação muscular entre os grupos musculares laterais ($\text{LAT}_d/\text{LAT}_e$) e a razão da ativação muscular entre os grupos musculares ventrais e dorsais (VENT/DORS) para as duas janelas de tempo. Devido à baixa intensidade de ativação dos músculos nas janelas de tempo APAs na condição não previsível, os cálculos não foram realizados para essa janela.

Os deslocamentos do COP na direção médio-lateral e ântero-posterior foram calculados com as seguintes aproximações:

$$\text{COP}_y = \frac{M_y - F_x * d}{F_z} \quad (1) \quad \text{COP}_x = -\frac{M_x + F_y * d}{F_z} \quad (2)$$

onde M_y é o momento no plano frontal e M_x o momento no plano e sagital, F_x e F_y são os respectivos componentes médio-lateral e ântero-posterior das forças de reação do solo respectivamente, F_z é o componente vertical das forças de reação do solo e d é à distância da origem da plataforma de força e a sua superfície. (AMTI, 2009; SANTOS, *et al.*, 2010b).

A média dos deslocamentos do COP na direção médio-lateral (mCPy), e ântero-posterior (mCOPx) também foram calculadas entre dois pontos, compreendendo quatro janelas com um espaço de tempo de 150 ms em relação à t_0 : 1) -200 ms até -50 ms antes de t_0 para as APA1; 2) -50 ms antes de t_0 até +200 ms após t_0 para as APA2; 3) +100 ms até 250 ms após t_0 para as APC1; 4) + 250 ms até +400 ms para APC2. Um tempo de 50 ms em relação às variáveis da EMG foram adicionadas às janelas de tempo das variáveis cinéticas por conta do atraso eletromecânico.

6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi realizada a análise descritiva das principais variáveis do estudo (idade, nível de atividade física, peso, estatura e mini-mental). Antes de realizar os testes de comparação entre grupos de jovens e idosos sem e idosos com quedas e de associação entre variáveis (integrals \int EMG, mCOPy e mCOPx) foram verificados os pressupostos paramétricos por meio dos testes de normalidade *Kolmogorov-Smirnov*.

As \int EMGs para cada músculo foram analisadas através de múltiplas análises de variância (*ANOVA*), com fator janelas de tempo (APA1, APA2, APC1 e APC2), dentre grupos foram usadas para comparar os três grupos de indivíduos (jovens, idosos sem quedas e idosos com quedas) para as condições previstas e não previstas separadamente. Análise post hoc “*Tuckey*” foi utilizado para determinar diferenças entre os pares de grupos e janelas com um nível de significância de $p < 0.05$.

Múltiplas análises de variância (*ANOVA*) foram usadas para comparar a inter-relação entre o somatório das janelas de tempo \sum APA (APA1+APA2) e \sum APC (APC1+APC2) e assim verificar \int EMG dos seguintes músculos: laterais direito (\sum \int EMGLAT_d) e esquerdo (\sum \int EMGLAT_e), ventrais (\sum \int EMGVENT) e dorsais (\sum \int EMGDORS) dentre grupos (jovens, idosos sem quedas e idosos com quedas), nas condições não previstas e previstas separadamente. Análise post hoc “*Tuckey*” foi efetuada para investigar a diferença entre os pares das atividades musculares com um nível de significância de $p < 0.05$.

A *ANOVA One Way* foi usada para comparar o sinergismo dos músculos laterais (\sum \int EMGLAT_d/ \sum \int EMGLAT_e), dorsais e ventrais (\sum \int EMGVENT/ \sum \int EMGDORS) dentre grupos (jovens, idosos sem quedas e idosos com quedas), em relação à somatória das duas janelas de tempo \sum APA na condição prevista e \sum APC nas condições não previstas e previstas, separadamente. Análise post hoc “*Tuckey*” foi efetuada para investigar a diferença entre a relação dos pares das atividades musculares com um nível de significância de $p < 0.05$.

A mCOPy e a mCOPx foram analisadas através de múltiplas análises de variância (*ANOVA*), com fator janelas de tempo (APA1, APA2, APC1 e APC2), dentre grupos, foi usada para comparar os três grupos de indivíduos (jovens, idosos sem quedas e idosos com quedas) para as condições previstas e não previstas separadamente. Análise post hoc “*Tuckey*”

foi utilizada para determinar diferenças entre os pares de grupos e janelas com um nível de significância de $p < 0.05$.

7 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

7.1 CARACTERÍSTICAS DOS INDIVÍDUOS

Foram excluídos do estudo 10 indivíduos idosos (com e sem quedas) sendo: 3 sujeitos com histórico de doença vascular encefálica; 2 sujeitos com dor no músculo esquelético crônica, ao nível do ombr; 4 sujeitos com artrose e queixa de dores; 1 sujeito em fase de pós-operatório de ligamentoplastia do manguito rotador. Portanto, as análises estatísticas incluíram: 20 jovens, 20 idosos sem quedas e 20 idosos com quedas de ambos os sexos.

Na tabela 1 estão apresentadas as medidas descritivas (media X e o desvio padrão S) das características dos indivíduos.

Tabela 1- Caracterização dos indivíduos do estudo

Variáveis	Jovens ($\bar{X} \pm S$)	Idoso sem quedas ($\bar{X} \pm S$)	Idoso com quedas ($\bar{X} \pm S$)
Idade (anos)	23,85 \pm 2,70	70,70 \pm 5,03	73,60 \pm 5,83
Massa corporal (kg)	69,60 \pm 5,60	71,70 \pm 8,83	72,90 \pm 8,78
Estatura (cm)	1,69 \pm 0,07	1,60 \pm 0,08	1,61 \pm 0,06
IPAC (min./sem.)	n/a	137,00 \pm 52,00	138,00 \pm 54,44
Frequência quedas (1 ano)	n/a	n/a	2,03 \pm 3,08

Legenda: \bar{X} - média; S – desvio-padrão; kg – kilogramas; cm- centímetros; min./sem- minutos por semana; 1 ano- quantidades de quedas ocorridas entre o ano de 2010 e 2011; n/a- não se aplica

7.2 REPRESENTAÇÃO DA ATIVIDADE ELÉTRICA DOS MÚSCULOS LATERAIS

A figura 1º demonstra, de maneira geral, a atividade elétrica dos músculos laterais durante o experimento. Nela estão representados os traços das EMGs para um indivíduo jovem (A), um idoso sem queda (B) e um idoso com queda (C), durante as tarefas que envolveram a

perturbação não prevista e prevista da postura. O traço vertical representa o momento do impacto da bola (t_0) no ombro direito do indivíduo.

Como esperado, não houve atividade antecipatória para a condição não prevista nas duas janelas de tempo (APA1 e APA2). Observe-se que as atividades elétricas da maioria dos músculos demonstrados na figura iniciaram a atividade aproximadamente 50 *ms* após a perturbação (linha vertical tracejada). De forma geral, a magnitude da atividade compensatória os músculos laterais (OEd, OEe GMd e GMe) ocorreu para todos os grupos estudados. Note-se, que para a condição prevista, a atividade antecipatória é visível para os três indivíduos, sendo que a maior amplitude de ativação muscular (GMd, GMe, OEd e OEe) prevaleceu entre os indivíduos idosos durante a atividade compensatória (APC), ou seja, após a linha vertical tracejada.

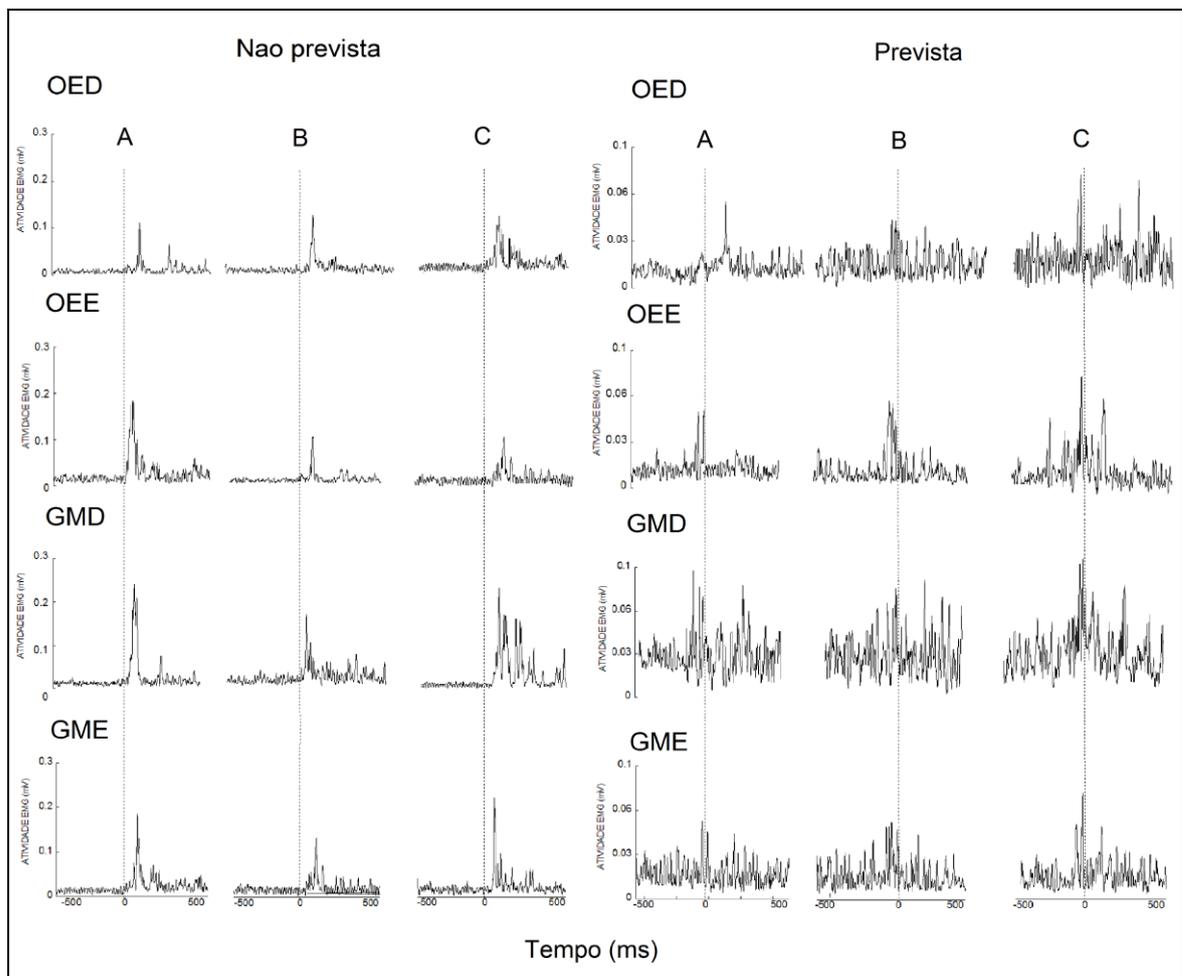


Figura 10- Representação da atividade elétrica (mV) para a condição não prevista e prevista de A- jovem, B- idoso sem quedas e C- idoso com quedas, dos músculos laterais no momento do contato de pendulo no ombro direito no tempo (0); escalas em milissegundos (*ms*)- abreviações musculares: OED – oblíquo externo direito, OEE – oblíquo externo esquerdo, GMD- glúteo médio direito e GME glúteo médio esquerdo. Obs.- para melhor visualização os dados foram utilizados filtro highpass 100 Hz

7.3 DIFERENÇAS ENTRE AS JANELAS DE TEMPO

Houve diferenças estatisticamente significantes entre as janelas de tempo para todos os músculos estudados (ventrais, dorsais e laterais), tanto para a condição não prevista como para a prevista (Tabela 2). De maneira geral, não houve atividade eletromiográfica nas janelas APA1 e APA2 para a condição não prevista. Para a condição prevista, as \int EMGs nas janelas de tempo APA1 foram menores que as janelas de tempo APA2 especialmente para os músculos laterais (figura 11). Para as duas condições (não prevista e prevista) as \int EMGs nas janelas de tempo APC1 foram significativamente maiores do que as \int EMGs nas janelas de tempo APC2 (figuras 11, 12 e 13).

Tabela 2- Representação das diferenças, com os respectivos valores de F e p, entre as APAs e APCs dos músculos posturais na condição não prevista e prevista.

