

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTES

ANA CAROLINA BOTELHO MENEGATTI

Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em idosos caidores.

SÃO PAULO  
2011

ANA CAROLINA BOTELHO MENEGATTI

Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em idosos caidores.

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de mestre em Educação Física.

Área de concentração:  
Biodinâmica do movimento humano

Orientador:  
Prof. Dr. Luis Mochizuki

SÃO PAULO  
2011

Nome: MENEGATTI, Ana Carolina Botelho

Título: Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em idosos caidores.

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de mestre em Educação Física.

Aprovado em:

Banca examinadora:

Prof. (a) Dr. (a)

Julgamento \_\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_

Prof. (a) Dr. (a)

Julgamento \_\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_

Prof. (a) Dr. (a)

Julgamento \_\_\_\_\_ Assinatura \_\_\_\_\_

Dedicatória  
Aos meus pais, Norma e Lucivaldo,  
pelo amor, dedicação, paciência e apoio incondicionais.  
Obrigada por me fazerem acreditar nos sonhos!  
Ao meu marido Fernando,  
por estar sempre ao meu lado!  
Amo vocês!

## Agradecimentos

À Deus por mais uma oportunidade de crescimento pessoal.

À família: mãe, pelo colo acolhedor e apoio em tudo sempre; pai, por ensinar e me dar confiança para voar a vida com valores imensuráveis; irmãs Fabiana e Mariana, pela amizade, pela paciência e pelo carinho, irmãozinhos do coração Lucas e Mateus, por me fazerem acreditar que um simples sorriso pode mudar tudo; cunhado Vinícius, pelo apoio e socorro na matemática; prima Gisele, por tantas risadas e por me acolher tão carinhosamente em sua casa nesses anos de mestrado; amados vô Toni, vô Dette, vô Nofre (*in memoriam*) e vô Nilda, pela grandiosidade do amor que dedicam a mim!

Ao meu amado marido, um agradecimento especial por fazer parte tão de perto do desenvolvimento desse trabalho. Eu não conseguiria sem você. Te amo!

Ao orientador prof. Dr. Luis Mochizuki, a quem tenho total admiração e respeito. Obrigada pelos ensinamentos, pela confiança, pela amizade e por todas as horas dedicadas a mim e a esse trabalho. Além do brilhantismo acadêmico tem um coração enorme!

Aos professores: Dr. Júlio Cerca Serrão, obrigada pelo apoio e ensinamentos; Dr. Rubens Corrêa de Araújo, obrigada por enriquecer minha formação profissional, Dra. Carina Hasen Fraga e Ms. Roberto Bianco, obrigada pela amizade, pelos conselhos e pela certeza que posso sempre contar com vocês!

À todos professores e funcionários da Escola de Educação Física e Esportes USP, da Escola de Artes, Ciências e Humanidades da USP e do Centro de Convivência dos idosos da prefeitura de Arujá.

Aos amigos do laboratório de biomecânica da EEFE-USP: Jaque, Bruno, Renata, Aline, Rejane, Alex, Renato, Sandro, Fabio, Aninha, João, Fê e Vanessa.

Aos amigos da EACH-USP: Thiago e Bruno pelo apoio nas coletas e cuidado com os idosos.

À querida amiga Patrícia Garé por acreditar em mim mais do que eu mesma! Obrigada pelo apoio, conselhos e carinho sempre!

Às amigas: Aline K., Valéria, Vic, Sabrina, Dinny, Elisa vocês tornaram a correria final bem menos cansativa! À Tati Casória, obrigada pela ajuda no inglês e amizade!

Aos meus pacientes por entenderem meus horários e por confiarem em mim! Aos idosos que participaram da pesquisa, sem vocês nada disso iria existir!

OBRIGADA!