Não prevista			Prevista								
\int EMG músculos- Laterais											
	F	p	F	p	F	p	F	p			
OEd	48,98	0,00*	OEe	34,65	0,00*	OEd	43,23	0,02*	OEe	11,39	0,01*
GMd	44,35	0,00*	GMe	66,47	0,00*	GMd	55,00	0,00*	GMe	50,00	0,00*
\int EMG músculos- Dorsais											
	F	p	F	p	F	p	F	p			
PVd	34,61	0,00*	PVe	28,19	0,00*	PVd	21,45	0,00*	PVe	17,09	0,01*
BFd	54,82	0,00*	BFe	16,44	0,00*	BFd	31,40	0,00*	BFe	15,63	0,00*
\int EMG músculos- Ventrals											
	F	p	F	p	F	p	F	p			
RAAd	57,20	0,00*	RAe	14,78	0,00*	RAAd	22,88	0,00*	RAe	5,21	0,00*
RFd	26,61	0,00*	RFe	104,46	0,00*	RFd	13,83	0,00*	RFe	28,09	0,00*

Legenda: Integrais EMG dos músculos laterais (Gmd, GMe, OEd e OEe) dorsais (PVd, PVe, BFd e BFe) e ventrais (RAAd, RAe, RFd e RFe) em relação às janelas de tempo nas condições não prevista e prevista. *significância $p < 0,05$.

7.4 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS LATERAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA

7.4.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos laterais: diferença entre grupos

As \int EMGs dos músculos laterais direito (OEd e GMd) durante a condição não prevista, apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($F= 3,04$; $gl= 2$; $p= 0,04$ e $F= 5,02$; $gl= 2$; $p= 0,01$, respectivamente). Por outro lado, as \int EMGs músculos laterais esquerdos (OEe e GMe) não mostraram diferenças significativas entre grupos para essa condição. A análise “post hoc” demonstrou que a magnitude da \int EMG do músculo OEd foi maior para os jovens em comparação os idosos sem quedas ($p<0,001$). Além disso, essa diferença foi determinada pela janela de tempo APC1. Também, a magnitude da \int EMG do músculo GMd foi maior para os jovens em comparação aos grupos de idosos sem quedas ($p=0,01$) e idosos com quedas ($p=0,02$). Essa diferença deu-se na janela de tempo APC1. Figura 11, painel da direita.

7.5 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS LATERAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO PREVISTA

7.5.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos laterais: diferença entre grupos

Para a condição prevista, as \int EMGs dos músculos laterais OEd, OEe, GMd e GMe não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados. Figura 11 painel da esquerda.

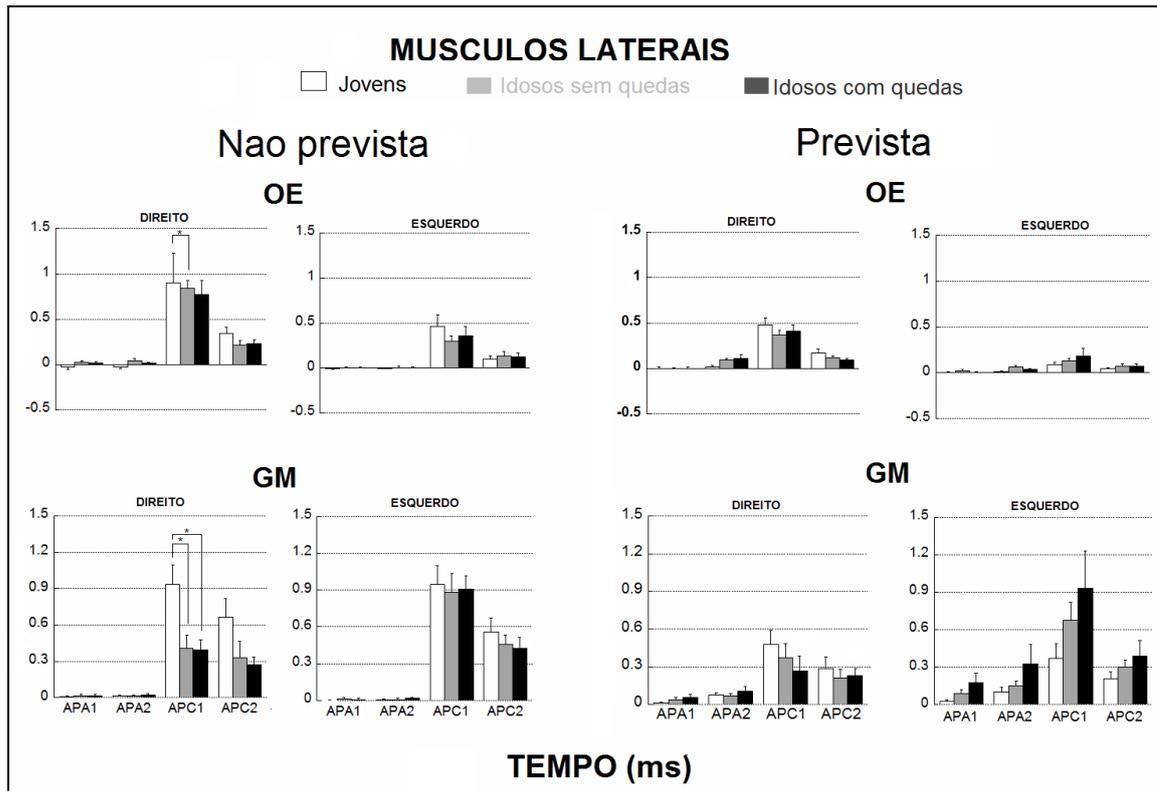


Figura 11- Representação da atividade integral dos músculos laterais OE e GM direito e esquerdo durante as condições não prevista e prevista. O tempo em ms representado pelas quatro janelas de tempo –APA1, APA2, APC1 e APC2 com 150ms cada. Os dados estão representados por unidades arbitrárias.

7.6 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS DORSAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA

7.6.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos dorsais: diferença entre grupos

As \int EMGs dos músculos dorsais PVd, PVe e BFd, durante a condição não prevista, apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($F= 6,57$; $gl= 2$, $p= 0,03$ e $F= 3,49$; $gl= 2$; $p= 0,03$) e ($F= 5,10$; $gl= 2$, $p= 0,04$), respectivamente. Apenas o músculo BF não mostrou diferenças significativas entre grupos para essa condição. A análise “post hoc” demonstrou que a magnitude da \int EMG dos músculos dorsais PVd, PVe foram maiores para o grupo de jovens em comparação aos dois grupos de idosos, sem e com quedas, ($p<0,001$, $p=0,01$ e $p=0,01$, respectivamente) e, para o músculo BFd, foram maiores para o grupo de jovens e idosos sem quedas ($p=0,001$). Essas diferenças foram verificadas na janela

APC1. Para a janela de tempo APC2, diferenças significativas entre jovens e idosos com quedas e jovens e idosos sem quedas foram verificadas somente para o músculo PVe ($p=0,03$ e $p=0,02$, respectivamente). Figura 12, painel da direita.

7.7 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS DORSAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO PREVISTA

7.7.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos dorsais: diferença entre grupos

Para a condição prevista, as \int EMGs dos músculos dorsais apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados, para os músculos BFd e BFe ($F= 6,59$; $gl=2$; $p= 0,03$ e $F= 9,89$; $gl= 2$; $p< 0,00$, respectivamente). A análise “post hoc” demonstrou que a diferença entre os grupos deu-se entre idosos com quedas e idosos sem quedas ($p=0,01$) e entre idosos com quedas e jovens ($p<0,01$), durante a janela de tempo APC1. A magnitude da \int EMG do músculo dorsal BFe foi maior para os idosos com quedas em comparação aos jovens ($p<0,03$). Para o músculo PVd e PVe não houve diferenças significativas entre os grupos. Figura 12, painel da esquerda.

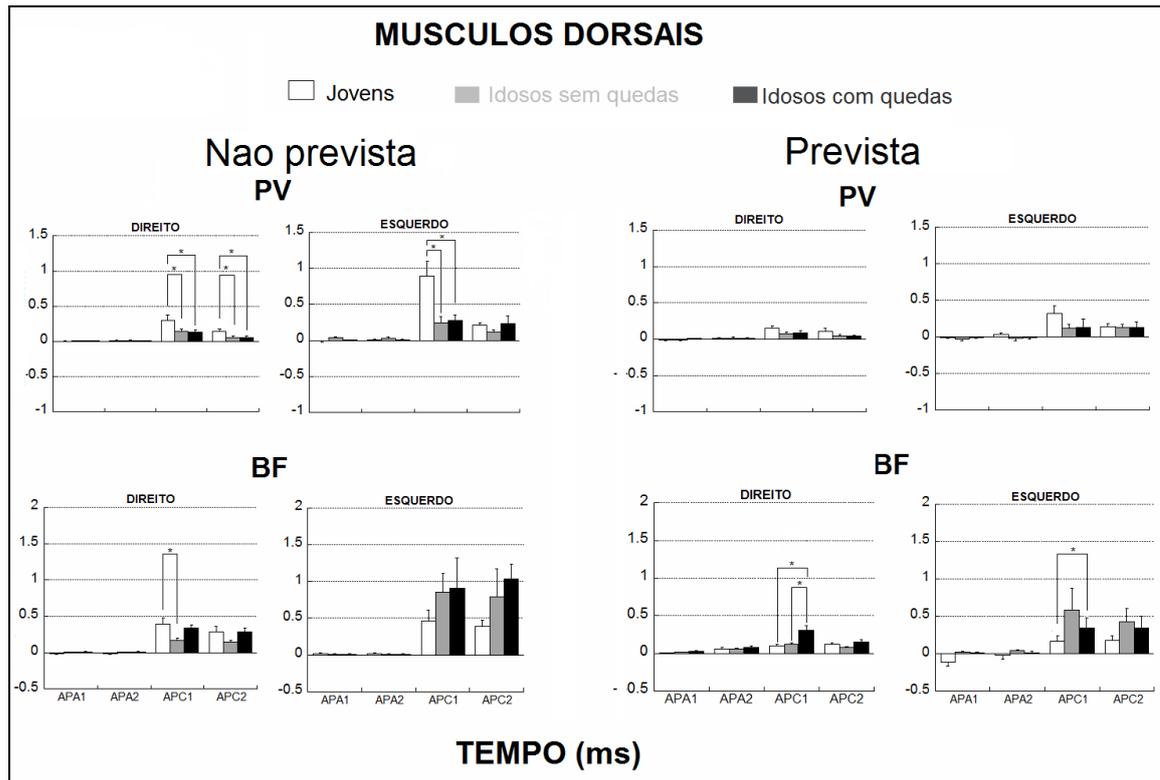


Figura 12- Representação da atividade integral dos músculos dorsais PV e BF direito e esquerdo durante a condição não prevista e prevista. O tempo em ms representado pelas quatro janelas de tempo – APA1, APA2, APC1 e APC2 com 150ms cada. Os dados estão representados por unidades arbitrárias.

7.8 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS VENTRAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA

7.8.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos ventrais: diferença entre grupos

As \int EMGs dos músculos ventrais RAd e RFe, durante a condição não prevista, apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($F= 3,53$; $gl= 2$; $p= 0,03$ e $F= 4,70$; $gl= 2$; $p= 0,01$ respectivamente). Para o músculo RAe e RFd não houve diferenças significativas entre os grupos para essa condição. A análise “post hoc” demonstrou que a magnitude da \int EMG do músculo RAd foi maior entre os jovens e idosos sem quedas ($p<0,001$); jovens e idosos com quedas ($p<0,03$). Em relação ao músculo RFe, as diferenças ocorreram somente entre jovens e idosos sem queda ($p<0,01$). Figura 13, painel da direita.

7.9 INTEGRAL DAS ATIVIDADES ELETROMIOGRÁFICAS DOS MÚSCULOS VENTRAIS ENTRE GRUPOS PARA A CONDIÇÃO PREVISTA

7.9.1 Integral das atividades eletromiográficas dos músculos ventrais: diferença entre grupos

Para a condição prevista, as \int EMGs dos músculos ventrais RAd, RAe, RFd e RFe não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados para nenhuma janela de tempo. Figura 13, painel da esquerda.

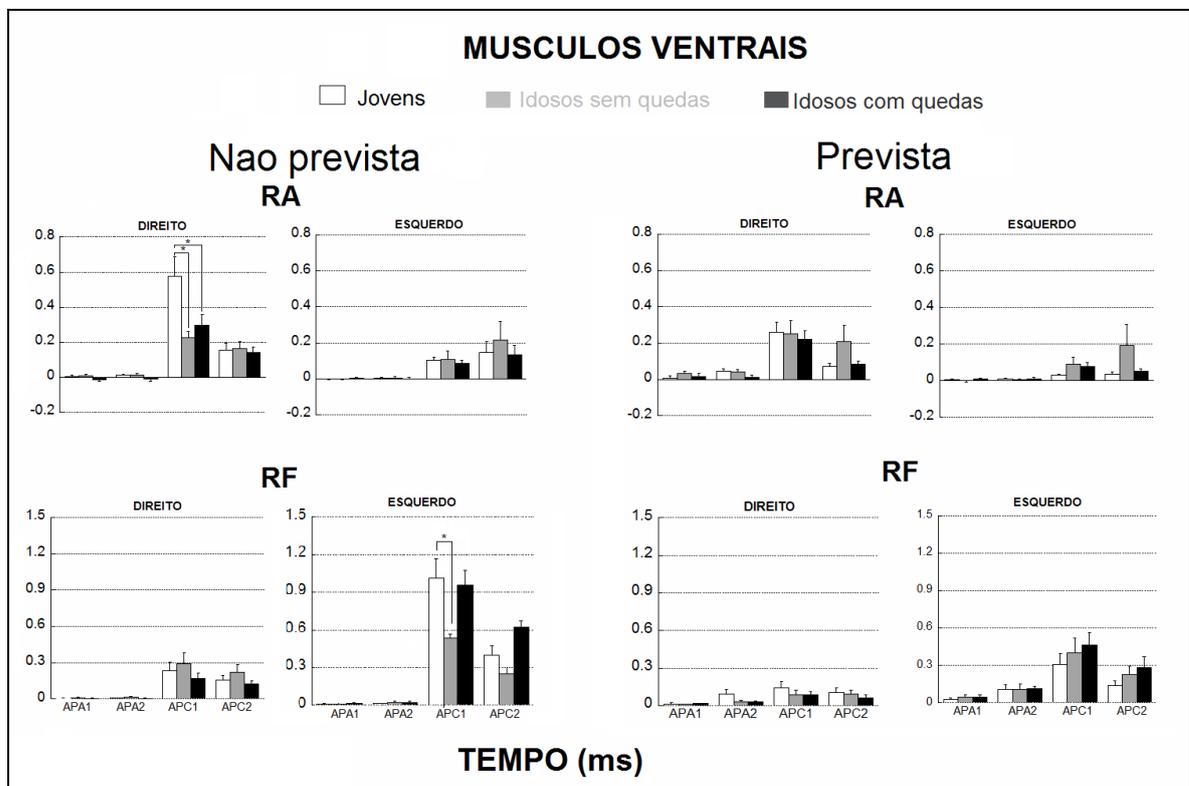


Figura 13- Representação da atividade integral dos músculos ventrais RA e RF direito e esquerdo durante as condições não prevista e prevista. O tempo em ms representado pelas quatro janelas de tempo – APA1, APA2, APC1 e APC2 de 150ms cada. Os dados estão representados por unidades arbitrárias.

7.10 DIFERENÇAS DA SOMATÓRIA DOS MÚSCULOS LATERAIS, VENTRAIS E DORSAIS ENTRE A CONDIÇÃO NÃO PREVISTA E PREVISTA

A somatória das integrais EMGs ($\sum \int \text{EMG}$) para os músculos laterais: direito ($\sum \int \text{EmLAT}_d$) e esquerdo ($\sum \int \text{EmLAT}_e$), ventrais ($\sum \int \text{EmVENT}$) e dorsais ($\sum \int \text{EmDORS}$) foram estatisticamente significantes para diferentes condições não previstas e previstas para a maioria das janelas de tempo comparadas (APA1, APA2, APC1 e APC2). (Tabela 3). Em relação ao $\sum \text{APAs}$ na condição não prevista, verificaram-se mínimas atividades para os músculos $\sum \int \text{EmLAT}_d$, $\sum \int \text{EmLAT}_e$ e $\sum \int \text{EmVENT}$, em relação à condição prevista. Para o $\sum \int \text{EmDORS}$ não houve diferenças significativas entre as duas condições. Ao contrário, em relação ao $\sum \text{APCs}$ na condição não prevista, houve uma expressiva atividade muscular para todos os músculos ($\sum \int \text{EmLAT}_d$, $\sum \int \text{EmLAT}_e$, $\sum \int \text{EmVENT}$ e $\sum \int \text{EmDORS}$), em relação à condição prevista. Figura 14, painel superior e inferior.

Tabela 3- Representação das diferenças, com os respectivos valores de F e p, na somatória das integrais EMG dos músculos laterais, ventrais e dorsais entre a condição não prevista e prevista.

\sum EMG músculos Laterais						
Condições	\sum APAs	F	p	\sum APCs	F	P
NPreLATd X PreLATd	Jovem	18,87	0,01*	Jovem	38,09	0,00*
	Idoso SQ	6,02	0,02*	Idoso SQ	18,93	0,00*
	Idoso CQ	10,84	0,01*	Idoso CQ	23,18	0,00*
NPrevLATE X Prev LATE	Jovem	9,70	0,00*	Jovem	23,24	0,01*
	Idoso SQ	15,24	0,00*	Idoso SQ	13,26	0,00*
	Idoso CQ	3,22	0,00*	Idoso CQ	8,29	0,02*
\sum EMG músculos Dorsais						
	\sum APAs	F	p	\sum APCs	F	P
NPrevDORS x PreDORS	Jovem	0,48	0,23	Jovem	19,06	0,00*
	Idoso SQ	0,94	0,48	Idoso SQ	19,20	0,01*
	Idoso CQ	0,12	0,90	Idoso CQ	10,49	0,01*
\sum EMG músculos Ventrais						
	\sum APAs	F	p	\sum APCs	F	P
NPrevVENT x PrevVENT	Jovem	8,94	0,01*	Jovem	43,91	0,00*
	Idoso SQ	7,03	0,01*	IdosoSQ	45,44	0,00*
	Idoso CQ	13,35	0,01*	IdosoCQ	28,90	0,00*

Legendas: \sum EMG- integrais do somatório da eletromiografia; NPrev- não prevista; Prev- prevista; Idosos SQ- idoso sem queda; Idosos CQ – idoso com quedas; LATd- lateral direito; LATE-lateral esquerdo; VENTR- ventrais; DORS- dorsais *significância $p < 0,05$.

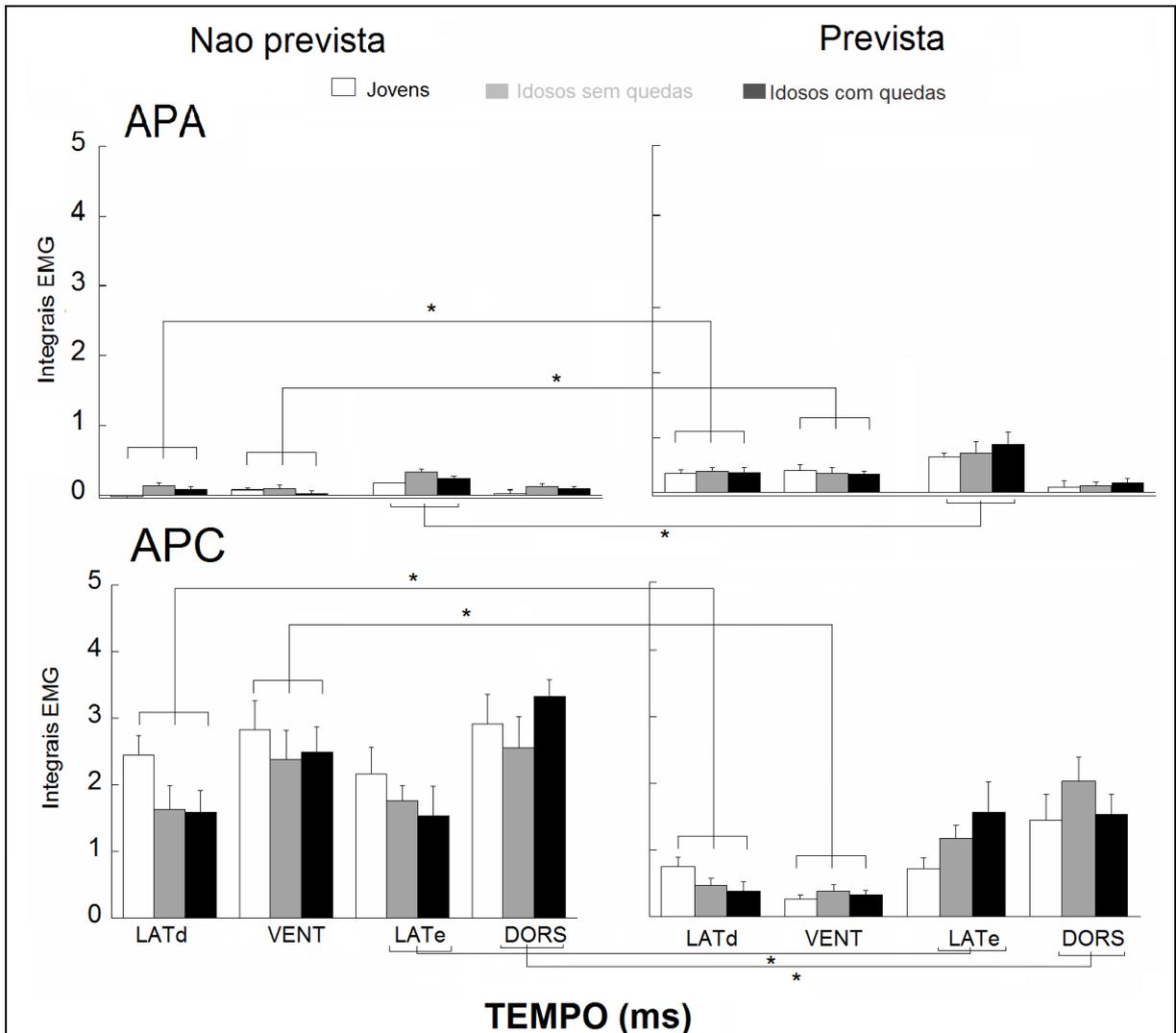


Figura 14- Somatório das integrais dos musculares envolvendo o \sum EMG dos músculos laterais (LATd, LATE), ventrais (VENTRd e VENTRe) e dorsais (DORSd e DORSe) durante as condições não prevista e prevista para os grupos de jovens, ISQ- idosos sem queda e ISQ idoso com quedas ($p < 0,05$).

7.11 DIFERENÇAS ENTRE A RAZÃO DOS MÚSCULOS LATERAIS DIREITO/ESQUERDO E VENTRAIS / DORSAIS PARA AS CONDIÇÕES NÃO PREVISTA E PREVISTA

De maneira geral, não houve diferenças estatisticamente significativas entre as condições não prevista e prevista na janela de tempo APAs (Figura 15). Contudo, a razão entre os músculos laterais (LATd/LATE), ou seja, a atividade dos músculos GMd e OEd em relação à atividade dos músculos GMe e OEe foram significamente diferente entre os grupos estudados na janela de tempo APC ($F=6,25$ $gl=2$, $p=0,02$). A análise “post hoc” demonstrou uma menor

razão entre os pares de grupos musculares para os idosos sem quedas ($p= 0,01$) e idosos com quedas ($p= 0,03$) em relação ao grupo de indivíduos jovens (Figura 16).

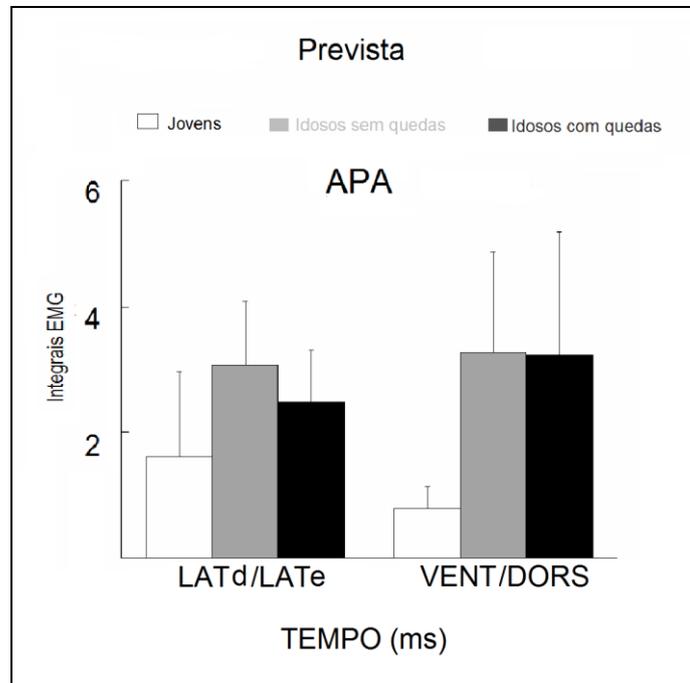


Figura 15-Sinergias musculares envolvendo a divisão do somatório das integrais \sum EMG dos músculos laterais (LATd/LATe), ventrais e dorsais (VENT/DORS) durante as condições não prevista e prevista ($p < 0.05$).