## SUMÁRIO

<b>RESUMO .....</b>	<b>VI</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>VII</b>
<b>LISTA DE FIGURA .....</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>IX</b>
<b>LISTA DE ANEXOS.....</b>	<b>XIV</b>
<b>LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES.....</b>	<b>XV</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 OBJETIVO PRINCIPAL.....	2
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
1.3 DEFINIÇÃO DA HIPÓTESE.....	2
1.4 JUSTIFICATIVA.....	2
1.5 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DE TERMOS E VARIÁVEIS .....	3
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>3</b>
2.1 CONTROLE POSTURAL .....	3
2.2 PADRÕES DE COORDENAÇÃO POSTURAL.....	4
2.3 ESTRATÉGIAS DE MOVIMENTO .....	5
2.3.1 Ajustes posturais .....	6
2.4 QUEDA E CONTROLE POSTURAL EM IDOSOS.....	7
2.5 MEDO DA QUEDA.....	8
<b>3 MATERIAIS E MÉTODO .....</b>	<b>9</b>
3.1 SUJEITOS.....	9
3.2 INSTRUMENTOS .....	10
3.3 CONTROLE DAS VARIÁVEIS .....	12
3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	13
3.5 VARIÁVEIS DE ESTUDO.....	16
3.6 TRATAMENTO DE SINAIS E ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	17
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>17</b>
4.1 EFEITO DOS FATORES PARA A IEMG .....	18
4.2 EFEITO DOS FATORES PARA O ROOT MEAN SQUARE (RMS) .....	27
4.3 EFEITO DOS FATORES PARA A VARIABILIDADE .....	37
4.4 EFEITO DOS FATORES PARA O TEMPO DE MOVIMENTO, ACELERAÇÃO MÉDIA E VELOCIDADE DE MOVIMENTO. ....	46
4.5 EFEITO DOS FATORES PARA O ÍNDICE R E C .....	53
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>62</b>
5.1 EFEITO DA TAREFA .....	63
5.2 EFEITO DA QUEDA .....	65
5.3 EFEITO DA ATIVIDADE FÍSICA.....	66
5.4 EFEITO DO MEDO DA QUEDA .....	67
5.5 ÍNDICES R E C.....	68
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>70</b>
<b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>71</b>

## RESUMO

MENEGATTI, A.C.B. **Avaliação biomecânica dos ajustes posturais em idosos caidores.** 2011. 94 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esportes, Universidade de São Paulo.

Para minimizar as perturbações posturais de um movimento, o controle postural ativa os músculos não associados ao movimento focal. Os ajustes posturas de idosos são menos eficientes para evitar as quedas. O medo da queda também é um risco de queda. Deste modo, o problema desta pesquisa é: como o ajuste postural é organizado para garantir o controle postural durante atividade voluntária nos idosos caidores? Participaram 40 idosos ( $72,1 \pm 2,7$  anos) que foram divididos em quatro grupos de acordo com suas características de queda e atividade física. Cada grupo ( $n=10$ ) realizou a tarefa de flexão rápida dos membros superiores em bases de apoio instável e estável, as tarefas de alcance anterior e lateral e responderam a Falls Efficacy Scale. A atividade eletromiográfica dos músculos do tronco e do membro inferior foi registrada nos intervalos típicos dos ajustes posturais. A atividade muscular foi maior nas tarefas de alcance, no ajuste postural online, nos idosos caidores e sem medo de cair. Os idosos sedentários mostraram maior ativação dos músculos da cadeia anterior e os idosos ativos da mostraram maior ativação da musculatura posterior. A variabilidade do sinal eletromiográfico foi maior no ajuste postural compensatório, na tarefa sobre base instável, em idosos caidores. Conclue-se que os idosos caidores aumentam a atividade muscular após o início de movimento para manter o equilíbrio durante a tarefa pela incapacidade de gerar um APA eficiente. Os fatores de risco extrínsecos para quedas são relevantes para os idosos, uma vez que prática da atividade física não elimina o risco de cair.

Palavras chave: ajuste postural, idosos, queda.