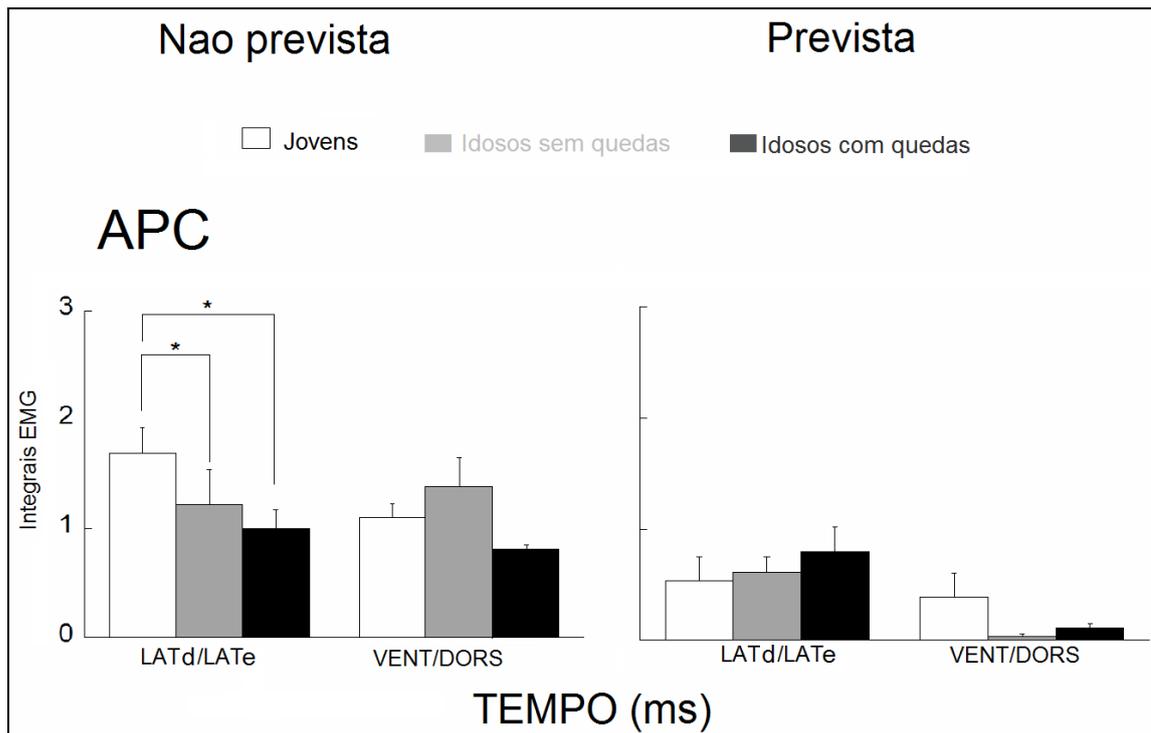


Figura 16. Sinergias musculares envolvendo a divisão do somatório das integrais $\sum \int \text{EMG}$ dos músculos laterais (LATd/LATe), ventrais e dorsais (VENT/DORS) durante as condições não prevista e prevista ($p < 0.05$).

7.12 DESLOCAMENTOS DO MCOPY NAS CONDIÇÕES NÃO PREVISTAS E PREVISTAS

Para a condição não prevista, o deslocamento do mCOPy no plano sagital foi estatisticamente significativo entre os grupos estudados ($F= 6,18$; $gl=2$; $p= 0,04$). A análise “post hoc” demonstrou que essa diferença foi determinada pelo grupo de jovens em relação ao grupo de idosos sem quedas ($p=0,03$) nas janelas de tempo APC1. (Figura 17, painel superior). Para a condição prevista, o deslocamento de mCOPy apresentou diferenças entre os grupos estudados ($F= 3,76$; $gl=2$; $p= 0,02$). A análise “post hoc” demonstrou que essa diferença foi determinada pelo grupo jovens em relação ao grupo de idosos sem quedas ($p < 0.022$) e idosos com quedas ($p < 0.03$) nas janelas de tempo APC1.

7.13 DESLOCAMENTOS DO MCOPX NAS CONDIÇÕES NÃO PREVISTAS E PREVISTAS

Para a condição não prevista, o deslocamento do mCOPx no plano frontal foi estatisticamente significativo entre os grupos estudados ($F= 12.6$; $gl=2$; $p < 0.01$). A análise “post hoc”

demonstrou que essa diferença foi determinada pelo grupo de jovens em relação ao grupo de idosos sem quedas ($p < 0.01$) e idosos com quedas ($p < 0.01$) nas janelas de tempo APC1. (Figura 6, painel inferior). Para a condição prevista, o deslocamento de mCOPx não apresentou diferenças entre os grupos estudados.

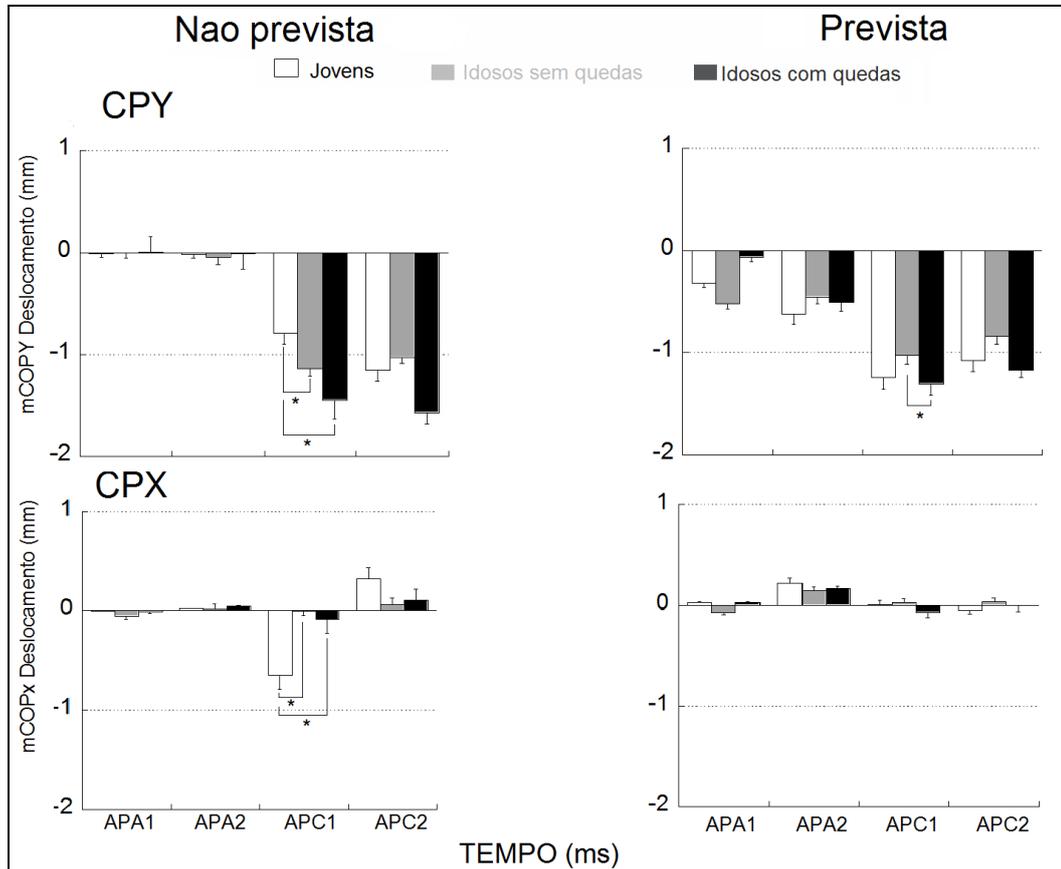


Figura 17- Diferenças entre as condições não prevista e prevista para o deslocamento do COPy e COPx em mm- milímetros. Obs. * significa diferenças entre os grupos ($p < 0,05$).

8 DISCUSSAO

Neste estudo, analisaram-se as estratégias de ajustes posturais em indivíduos jovens e idosos sem quedas e com quedas, frente às perturbações externas da postura. Para tanto, foi analisada a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos posturais localizados na região do tronco e o deslocamento do centro de pressão corporal (COP) durante condições não prevista e prevista. A escolha desse grupo de indivíduos se deu pelo fato que, devido ao envelhecimento, idosos apresentam maior instabilidade postural (MAKI *et al.*, 1994; LORD *et al.*, 1999) e maior dificuldade em lidar com perturbações da postura, (LIN e WOOLLACOTT, 2002). A escolha da característica da perturbação usada no presente estudo, perturbação no sentido médio-lateral, foi devido ao fato de que a instabilidade lateral é considerada um forte preditor de quedas nessa população. (LORD *et al.*, 1999; MAKI *et al.*, 2000; HILLIARD *et al.*, 2008; MERCER *et al.*, 2009). Dessa forma, o principal objetivo desse estudo foi entender melhor os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos frente a perturbações no cotidiano desses indivíduos. Esse entendimento torna-se crucial já que o uso dos APAs e APCs é importante para estabilizar a postura mediante as perturbações, o que pode contribuir para a redução de possíveis quedas em indivíduos idosos. Conforme a nossa hipótese, idosos com e sem histórico, de quedas apresentaram menor magnitude de atividade muscular (\int EMG) do que indivíduos jovens, e um aumento no deslocamento do COP.

8.1 DIFERENÇAS DE GRUPOS

De maneira geral, ambos os grupos de idosos (com e sem histórico de quedas) apresentaram menor magnitude de atividade muscular em relação ao grupo de jovens, especialmente na condição não prevista e na janela de tempo APC. Esta diminuição foi observada para os três grupos musculares (laterais, ventrais e dorsais) do lado do impacto. Prévios estudos têm demonstrado menor amplitude de ativação muscular compensatória em idosos saudáveis em relação aos jovens quando esses receberam distúrbios posturais, de forma não prevista, gerados por uma plataforma móvel. (LIN e WOOLLACOTT, 2002; LIN e WOOLLACOTT, 2005). Uma possível explicação para a atividade muscular reduzida observada em idosos pode estar associada à ativação ineficiente dos grupos musculares responsá-

veis por manter a postura imediatamente após uma determinada perturbação. (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002; UEMURA *et al.*, 2011). Essa ineficiência em ativar os músculos posturais pode estar associada aos déficits motores ou sensitivos ou ambos. Por exemplo, idosos apresentam menores amplitudes na frequência de disparo das unidades motoras (KNIGHT E KAMEN, 2007) e degeneração no processamento das informações sensoriais. Em especial, diminuição nas aferências dos mecanorreceptores plantares (MAKI *et al.*, 1999; CALLISAYA *et al.*, 2010), receptores dos tendões e dos fusos musculares (CARPENTER *et al.*, 2001; CARVALHO *et al.*, 2010) e também no processamento da informação visual. (HATZITAKI *et al.*, 2009; EIKEMA *et al.*, 2011). Esses fatores podem resultar na inabilidade de ativar os músculos em uma magnitude adequada o que repercute na habilidade de manter a postura frente às perturbações mesmo em idosos sem histórico prévio de doenças pré estabelecidas. (SEIDLER-DOBRIN *et al.*, 1998).

Outra possível explicação pode estar relacionada com as propriedades neuro-mecânicas dos músculos e tendões que podem estar alteradas, devido ao processo de envelhecimento. (MASSION, 1994). Isso inclui a perda progressiva de motoneurônios alfa, localizados na medula espinhal (ORR, 2010; SEIDLER *et al.*, 2010), o que resulta na diminuição da capacidade de ativação das unidades motoras e redução da massa muscular, com declínio predominante das fibras do tipo II (CRUZ-JENTOFT *et al.*, 2010). Isso poderia provocar a inabilidade dos idosos a responderem adequadamente as perturbações posturais observadas nessa pesquisa.

O presente estudo observou que, na condição não prevista, a atividade do músculo glúteo médio foi significativamente menor para os indivíduos idosos, especialmente no lado da perturbação. É sabido que a estabilidade lateral durante a postura ereta depende da sustentação dos músculos adutores e abdutores, em especial do músculo glúteo médio. (ORR, 2010). Além disso, esse músculo promove a estabilidade do quadril no plano sagital durante a postura bípede e na fase de apoio da marcha. (KISNER e COLBY, 1996; MAGEE, 2002) Portanto, déficits em gerar instantâneas e apropriadas contrações no músculo glúteo médio durante APCs, como mostrado, em indivíduos idosos, podem comprometer a estabilidade tanto no plano frontal como no plano sagital desses indivíduos, deixando-os suscetíveis a quedas frente a distúrbios da postura. Com base nos resultados desse estudo, investigações e programas de treinamento/tratamento que visam treinar ou restabelecer o equilíbrio em idosos, melhorando a ativação do músculo glúteo, devem ser desenvolvidos.

Para condição prevista, os três grupos de indivíduos responderam de forma similar, ou seja, todos os indivíduos geraram APAs e APCs nos músculos laterais, ventrais e dorsais an-

tes da perturbação. Em especial, a ativação muscular antecipatória foi mais pronunciada nos músculos laterais, especialmente no músculo glúteo médio do lado contra lateral à perturbação, seguido pelo do músculo glúteo médio e oblíquo externo, no lado da perturbação. Atividades antecipatórias nos músculos laterais têm sido recentemente documentadas em estudos que investigam APAs durante perturbações externas. (SANTOS e ARUIN, 2008; 2009; MOHAPATRA *et al.*, 2012). Por exemplo, Santos e colegas (2008) demonstraram, em indivíduos jovens e saudáveis, que a ativação antecipatória do GM foi maior na direção lateral e oblíqua do que na direção ântero-posterior durante perturbações externas provocadas por um pêndulo em movimento, em diferentes planos corporais. No presente estudo, ambos os grupos de idosos não demonstraram dificuldade em recrutar tal importante músculo antes do impacto da bola. Achados similares foram demonstrados no estudo de Carvalho e colaboradores (2010), que usaram perturbações internas (movimentos de elevações bruscas de ambos os braços no sentido ântero-posterior) como distúrbio postural em grupos de idosos praticantes ou não de atividade física regular de longa data. O estudo observou que idosos ativos apresentaram adequadas APAs quando comparados aos idosos pouco ativos. No presente estudo, todos os idosos recrutados eram fisicamente ativos. Portanto, a prática de atividade física pode ser capaz de atrasar o declínio no uso das estratégias posturais que podem estar associadas ao processo natural de envelhecimento.

Outra possível explicação para que os idosos no presente estudo, não apresentassem déficits em gerar APAs, é que eles apresentam a memória sensório motora preservada, uma vez que todos eles eram saudáveis e não apresentavam nenhum problema neurológico aparente. A integridade da memória sensório motora em indivíduos idosos foi demonstrada em prévios estudos que investigaram o controle das forças de preensão manual nessa população (COLE *et al.*, 1998; 1999). Dessa forma, ambos os grupos de idosos não tiveram dificuldade em usar sua prévia experiência frente ao distúrbio lateral (tentativas de familiarização) e o mecanismo de “feedforward” para o ajuste postural frente à perturbação. Em contraste, há estudos que apontam déficits na capacidade de idosos gerarem APAs. Por exemplo, Ingli e Woollacott (1988), Woollacott e Manchester (1993) demonstraram que idosos tiveram suas APAs diminuídas durante tarefas de elevação do braço (distúrbio interno).

A diferença nos resultados dos estudos mencionados e do presente estudo pode ser devida à característica da tarefa, uma vez que nesta pesquisa, a perturbação ocorreu de forma externa, com um pêndulo em movimento. Aqui, os idosos demonstraram boa habilidade em lidar com APAs para contrarregar ao distúrbio que estava na eminência de ocorrer.

8.2 SINERGISMOS MUSCULARES

Na presente averiguação, tanto o grupo de jovens como os dois grupos de idosos usaram uma coativação dos músculos laterais, dorsais e ventrais para contrabalançar a perturbação do pêndulo em movimento na direção médio-lateral. Tais co-ativações ocorreram nas duas condições experimentais, não previstas e previstas. Esses padrões de coativação foram demonstrados em prévios estudos realizados em jovens e idosos durante a realização de diversas tarefas (dinâmicas e estáticas) que solicitaram o controle dos músculos posturais. (NAGAI *et al.*, 2011). Padrões de coativação em idosos também foram demonstrados em músculos do membro superior durante tarefas de alcance funcional. (SEIDLER-DOBRIN *et al.*, 1998). Para melhor investigação de como o SNC escalou as sinergias musculares para responder à perturbação, o presente estudo calculou a razão da somatória dos músculos laterais (LATd/LATe) e entre os ventrais e dorsais. (VENT/DORS) (figura 16). Durante a condição não prevista, as APCs dos músculos laterais do lado direito (do lado do impacto) apresentaram maior atividade em relação ao lado esquerdo, para os indivíduos jovens, em comparação aos dois grupos de indivíduos idosos. O grupo controle (jovens) nesse estudo gerou uma ativação dos músculos laterais do lado da perturbação em uma proporção de quase duas vezes maior do que do lado oposto à perturbação (figura 16). O mesmo não aconteceu com os dois grupos de idosos. Isso se deve principalmente à diminuição da atividade dos músculos laterais do lado da perturbação. (figura 16 LATd).

Quanto à razão entre os músculos ventrais e dorsais, idosos mostraram estratégias de ativação similares às dos indivíduos jovens. Portanto, embora os três grupos usassem a coativação muscular, idosos parecem dispor de uma combinação diferente dos indivíduos jovens em ativar pares musculares (sinergia) para contrapor uma perturbação postural. Futuros estudos são necessários para investigar as sinergias musculares em grupos de idosos. Talvez o uso da hipótese do “*uncontrolled manifold*” (SCHOLZ e SCHONER, 1999; KLOUS *et al.*, 2011; KRISHNAN *et al.*, 2011) possa ser uma boa opção para averiguar essas sinergias com maiores detalhes no futuro.

8.2 EFEITOS DA APAS SOBRE AS APCS

Um dos objetivos do presente estudo, investigar as inter-relações entre as janelas de tempo APAs e APCs, em relação das JEMG músculos posturais laterais D (Gmd e OEd) e E

(GMe e OEe), dorsais (BFd, BFe, PVD e PVe) e ventrais (RFd, RFe, RAd e RAe). Para tanto, as duas janelas de tempo ($APA1$ e $APA2 = \sum APA$) e ($APC1+APC2 = \sum APC$) foram somadas separadamente para as duas condições: não prevista e prevista. Como esperado, a ativação de todos os grupos musculares antes da perturbação ($\sum APA$) para a condição não prevista foram mínimas. Já para a condição prevista, todos os músculos estudados, exceto os dorsais, desenvolveram uma ativação antecipatória (figura 14, painel superior). Diferentemente, a atividade muscular na janela de tempo das APCs ($\sum APC$) foi elevada na condição não prevista quando comparada à condição prevista (figura 14, painel inferior). Resultados similares foram demonstrados em prévios estudos durante perturbações ântero-posterior, em que a atividade elétrica dos músculos posturais aumenta consideravelmente nas janelas de tempo APC na ausência de resposta antecipatória (APAs). (Santos, *et al.*, 2010a; b). Portanto, esses resultados reforçam a importância das APAs para minimizar um distúrbio que está na eminência de ocorrer, minimizando o uso exarcebado dos ajustes posturais compensatórios. Isso pode ser particularmente importante para indivíduos idosos, uma vez que eles podem ter dificuldade em gerar APCs.

De maneira geral, não houve diferença entre os idosos sem e com histórico de quedas em relação à amplitude de atividade muscular. Ambos os grupos geraram APAs, APCs e sinergismo muscular de forma similar. Esses resultados estão em paralelo com os prévios estudos que não apresentaram diferenças significativas em termos de amplitude de ativação muscular entre idosos com quedas e sem quedas durante perturbações sobre uma plataforma oscilatória. (LIN e WOOLLACOTT, 2002).

8.3 DIFERENÇAS NO DESLOCAMENTO DO COP

Analisou-se também o deslocamento do centro de pressão (COP), na direção médio-lateral (mCOP_y) e ântero-posterior (mCOP_x) nas janelas de tempo, típicas das APAs e APCs em ambas as direções após o impacto. Para a condição não prevista, foi observado que o COP_y foi maior para o grupo de idosos do que para o grupo de jovens durante o ajuste compensatório (APC1). Isso significa que os indivíduos idosos tiveram maior instabilidade postural do que os jovens depois do impacto no sentido da perturbação. Em especial, o grupo de idosos com quedas desenvolveram maiores deslocamentos após o impacto do pêndulo. Similares achados foram encontrados no estudo de Melzer et al. (2010), onde idosos com e sem quedas sobre uma base de sustentação estreita (pés juntos) sem o auxílio da visão (olhos fechados) desenvolveram um deslocamento do COP maior do que os jovens no sentido médio

lateral. Interessante foi que o deslocamento do COPx (sentido ântero-posterior) para os indivíduos jovens foram maiores do que os dois grupos de idosos na direção anterior, após o impacto (APC1). Isso indica que os idosos podem ter usado a estratégia da “rigidez postural” (FREITAS *et al.*, 2006) e, mesmo assim, não foram tão eficientes quanto os jovens de contrarreatir à perturbação lateral. Futuros estudos são necessários para investigar essa estratégia, mediante aos distúrbios externos e previstos. Para a condição prevista, os grupos de idosos desenvolveram a mesma estabilidade em comparação aos jovens, uma vez que os deslocamentos do COP foram similares para os três grupos, durante as quatro janelas de tempo estudadas.

9 CONCLUSÃO

Os resultados desse estudo indicam que as APAs e APCs são geradas em condições que exigem previsibilidade bem como da magnitude perturbação aplicada. Sendo que as mudanças relacionadas ao controle da postura, seguido de perturbações externas, são influenciadas pelo processo de envelhecimento, especialmente para as respostas compensatórias e em situações não previstas. Não foram verificadas diferenças de ativação muscular em relação às janelas de tempo APAs para os grupos estudados. Para as janelas de tempo APCs, principalmente para os músculos laterais estudados (músculo glúteo médio), a amplitude de ativação após o impacto do pêndulo foi menor para os grupos de idosos, em especial, para os que apresentaram histórico de quedas, o que podemos pressupor, maiores suscetibilidades para ocorrência de quedas. Ainda, indivíduos idosos podem perder a capacidade de gerar contrações musculares coordenadas (aqui em termos de magnitude de ativação), gerando sinergismos musculares inapropriados para manter a estabilidade postural após o distúrbio da postura. Logo, a especificidade no protocolo de tratamento ou treinamento de equilíbrio em idosos, levando-se em conta o padrão de ativação muscular, direção da perturbação e a previsibilidade, deve ser considerada ponto de partida para as futuras intervenções.

Sugere-se para futuros, que se determinem as inter-relações entre as janelas de tempo APAs e APCs, especificamente, em grupos de idosos quanto ao nível de atividade física praticado, como também, o início do tempo de ativação muscular nos grupos estudados.

10 REFERÊNCIAS

ABERG, A. C.; FRYKBERG, G. E.; HALVORSEN, K. Médio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. **Gait & posture**, v. 31, n. 4, p. 438-43, 2010.

ALBALA, C.; LEBRÃO, M. L.; LEÓN, D. E. M.; et al. Encuesta Salud, Bienestar y Envejecimiento (SABE): metodología de la encuesta y perfil de la población estudiada. **Revista Panamericana de Salud Pública**, v. 17, n. 5-6, p. 307-322, 2005.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience letters**, v. 350, n. 3, p. 137-40, 2003.

AMTI. AMTI Biomechanics plataforma. Instruction Manual. Watertown: AMTI, 2009.

ARFKEN, C. L.; LACH, H. W.; BIRGE, S. J.; MILLER, J. P. The prevalence and correlates of fear of falling in elderly persons living in the community. **American journal of public health**, v. 84, n. 4, p. 565-70, 1994.

ARUIN, A. S.; FORREST, W. R.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 109, n. 4, p. 350-9, 1998.

ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Experimental brain research**. v. 103, n. 2, p. 323-32, 1995.

ARUIN, A. S.; NICHOLAS, J. J.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 1, p. 52-59, 1997.

ARUIN, A. S.; SHIRATORI, T.; LATASH, M. L. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. **Experimental brain research**. v. 138, n. 4, p. 458-66, 2001.

BEKIBELE, C. O.; GUREJE, O. Fall incidence in a population of elderly persons in Nigeria. **Gerontology**, v. 56, n. 3, p. 278-83, 2010.

BELLEW, J. W.; FENTER, P. C.; CHELETTE, B.; MOORE, R.; LORENO, D. Effects of a short-term dynamic balance training program in healthy older women. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 28, n. 1, p. 4-8, 2005.

BELENKIV, V. E. GURFINKEL, V. S.; PAL'TSEV, E. I. Control elements of voluntary movements. **Biofizika**, v. 12, n. 1, p. 135-41.

BERGEN, G.; CHEN, L. H.; WARNER, M.; A, F. L. **Injury in the United States: 2007 Chartbook Injury**. p. 2-179. Hyattsville, 2008.

BENEDETTI T, R, B. MAZO G, Z.; BARROS M, V. Aplicação do Questionário Internacional de Atividades Físicas para avaliação do nível de atividades físicas de mulheres idosas: validade concorrente e reprodutibilidade teste-reteste. **Revista Brasileira de Ciências e Movimento**, v. 12, n. 1, p. 25-33, 2004.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. **Journal of biomechanics**, v. 20, n. 8, p. 735-42, 1987.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 20, n. 6, p. 1023-35, 2010.