## ABSTRACT

MENEGATTI, A.C.B. **Biomechanical analysis of postural adjustments in the fallers elderly.** 2011. 94 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esportes, Universidade de São Paulo.

To minimize the postural disturbance provoked by a movement, the postural control activates the postural muscles instead of the focal movement muscles. The postural adjustments in the elderly are not enough efficient to avoid the falls. The fear of falling is also a risk of falling. Thus, the research question is: how the posture adjustment is organized to ensure postural control during voluntary activity of the falling elderly? The participants were 40 elderly ( $72.1 \pm 2.7$  years old) who were divided into four groups according to their falls characteristics and physical activity. Each group ( $n = 10$ ) performed the shoulder extension as fast as possible on the unstable and stable support bases, as well the anterior and lateral reach task. They answered the Falls Efficacy Scale. The electrical activity of the trunk and lower limb muscles were recorded within the typical ranges of the postural adjustments. The highest muscle activation occurred during the reach tasks, for the online postural adjustment, for the fallers and without fear of falling. The sedentary participants showed higher activation of the anterior muscles and the active participants presented higher activation of the posterior muscles. The variability of electromyographical activity is higher during the compensatory postural adjustment, for the unstable support basis and for the fallers. It is concluded that the falling elderly increases the muscle activity after the beginning of movement to maintain balance due to the anticipatory postural adjustment inefficiency. The extrinsic risk factors to fall are relevant for falling prevention in elderly, since the practice of physical activity does not eliminates the risk to fall.

Key-words: postural adjustment, elderly, fall.



## LISTA DE FIGURA

Figura 1 – a) Módulo Condicionador de Sinais; b) Eletrodo AgCL; c) Acelerômetro; d) Footswitch .....	11
Figura 2 – Colocação de eletrodos e acelerômetro.....	13
Figura 3 – Teste de alcance anterior a) Posição inicial; b) Posição final .....	14
Figura 4 – Tarefa de alcance funcional anterior a) Posição inicial; b) Posição final. ....	15
Figura 5 – Tarefa de alcance lateral. a) Posição inicial; b) Posição final.....	15
Figura 6 – Tarefa de flexão do ombro com carga. a) Posição inicial; b)Posição final.....	15
Figura 7 – Tarefa de flexão dos ombros com carga em superfície instável. a) Posição inicial; b)Posição final. ....	15
Figura 8 – Fluxograma resumido das atividades da pesquisa. ....	16

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de média e desvio padrão para os testes de alcance anterior e lateral entre os grupos. ....	18
Tabela 2 - Média e desvio padrão dos escores da Fall Efficacy Scale I para os grupos.....	18
Tabela 3 - Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caídores e não caídores nas tarefas de flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).....	22
Tabela 4 – Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).....	23
Tabela 5 – Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ....	24
Tabela 6 – Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos, reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caídores e não caídores, durante as as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ....	25
Tabela 7 - Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos, reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentários e ativos, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance	

anterior (AA) e alcance lateral (AL) .....	26
Tabela 8 - Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). .....	27
Tabela 9 – Média e Desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). .....	30
Tabela 10 - Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentários e ativos durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).....	31
Tabela 11 – Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). .....	32
Tabela 12 – Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). .....	35
Tabela 13 - Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC)	

para os grupos de idosos sedentário e ativo durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL)..	36
Tabela 14 – Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).	37
Tabela 15 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).	40
Tabela 16 Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).	41
Tabela 17 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).	42
Tabela 18 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).	44
Tabela 19 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para	

os músculos músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL)..... 45

Tabela 20 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ..... 46

Tabela 21 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ..... 48

Tabela 22 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentário e ativo durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ..... 49

Tabela 23 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ..... 50

Tabela 24 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ..... 51

Tabela 25 - Média e desvio padrão dos valores da velocidade do movimento nos eixos Y, X e Z no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga

(FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).....	52
Tabela 26 - Média e desvio padrão dos valores da velocidade do movimento nos eixos Y, X e Z no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ....	53
Tabela 27 - Média e desvio padrão dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL). ....	55
Tabela 28 - Média e desvio padrão dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) de idosos caidores e não caidores.....	56
Tabela 29 - Média e desvio padrão dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) entre os idosos ativos e sedentários.....	57
Tabela 30 - Média e desvio padrão dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) entre os idosos com e sem medo de cair. ....	58
Tabela 31 - Média e desvio padrão dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nas tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).....	59
Tabela 32 - Média e desvio padrão dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC)nos idosos caidores e não caidores.....	60
Tabela 33 - Média e desvio padrão dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC)nos idosos ativos e sedentários.....	61
Tabela 34 - Média e desvio padrão dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC)nos idosos com e sem medo de cair. ....	62

## LISTA DE ANEXOS

ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO .....	83
ANEXO II ESCALA DE EFICÁCIA DE QUEDAS (FES I).....	85
ANEXO III- FICHA CADASTRAL.....	86
ANEXO IV – PRONTUÁRIO DO COMITÊ DE ÉTICA .....	87
ANEXO V– QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ).....	88
ANEXO VI – TESTE TINETTI.....	90
ANEXO VII - TESTE DE MARCHA DE TINETTI.....	91
ANEXO VIII – CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA .....	92

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

AA - Tarefa de alcance anterior  
AL - Tarefa de alcance lateral  
APA - Ajuste postural antecipatório  
APC - Ajuste postural compensatório  
APO - Ajuste postural *online*  
BF - Músculo bíceps femoral  
COM - Centro de massa  
COP - Centro de pressão  
DA - Músculo deltóide anterior  
DP - Músculo deltóide posterior  
EMG - Sinal eletromiográfico, eletromiografia  
FES – Falls Efficacy Scale  
FL - Tarefa de flexão dos ombros  
GM - Músculo gastrocnêmio medial  
iEMG - Integral do sinal eletromiográfico  
IN - Tarefa de flexão dos ombros em superfície instável  
MF - Movimento focal  
MT - Músculo multífido lombar  
RA - Músculo reto abdominal  
RF - Músculo reto femoral  
RMS - *Root mean square*, raiz quadrática média  
SN - Sistema nervoso  
SNC - Sistema nervoso central  
TA - Músculo tibial Anterior  
TFA - Teste de alcance funcional anterior  
TFL - Teste de alcance funcional lateral  
UM - Unidade motora



## 1 INTRODUÇÃO

Estima-se em 760% o crescimento do número de idosos e em 166% o de jovens no Brasil entre os anos de 1960 e 2020. Esse aumento fará com que o país passe da 16ª para a 6ª maior população absoluta de indivíduos com 60 anos ou mais (RAMOS et al., 1993). No Censo 2010 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, o percentual de idosos no Brasil cresceu nas últimas décadas e superou o número de crianças com até quatro anos. De acordo com essa instituição, em 2010, o país tinha 14 milhões de pessoas acima dos 65 anos.

A maior expectativa de vida aumenta a necessidade do estudo sobre o envelhecimento, os efeitos na qualidade de vida e na restrição da independência. Para os idosos, a queda tem um significado relevante, pois podem levá-lo à incapacidade, lesão e morte. Seu custo social aumenta quando o idoso tem diminuição da autonomia e da independência ou quando passa a necessitar de institucionalização (FABRICIO et al., 2004). Um em cada três indivíduos maiores de 70 anos cai pelo menos uma vez por ano (LEGTERS, 2002), e perdem parte da capacidade de integrar as informações sensoriais para a ação motora.