BUGNARIU, N.; SVEISTRUP, H. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 42, n. 1, p. 73-89, 2006.

BRUCKI, S. M. D.; NITRINI, R.; CARAMELLI, P.; BERTOLUCCI, P. H. F.; OKAMOTO, I. H. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 61, n. 3, 2003.

BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of neurophysiology**, v. 81, n. 5, p. 2325-39, 1999.

CAKAR, E. DINCER, U. KIRALP, M. Z. et al. Jumping combined exercise programs reduce fall risk and improve balance and life quality of elderly people who live in a long-term care facility. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, v. 46, n. 1, p. 59-67, 2010.

CALLISAYA, M. L.; BLIZZARD, L.; MCGINLEY, J. L.; SCHMIDT, M. D.; SRIKANTH, V. K. Sensorimotor factors affecting gait variability in older people--a population-based study. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 65, n. 4, p. 386-92, 2010.

CAMARGOS, O. F. F.; DIAS, R. C.; FREIRE, F. T. M. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale – International em idosos brasileiros (FES-I-BRASIL). **Rev Bras Fisioter, São Carlos**, v. 14, n. 3, p. 237-243, 2010.

CARON, O.; FAURE, B.; BRENIÈRE, Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 11-12, p. 1169-71, 1997.

CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, G. L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **Revista Neurociências**, v. 2, n. 17, p. 156–60, 2008.

CARVALHO, R.; VASCONCELOS, O.; GONÇALVES, P.; CONCEIÇÃO, F.; VILAS-BOAS, J. P. The effects of physical activity in the anticipatory postural adjustments in elderly people. **Motor control**, v. 14, n. 3, p. 371-9, 2010.

CARPENTER, M. G. et al. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Exp Brain Res**, v. 138, n. 2, p. 210-8, May 2001.

COLE, K. J.; ROTELLA, D. L.; HARPER, J. G. Tactile impairments cannot explain the effect of age on a grasp and lift task. **Exp Brain Res**, v. 121, n. 3, p. 263-9, Aug 1998.

COHEN, J. E. Human population: the next half century. **Science** (New York, N.Y.), v. 302, n. 5648, p. 1172-5, 2003.

COLE, K. J.; ROTELLA, D. L.; HARPER, J. G. Mechanisms for age-related changes of fingertip forces during precision gripping and lifting in adults. **J Neurosci**, v. 19, n. 8, p. 3238-47, Apr 15 1999.

CHU, L. W.; CHI, I.; CHIU, A Y. Y. Incidence and predictors of falls in the chinese elderly. **Annals of the Academy of Medicine, Singapore**, v. 34, n. 1, p. 60-72, 2005.

CLIFFORD, A. M.; HOLDER-POWELL, H. Postural control in healthy individuals. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 6, p. 546-51, 2010.

CRUZ-JENTOFT, A. J.; BAEYENS, J. P.; BAUER, J. M.; et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. **Age and ageing**, v. 5 n. 2, p. 412-423, 2010.

DIETZ, V. Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 103, n. 3, p. 333-55, 1997.

EIKEMA, D. J. et al. Age-dependent modulation of sensory reweighting for controlling posture in a dynamic virtual environment. **Age** (Dordr), Sep 6 2011.

FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; COSTA, M. L. Causas e consequências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Revista de Saúde Pública**, v. 38, n. 1, p. 93-99, 2004.

FERREIRA, M. T.; MATSUDO, S. M. M.; RIBEIRO, M. C. S. A.; RAMOS, L. R. Health-related factors correlate with behavior trends in physical activity level in old age: longitudinal results from a population in São Paulo, Brazil. **BMC public health**, v. 10, n. 1, p. 690, 2010.

FREITAS, S.; DUARTE, M.; LATASH, M. L. Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 95, n. 2, p. 636-645, Feb 2006.

FINLAYSON, M. L.; PETERSON, E. W. Falls, aging, and disability. **Physical medicine and rehabilitation clinics of North America**, v. 21, n. 2, p. 357-73. Elsevier Ltd, 2010.

FILHO, L.; YBARRA, F. Principais Tipos de desenho de pesquisa. In: L. Filho (Ed.); **A ciência e a arte de ler artigo médicos**. 2nd ed., p.9-25, 2011. São Paulo: Atheneu.

FRANCIS, R. M. Falls and fractures. **Age and ageing**, v. 30 Suppl 4, p. 25-8, 2001.

GAI, J.; GOMES, L.; NÓBREGA, O. T.; RODRIGUES, M. P. Fatores associados a quedas em mulheres idosas residentes na comunidade. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 56, n. 3, p. 327-332, 2010.

GANTCHEV, G. N.; DRAGANOVA, N. Muscular synergies during different conditions of postural activity. **Acta physiologica et pharmacologica Bulgarica**, v. 12, n. 4, p. 58-65, 1986.

GAWRYSZEWSKI, V. P. A importância das quedas no mesmo nível entre idosos no estado de são paulo. **Revista Paulista de Pediatria**, v. 56, n. 2, p. 162-167, 2010.

GANTCHEV, G. N.; DIMITROVA, D. M. Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. **International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology**, v. 22, n. 1-2, p. 117-22, 1996.

GEORGE, S, J, R.; FITZPATRICK, C, R.; ROGERS, W, M.; LORD, R. Chose stepping responses and transfer times: Effect of age, fall risk, and secondary tasks. **The journals of gerontology. Series B, Medical Sciences**, v. 62, n. 5, p. 537-1, 2007.

GILLES, M. WING, A. M.; KIRKER, S. G. Lateral balance organisation in human stance in response to a random or predictable perturbation. **Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale**, v. 124, n. 2, p. 137-44, 1999.

GOODWIN, V.; MARTIN, F. C.; HUSK, J.; et al. The national clinical audit of falls and bone health-secondary prevention of falls and fractures: a physiotherapy perspective. **Physiotherapy**, v. 96, n. 1, p. 38-43, 2010.

GU, M. J.; SCHULTZ, A. B.; SHEPARD, N. T.; ALEXANDER, N. B. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 3, p. 319-29, 1996.

HALL, J. S. **Biomechanica Básica**. 5a ed., São Paulo: Manole, 2009.p.234-249.

HAYES, K. C. Biomechanics of postural control. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 10, p. 363-91, 1982.

HATZITAKI, V.; VOUDOURIS, D.; NIKODELIS, T.; AMIRIDIS, I. G. Visual feedback training improves postural adjustments associated with moving obstacle avoidance in elderly women. **Gait & posture**, v. 29, n. 2, p. 296-9, 2009.

HERMAN, T.; MIRELMAN, A.; GILADI, N.; SCHWEIGER, A.; HAUSDORFF, J. M. Executive Control Deficits as a Prodrome to Falls in Healthy Older Adults: A Prospective Study Linking Thinking, Walking, and Falling. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, , n. 10, p. 1086-1092, 2010.

HILLIARD, M. J.; MARTINEZ, K. M.; JANSSEN, I.; et al. Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 89, n. 9, p. 1708-13, 2008.

- HORAK, F B; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. **Physical therapy**, v. 77, n. 5, p. 517-33, 1997.
- HORAK, FAY B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and ageing**, v. 35 Suppl 2, p. 7-11, 2006.
- HUGHEY, L. K.; FUNG, J. Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. **Experimental brain research**. v. 165, n. 2, p. 152-66. 2005.
- HU, M. H.; WOOLLACOTT, M. H. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. **Journal of gerontology**, v. 49, n. 2, p. M52-61, 1994.
- IBGE. Sinopse do censo demografico. p.220. Brasília, 2010.
- INGLIN, B.; WOOLLACOTT, M. Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. **Journal of gerontology**, v. 43, n. 4, p. M105-13, 1988.
- IRVINE, L.; CONROY, S. P.; SACH, T.; et al. Cost-effectiveness of a day hospital falls prevention programme for screened community-dwelling older people at high risk of falls. **Age and ageing**, v. 39, n. 6, p. 710-6, 2010.
- JACOBS, J. V.; HORAK, F B. Cortical control of postural responses. **Journal of neural transmission (Vienna, Austria : 1996)**, v. 114, n. 10, p. 1339-48, 2007.
- JÚNIOR, P. F.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Rev Port Cien Desp**, v. 6, n. 1, p. 94–105, 2006.
- KARNATH, H. O.; FETTER, M.; NIEMEIER, M. Disentangling gravitational, environmental, and egocentric reference frames in spatial neglect. **Journal of cognitive neuroscience**, v. 10, n. 6, p. 680-90, 1998.
- KAZENNIKOV, O. V. et al. Anticipatory postural adjustment before bimanual unloading reactions: the role of the motor cortex in motor learning. **Neurosci Behav Physiol**, v. 37, n. 7, p. 651-7, Sep 2007.
- KNIGHT, C. A.; KAMEN, G. Modulation of motor unit firing rates during a complex sinusoidal force task in young and older adults. **J Appl Physiol**, v. 102, n. 1, p. 122-9, Jan 2007.
- KRISHNAN, V.; ARUIN, A. S. Erratum to: Postural control in response to a perturbation: role of vision and additional support. **Experimental brain research**, v. 213, n. 4, p. 515, 2011.
- KRISHNAN, V.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. **Neurosci Lett**, v. 506, n. 2, p. 256-60, Jan 11 2012.
- KISNER, C.; COLBY, L. A. **Therapeutic exercise: foundations and techniques**. 3rd. Philadelphia: F.A. Davis, 1996. xix, 761 p.

KOCEJA, D.; ALLWAYS, D.; DONALD, R. E. Age Differences in Postural Sway During Volitional Head Movement. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 12, p. 1537-1541, 1999.

KLOUS, M.; MIKULIC, P.; LATASH, M. L. Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. **J Neurophysiol**, v. 105, n. 5, p. 2275-88, May 2011.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. **Neurophysiologie clinique: Clinical neurophysiology**, v. 38, n. 6, p. 411-21, 2008.

LAUGHTON, C. A. SLAVIN, M. KATDARE, K. et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait & posture**, v. 18, n. 2, p. 101-8, 2003.

LIHAVAINEN, K.; SIPILÄ, S.; RANTANEN, T.; et al. Contribution of musculoskeletal pain to postural balance in community-dwelling people aged 75 years and older. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 65, n. 9, p. 990-6, 2010.

LOURENÇO, R. A.; VERAS, R. P. Mini-Exame do Estado Mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais. **Revista de Saúde Pública**, v. 40, n. 4, p. 712-719, 2006.

LOJUDICE, D. C.; LAPREGA, M. R.; RODRIGUES, R. A. P.; JUNIOR, R. L. A. Quedas de idosos institucionalizados: ocorrência e fatores associados. **Rev. Bras. Geriatr. Geronto.**, v. 13, n. 3, p. 403-412, 2010.

LORD, S R; ROGERS, M. W. HOWLAND, A.; FITZPATRICK, R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 47, n. 9, p. 1077-81, 1999.

MACIEL, V. S. S. S.; MACIEL, V. W.; TEOTONIO, M. P.; et al. Perfil epidemiológico das quedas em idosos residentes em capitais brasileiras utilizando o Sistema de Informações sobre Mortalidade. **Revista da AMRIGS**, v. 54, n. 1, p. 25-31, 2010.

MACKINNON, C. D.; WINTER, D. A. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **Journal of biomechanics**, v. 26, n. 6, p. 633-44, 1993.

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. **J Gerontol**, v. 49, n. 2, p. 72-84, Mar 1994.

MAGEE, D. J. **Orthopedic physical assessment**. 5th. St. Louis, Mo.: Saunders Elsevier, 2002. xi, 1138 p. ISBN 9780721605715

MAKI, B. E.; EDMONDSTONE, M. A.; MCILROY, W. E. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 55, n. 5, p. M270-7, 2000.

- MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. **Age and ageing**, v. 35 Suppl 2, p. 12-18, 2006.
- MACKINNON, C. D.; WINTER, D. A. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **Journal of biomechanics**, v. 26, n. 6, p. 633-44, 1993.
- MALLAU, S.; SIMONEAU, M. Aging reduces the ability to change grip force and balance control simultaneously. **Neuroscience letters**, v. 452, n. 1, p. 23-7, 2009.
- MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in neurobiology**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.
- MASSION, J. Postural control system. **Curr Opin Neurobiol**, v. 4, n. 6, p. 877-87, Dec 1994.
- MASSION, J. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience and biobehavioral reviews**, v. 22, n. 4, p. 465-72, 1998.
- MASUD, T.; MORRIS, O. R. Epidemiology of falls. **Age and Ageing**, v. 82, n. 1, p. 43-55, 2001.
- MARSHALL, A.; BAUMAN, A. The International Physical Activity Questionnaire: Summary Report of the Reliability & Validity Studies. **Produzido pelo Comitê executivo do IPAQ**. Sumary, 2001.
- MANKOVSKII, N. B. M. A.; LYSENYUK, V. P. Regulation of the preparatory period for complex voluntary movement in old and extreme old age. **Human physiology**, v. 6, n. 1, p. 46-50, 1980.
- MAZO, G. Z.; LOPES, A. M.; BENEDETTI, B. T. **Atividade Física e do idoso: Concepções Gerontológicas**. 3rd ed., Porto Alegre: Sulina, p.17-21, 2009,
- MARZETTI, E. CALVANI, R. BERNABEI, R.; LEEUWENBURGH, C. Apoptosis in Skeletal Myocytes: A Potential Target for Interventions against Sarcopenia and Physical Frailty - A Mini-Review. **Gerontology**, 2011.
- MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and ageing**, v. 33, n. 6, p. 602-7, 2004.
- MELZER, I. KURZ, I.; ODDSSON, L. I. E. A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 10, p. 984-8, 2010.
- MENEZES, R. L. D.; BACHION, M. M. Estudo da presença de fatores de riscos intrínsecos para quedas, em idosos institucionalizados. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 13, n. 4, p. 1209-1218, 2008.

- MERCER, V. S. et al. Comparison of gluteus medius muscle electromyographic activity during forward and lateral step-up exercises in older adults. **Phys Ther**, v. 89, n. 11, p. 1205-14, Nov 2009.
- MILLE, M. L.; JOHNSON, M. E.; MARTINEZ, K. M.; ROGERS, M. W. Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 6, p. 607-16, 2005.
- MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa eo centro de pressão. **Rev Port Cien Desp**, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003.
- MOHAPATRA, S.; KRISHNAN, V.; ARUIN, A. S. The effect of decreased visual acuity on control of posture. **Clin Neurophysiol**, v. 123, n. 1, p. 173-82, Jan 2012.
- MUIR, S. W.; BERG, K.; CHESWORTH, B.; KLAR, N.; SPEECHLEY, M. Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. **Journal of clinical epidemiology**, v. 63, n. 4, p. 389-406, 2010.
- NAGAI, K.; YAMADA, M.; UEMURA, K.; et al. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. **Archives of gerontology and geriatrics**, p. 1-6, 2011.
- NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 8, n. 01, p. 135, 1985.
- NASRI, F. O envelhecimento populacional no Brasil. **Einstein**, v. 6, n. supl 1, p. 11-13, 2008.
- NELSON, M. E. REJESKI, W. J. BLAIR, STEVEN N; et al. Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Circulation**, v. 116, n. 9, p. 1094-105, 2007.
- NOUGIER, V.; TEASDALE, N.; BARD, C.; FLEURY, M. Modulation of anticipatory postural adjustments in a reactive and a self-triggered mode in humans. **Neuroscience letters**, v. 260, n. 2, p. 109-12, 1999.
- ORR, R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. **Eur J Phys Rehabil Med**, v. 46, n. 2, p. 183-220, Jun 2010..
- PALLONI, A.; PINTO-AGUIRRE, G.; PELAEZ, M. Demographic and health conditions of ageing in Latin America and the Caribbean. **International journal of epidemiology**, v. 31, n. 4, p. 762-71, 2002.
- PAVOL, M. J.; PAI, Y. C. Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss of balance. **Experimental brain research**. v. 145, n. 4, p. 528-38, 2002.
- PATE, R. R. PRATT, M. BLAIR, S N; et al. Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of

Sports Medicine. **JAMA : the journal of the American Medical Association**, v. 273, n. 5, p. 402-7, 1995.

PEETERS, G. M. E. E. G.; VERWEIJ, L. M.; SCHOOR, N. M. VAN.; et al. Which types of activities are associated with risk of recurrent falling in older persons?. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 65, n. 7, p. 743-50, 2010.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097-118, 2002.

RAO, N.; ARUIN, A. S. Auxiliary sensory cues improve automatic postural responses in individuals with diabetic neuropathy. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 25, n. 2, p. 110-7, 2011.

REBELLATO, R. J.; MORELLI, S. G. J. Quedas: fatores determinantes, consequências e intervenções profissionais. In: REBELLATO, R. J. e MORELLI, S. G. J. (Ed.). **Fisioterapia Geriátrica: A prática da assistência ao idoso**. 2. São Paulo: Manole, 2007. cap. 5, p.167-187.

RIBOM, E. L.; GRUNDBERG, E.; MALLMIN, H.; et al. Estimation of physical performance and measurements of habitual physical activity may capture men with high risk to fall data from the Mr Os Sweden cohort. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 49, n. 1, p. e72-6, 2009.

RIETDYK, S.; PATLA, A. E.; WINTER, D. A.; ISHAC, M. G.; LITTLE, C. E. Balance recovery from médio-lateral perturbations of the upper body during standing. North American Congress on Biomechanics. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 11, p. 1149-58, 1999.

ROGERS, M. W.; HEDMAN, L. D.; JOHNSON, M. E.; CAIN, T. D.; HANKE, T. A. Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 56, n. 9, p. 589-94, 2001.

ROGERS, M. W.; MILLE, M. L. Lateral stability and falls in older people. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 31, n. 4, p. 182-7, 2003.

ROTHWELL, J. **Control of Human Voluntary Movement**. 2nd ed., Rocville: Chapman Hall, 1987, p. 325.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and ageing**, v. 35 Suppl 2, p. 37-41, 2006.

SAKUMA, K.; YAMAGUCHI, A. Molecular Mechanisms in Aging and Current Strategies to Counteract Sarcopenia. **Current Aging Science**, v. 3, n. 2, p. 90-101, 2010.

SANTOS, M. J.; ARUIN, A. S. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 19, n. 3, p. 532-41, 2009.

- SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, ALEXANDER S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyography analysis. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 20, n. 3, p. 398-405. Elsevier Ltd. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.01.002, 2010a.
- SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. **Journal of electromyography and kinesiology**.v. 20, n. 3, p. 398-405, 2010b.
- SATO, Y. INOSE, M. HIGUCHI, I. HIGUCHI, F.; KONDO, I. Changes in the supporting muscles of the fractured hip in elderly women. **Bone**, v. 30, n. 1, p. 325-30, 2002.
- SEIDLER-DOBRIN, R. D.; HE, J.; STELMACH, G. E. Coactivation to reduce variability in the elderly. **Motor Control**, v. 2, n. 4, p. 314-30, Oct 1998.
- SEIDLER, R. D. et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. **Neurosci Biobehav Rev**, v. 34, n. 5, p. 721-33, Apr 2010.
- SHERRINGTON, C. TIEDEMANN, A. FAIRHALL, N. CLOSE, J. C. T.; LORD, S. R. Exercise to prevent falls in older adults: an updated meta-analysis and best practice recommendations. **New South Wales public health bulletin**, v. 22, n. 3-4, p. 78-83, 2011.
- SCHOLZ, J. P.; SCHONER, G. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. **Exp brain res**, v. 126, n. 3, p. 289-306, jun 1999.
- SIMOCELI, L.; BITTAR, R. M. S.; BOTTINO, M. A.; BENTO, R. F. Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 69, n. 6, p. 772-777, 2003.
- SHIRATORI, T.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. **Clinical neurophysiology**. v. 112, n. 7, p. 1250-65, 2001.
- SLIJPER, H.; LATASH, M. L. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. **Brain research**, v. 1015, n. 1-2, p. 57-72, 2004.
- SIQUEIRA, F. V.; FACCHINI, L. A.; PICCINI, R. X.; et al. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados. **Revista de Saúde Pública**, v. 41, n. 5, p. 749-756, 2007.
- 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, n. 1, p. 20-30, 2002.
- STALENHOEF, P. A.; DIEDERIKS, J. P. M.; KNOTTNERUS, J. A.; KESTER, A. D. M.; CREBOLDER, H. F. J. M. A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: a prospective cohort study. **Journal of clinical epidemiology**, v. 55, n. 11, p. 1088-94, 2002.

SUELVES, J. M.; MARTÍNEZ, V.; MEDINA, A. Lesiones por caídas y factores asociados en personas mayores de Cataluña, España. **Revista Panamericana de Salud Pública**, v. 27, n. 1, p. 37-42, 2010.

SUNG, P. S.; YOON, B.; LEE, D. C. Lumbar spine stability for subjects with and without low back pain during one-leg standing test. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 35, n. 16, p. E753-60, Jul 15 2010.

SULLIVAN, E. V.; ROSE, J.; ROHLFING, T.; PFERBAUM, A. Postural sway reduction in aging men and women: relation to brain structure, cognitive status, and stabilizing factors. **Neurobiology of aging**, v. 30, n. 5, p. 793-807, 2009.

TANAKA, B.; SAKUMA, M.; OHTANI, M.; et al. Incidence and risk factors of hospital falls on long-term care wards in Japan. **Journal of evaluation in clinical practice**, v. 12, n. 1, p. 45-67, 2011.

TANNURE, M. C.; ALVES, M.; SENA, R. R.; CHIANCA, T. C. M. Perfil epidemiológico da população idosa de Belo Horizonte, MG, Brasil. **Revista Brasileira de Educação Especial**, v. 63, n. 5, p. 8, 7, 9, 2010.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **The New England journal of medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701-7, 1988.

TORAMAN, A.; YILDIRIM, N. Ü. The falling risk and physical fitness in older people. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 51, n. 2, p. 222-226, 2010.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **N Engl J Med**, v. 319, n. 26, p. 1701-7, Dec 29 1988.

TJON, S. S. et al. Postural control in rheumatoid arthritis patients scheduled for total knee arthroplasty. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n. 11, p. 1489-93, Nov 2000.

UEMURA, K. et al. Older adults at high risk of falling need more time for anticipatory postural adjustment in the precrossing phase of obstacle negotiation. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 66, n. 8, p. 904-9, Aug 2011.

UNITED NATIONS. World Population Ageing 1950-2050 **United Nations**, New York. p. 528, 2002.

VERAS, R. P.; RAMOS, L. R.; KALACHE, A. Crescimento da população idosa no Brasil: transformações e consequências na sociedade. **Revista de Saúde Pública**, v. 21, n. 3. 1987.

WANG, Y. et al. Muscle synergies during voluntary body sway: combining across-trials and within-a-trial analyses. **Experimental Brain Research**, v. 174, n. 4, p. 679-693, Oct 2006.

WANG, Y.; ZATSIORSKY, V.; LATASH, M. Muscle synergies involved in shifting the center of pressure while making a first step. **Experimental Brain Research**, v. 167, n. 2, p. 196-210, 2005.

WINTER, D. A. Anthropometry. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3rd ed., New York: Wiley- Interscience. 2005. p.56-72.

WHO. **WHO Global report on falls Prevention in older Community Health**. p.1-53. Geneva, 2007.

WHO. **Envelhecimento ativo: uma política e saúde**. p.1-50. Brasilia, 2005

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journal of gerontology**, v. 48, n. 2, p. M64-70, 1993.

WOOLLACOTT, M; ASSAIANTE, C. Developmental changes in compensatory responses to unexpected resistance of leg lift during gait initiation. **Experimental brain research**. v. 144, n. 3, p. 385-96, 2002.

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

APÊNDICE 1 - Ficha de avaliação

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data: _____ Avaliador: _____ Código: _____

1 Dados de identificação

Nome: _____

Endereço: _____

_____ Telefone: _____

E-mail: _____

Idade: _____

Realiza atividade física semanal () sim () não

Quanto tempo o Sr (a) já pratica a atividade física regular() 6 meses () 1 ano ()

Qual atividade pratica: _____

Frequência - semana- () 2x () 3x

Apresenta algumas das condições abaixo? (*assinalar*):

() AVE
() Doença de Parkinson
() Esclerose Múltipla
() Fratura (últimos 6 meses)
() Doenças Ortopédicas
() Diabetes mellitus
() Alteração cognitiva

Apresenta outras doenças? () Sim () Não Especificar: _____

O Se já teve evento de quedas () SIM () NÃO

2 Anamnese

Histórico de quedas

Quantas x o Sr. (a) caiu no ano de 2010e agora em 2011: ()

Houve alguma consequência destas quedas () sim () não

Fratura ()	Luxação ()	TCE ()	Contusão ()	Corte ()
-------------	-------------	---------	--------------	-----------

Foi hospitalizado () sim () não

O Sr (a) restringiu alguma atividade habitual devido a queda: () sim () não

O Sr (a) sente medo de cair : () sim () não

Vamos falar sobre a queda preferencialmente:

A queda ocorreu: () dia () noite

Em que lugar ocorreu a queda: () em casa () na rua

Se casa, favor afirmar qual local

Quarto ()	banheiro	Cozinha ()	Sala ()	Corredor ()
------------	----------	-------------	----------	--------------

No momento da queda o Sr (a) movimentava-se de que forma:

Andando ()	Levantou da cadeira ()	Inclinou para o lado ()	Virou ()
-------------	-------------------------	--------------------------	-----------

Ocorreu a queda devido:

Desequilíbrio ()	Falseou os joelhos ()	Tontura ()
-------------------	------------------------	-------------

Usava algum objeto no momento da queda

Óculos ()	Aparelho auditivo ()
------------	-----------------------

Perturbação externa propriamente dita:

Condições:

1- Ombros ao longo do corpo sem óculos (RBNG)	2- Ombros ao longo do corpo com óculos (RBWG)
--	--

Familiarização – 2 repetições

Rep.	1	2	ESTRATÉGIA DO PASSO	Observações
1				
2				
3				
4				
5				

ANEXO A - Questionário internacional de atividade física (IPAQ)

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL/HABITUAL**

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu trabalho remunerado ou voluntário, e as atividades na universidade, faculdade ou escola (trabalho intelectual). Você **NÃO DEVE INCLUIR** as tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

1 a. Atualmente você tem ocupação remunerada ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?
() Sim () Não – **Caso você responda não. Vá para seção 2: Transporte**

As próximas questões relacionam-se com toda a atividade física que você faz em uma semana **NORMAL/HABITUAL**, como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário. **NÃO INCLUA** o transporte para o trabalho. Pense apenas naquelas atividades que durem **pelo menos 10 minutos contínuos** dentro de seu trabalho:

1b. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você realiza atividades **vigorosas** como: trabalho de construção pesada, levantar e transportar objetos pesados, cortar lenha, serrar madeira, cortar grama, pintar casa, cavar valas ou buracos **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**?
_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para a questão 1c.** _____ horas

_____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	xxxxxxx

1c. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você realiza atividades **moderadas**, como: levantar e transportar pequenos objetos, lavar roupas com as mãos, limpar vidros, varrer ou limpar o chão, carregar crianças no colo, **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**?
_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para a questão 1d** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		XXXXX	XXXXX

1d. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você **caminha**, no seu trabalho remunerado ou voluntário por **pelo menos 10 minutos contínuos**? Por favor, **NÃO INCLUA** o caminhar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho ou do local que você é voluntário.

_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para a seção 2 - Transporte.** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

1e. Quando você caminha **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário**, a que passo você geralmente anda? (reforçar o que é vigoroso e moderado)

() **rápido/vigoroso** () **moderado** () **lento**

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem a forma normal como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu grupo de convivência/ idosos, igreja, supermercado, trabalho, médico, escola, cinema, lojas e outros.

2a. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante **uma semana normal** você anda de ônibus, carro/moto, metrô ou trem?

_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para questão 2b** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

Agora pense somente em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.

2b. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você **anda de bicicleta** para ir de um lugar para outro por **pelo menos 10 minutos contínuos**? (**NÃO INCLUA o pedalar por lazer ou exercício**)

_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para a questão 2d.** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

2c. Quando você anda de bicicleta, a que velocidade você costuma pedalar?

() **rápida/vigorosa** () **moderada** () **lenta**

2d. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana **normal** você caminha para ir de um lugar para outro, como: ir ao grupo de convivência/idosos, igreja, supermercado, médico, banco, visita a amigo, vizinho e parentes por **pelo menos 10 minutos contínuos?** (NÃO inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para a Seção 3.** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

2e. Quando você caminha para ir de um lugar a outro, a que passo você normalmente anda?

() **rápido/vigoroso** () **moderado** () **lento**

SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA OU APARTAMENTO: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA

Esta parte inclui as atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL/HABITUAL** dentro e ao redor da sua casa ou apartamento. Por exemplo: trabalho doméstico, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa, e para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas com duração **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

3a. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você faz atividades físicas **vigorosas ao redor de sua casa ou apartamento** (quintal ou jardim) como: carpir, cortar lenha, serrar madeira, pintar casa, levantar e transportar objetos pesados, cortar grama, por **pelo menos 10 minutos contínuos?**

_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para a questão 3b** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

3b. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você faz atividades **moderadas ao redor de sua casa ou apartamento** (jardim ou quintal) como: levantar e carregar pequenos objetos, limpar a garagem, serviço de jardinagem em geral, caminhar ou correr com crianças, por **pelo menos 10 minutos contínuos?**

_____ dias por SEMANA () Nenhum. **Vá para questão 3c.** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	

4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

3c. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você faz atividades **moderadas** como: carregar pesos leves, limpar vidros e/ou janelas, lavar roupas a mão, limpar banheiro e o chão, carregar crianças pequenas no colo, **dentro da sua casa ou apartamento**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

_____ dias por SEMANA () Nenhum. Vá para seção 4 _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER

Esta seção se refere às atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL/HABITUAL** unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor **NÃO inclua atividades que você já tenha citado**.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal, você caminha **no seu tempo livre** por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

_____ dias por SEMANA () Nenhum. Vá para questão 4c _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

4b . Quando você caminha **no seu tempo livre**, a que passo você normalmente anda?

() rápido/vigoroso () moderado () lento

4c. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal, você faz atividades **vigorosas no seu tempo livre** como: correr, nadar rápido, pedalar rápido, canoagem, remo, musculação, enfim esportes em geral por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

_____ dias por SEMANA () Nenhum. Vá para questão 4d _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

4d. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal, você faz atividades **moderadas no seu tempo livre** como: pedalar em ritmo moderado, jogar voleibol recreativo, fazer natação, hidroginástica, ginástica e dança para terceira idade por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

_____ dias por SEMANA () **Nenhum. Vá para seção 5** _____ horas _____ minutos

DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.	DIA DA SEMANA	TEMPO HORAS/MIN.
2ª-feira		6ª-feira	
3ª-feira		Sábado	
4ª-feira		Domingo	
5ª-feira		xxxxx	

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado em casa, no grupo de convivência/idoso, na visita a amigos e parentes, na igreja, em consultório médico, fazendo trabalhos manuais (crochê, pintura, tricô, bordado etc), durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado, enquanto descansa, faz leituras, telefonemas, assiste TV e realiza as refeições. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, carro, trem e metrô.

5a. Quanto tempo, no total você gasta **sentado** durante um **dia de semana normal**?
_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo, no total, você gasta sentado durante em um **dia de final de semana normal**?
_____ horas _____ minutos

ANEXO B – Miniexame do estado mental

-----Mini-mental-----

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) ()

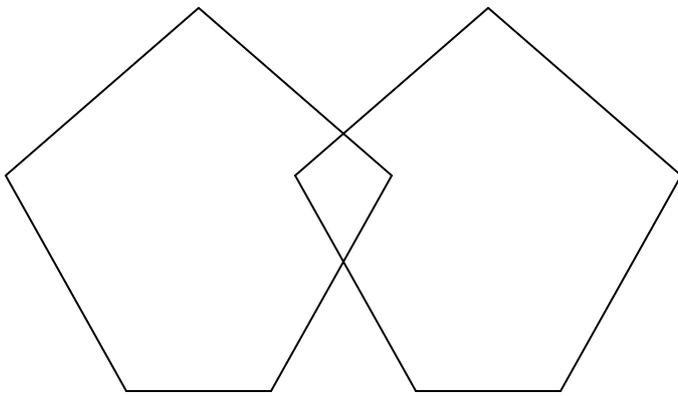
Linguagem

- 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)

ESCREVA UMA FRASE

COPIE O DESENHO



APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

	<p>UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG</p> <p>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA</p> <p>EM SERES HUMANOS - CEPESH</p>
---	--

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: As Estratégias de Reação Postural em Indivíduos Idosos Submetidos a Perturbações da Postura

O (a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo que consiste no preenchimento e execução dos seguintes questionários e tarefas: dados pessoais, histórico de quedas, estado mental, bateria Rikli Jones. Após estas atividades, haverá os testes direcionados para o objetivo central da pesquisa, que envolve a investigação das reações posturais. Os materiais para este estudo compreenderão papel, cadeira sem braço com encosto, cronômetro, fita métrica, plataforma de força, aparelho de eletromiografia, acelerômetro, equipamentos que geram perturbações da postura (pêndulo e bolas) e material de segurança. Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver avaliações não invasivas e perturbações leves da postura.

Descrição das atividades:

Questionários: Se o (a) senhor(a) concordar em fazer parte deste estudo, o(a) senhor(a) será solicitado a responder o questionário de dados pessoais e outro que testa sua cognição (memória). O tempo previsto para se preencher os questionários é de no máximo 10 minutos, entretanto, se o a senhor (a) decidir não responder todas as perguntas respeitaremos sua decisão.

Avaliação clínica: Será solicitado ao (a) senhor (a) que sente em uma cadeira para ser medido sua massa e altura e após que realize uma bateria compreendendo as seguintes tarefas: 1) sentado em uma cadeira, com os braços dobrados sobre o tronco o senhor terá que levantar e sentar o mais rápido possível por um tempo cronometrado pelo experimentador, avaliando-se a força dos membros superiores; 2) O participante estará na posição sentada, braço dominante estendido e perpendicular ao chão, segurando um halter. Ao sinal positivo, o participante gira sua palma para cima enquanto flexiona o braço em amplitude total de movimento e então retorna o braço para uma posição estendida. Utilizar-se-á um halter de 2 kg para mulheres e 4 Kg para homens, dessa forma avalia-se a força dos membros superiores; 3) O participante sentado e com uma perna estendida, inclina-se lentamente para a frente, no qual será analisado a flexibilidade dos membros inferiores; 4) Ao sinal indicativo, o avaliado levanta da cadeira, caminha o mais rapidamente possível em volta de um cone, retorna para a cadeira e senta. O cone distancia-se da cadeira em 2,44 metros, assim avalia-se a agilidade e o equilíbrio dinâmico; 5) Em pé, o participante coloca a mão sobre o mesmo ombro, a palma aberta e os dedos estendidos, alcançando o meio das costas, dessa forma avalia-se a flexibilidade dos membros superiores e por fim 6) Ao sinal indicativo, o participante caminha o mais rápido possível em volta do percurso quantas vezes puder, durante o tempo de 6 minutos, avaliado a resistência aeróbica. Essas atividades serão realizadas no ginásio de esporte do CEFID-UDESC, com a equipe do GETI.

Avaliação das estratégias de reação postural: Será solicitado ao (a) senhor (a) que 1) fique em pé sobre uma plataforma com os pés afastados ou sobre uma superfície que irá desequilibrá-lo (espuma, discos, etc) ou então sentado em uma bola suíça ou cadeira. Nestas posições o (a) senhor (a) receberá diferentes perturbações que provoquem o seu desequilíbrio, por exemplo, será orientado a parar ou pegar um pêndulo-bola ou uma bola arremessada pelo nosso experimentador previamente capacitado ou por dispositivo mecânico. O experimentador também poderá pedir para que o a senhor (a) movimente rapidamente a cabeça, tronco, pernas ou braços. Estas tarefas poderão ser realizadas com os olhos abertos, olhos fechados ou utilizando um óculos que impeça parcialmente sua visão. Para sua segurança o (a) senhor(a) usará um colete de proteção, com cordas fixadas no teto do laboratório, para prevenção em caso de perda de equilíbrio. O (a) senhor(a) participará em num total dez (10) desequilíbrios em cada condição (tanto em olhos abertos e fechados ou utilizando um óculos).

A sua identidade será preservada durante e depois do estudo, pois cada indivíduo será identificado por um número.

Caso o (a) senhor(a) concorde em participar deste estudo, será possível conhecer suas reações posturais de forma estável e segura e também contribuirá para um maior benefício em treinamentos que visam a recuperação e estratégias de reação posturais promovendo assim a qualidade de vida nas possíveis prevenções de quedas.

As pessoas que realizarão as avaliações e o experimento será o Prof. Dr. Marcio Jose dos Santos, o fisioterapeuta Renato Claudino que cursa o Mestrado em Ciências do Movimento Humano acesorados por Bolsistas de Iniciação Científica do curso de fisioterapia ou Educação Física do CEFID/UDESC. .

O (a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não identificação do seu nome.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO
(Prof. Dr. Márcio J Santos)

NÚMERO DO TELEFONE – 48 33218610
ENDEREÇO: CEFID/UDESC – Rua Pascoal Simone, 358 – 88080-350 – Florianópolis - SC.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/_____.

APÊNDICE B – Carta de aprovação do comitê de ética e pesquisa



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
GABINETE DO REITOR
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Florianópolis, 22 de novembro de 2010

Nº. de Referência: 172/2010

A(o) Pesquisador(a),

Prof. Márcio José dos Santos

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado "As Estratégias de Reação Postural em Indivíduos Idosos Submetidos às Perturbações da Postura", enviada previamente por V. S.^a. Desta forma, comunicamos que o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos tem como resultado a **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaríamos de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverá ser informado imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Rodney da Silva

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – UDESC