As alterações na capacidade de selecionar uma resposta motora adequada e executá-la de forma rápida e precisa podem comprometer o equilíbrio do corpo e levar às quedas, pois para que ocorra a manutenção do equilíbrio é necessária a interação entre os sistemas sensoriais, nervoso e motor para manter o centro de massa do corpo sobre uma pequena base de suporte (ALEXANDROV et al., 2005). Somado a isso, a falha no uso de sinergias posturais pode ser também responsável pelas quedas (FREITAS; BARELA, 2005). A sinergia postural é um acoplamento funcional de grupos de músculos, de forma com que eles atuem juntos, como unidade, simplificando as demandas sobre o sistema nervoso central (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Além disso, são caracterizadas por respostas de padrões de coordenação entre as articulações e padrões de ativação muscular para garantir o equilíbrio do corpo na postura ereta (ALEXANDROV et al., 2005; FREITAS, 2005; HORAK et al., 1989; VERNAZZA-MARTIN et al., 1999). Uma das respostas é o ajuste postural antecipatório (APA) que visa manter estabilidade, pela manutenção vertical do centro de massa (COM) na base de suporte após uma perturbação causada pelos movimentos voluntários dos membros superiores (DIETZ et al., 2000; HORAK et al., 1984).

O envelhecimento diminui a capacidade de integrar os ajustes posturais e o risco de queda aumenta. Esse risco está associado aos fatores intrínsecos como doenças que diminuem a capacidade física e comprometem o controle postural, força muscular, velocidade da marcha, equilíbrio, flexibilidade, tempo de reação e de movimento; ou extrínsecos que dependem de circunstâncias sociais e do ambiente (LORD et al., 2000). Além dessas

variáveis, Adkin et al. (2002) sugerem que o medo de queda pode levar a alterações nas estratégias motoras em indivíduos idosos. O medo de queda associado com atividade motora limitada pode desencadear implicações na saúde, porém sua influência no controle postural está pouco esclarecida (MARTIN et al., 2005).

Nesse contexto, o presente estudo se faz em torno da questão: como o ajuste postural é organizado para garantir o controle postural durante atividade voluntária nos idosos caidores?

### **1.1 Objetivo principal**

O objetivo principal é comparar o padrão dos ajustes posturais entre idosos caidores e não caidores durante a realização de movimentos voluntários.

### **1.2 Objetivos específicos**

Os objetivos específicos da pesquisa são: 1) Verificar a variabilidade do sinal eletromiográfico entre os grupos durante a execução dos movimentos voluntários de membros superiores; e 2) Analisar o efeito do medo da queda nos padrões de ajustes posturais.

### **1.3 Definição da hipótese**

As hipóteses nulas da pesquisa são:

$H_0$ : Os ajustes posturais não apresentam diferença no seu padrão entre os idosos caidores e não caidores.

$H_0$ : Os ajustes posturais não sofrem efeito do medo de queda.

### **1.4 Justificativa**

O equilíbrio prejudicado nos idosos está entre um dos principais fatores de risco relacionados a quedas e isto se faz relevante no estudo da capacidade do idoso em manter controle de postural, uma vez que ainda pouco se sabe sobre características das estratégias antecipatórias nessa população (LAESSOE; VOIGT, 2008). Para idosos caidores, a menor amplitude de movimento articular e a diminuição da força muscular são fatores de perda do equilíbrio postural. Estudos têm analisado os riscos de quedas, mas os resultados têm sido, na maior parte, controversos (LAESSOE; VOIGT, 2008; PIIRTOLA; ERA, 2006). Assim é importante investigar os efeitos do envelhecimento sobre a capacidade de usar as respostas posturais antecipadamente, nos movimentos voluntários além de identificar fatores que influenciam no controle da postura no estudo de indivíduos idosos com risco de queda.

## **1.5 Definição operacional de termos e variáveis**

*Controle postural*: controle dos arranjos dos segmentos corporais, baseado em informações sensoriais do sistema visual, vestibular e somatossensorial (MOCHIZUKI, 2001). Este conjunto de informações sensoriais cria um quadro de referências para que o sistema nervoso escolha a estratégia para manter o equilíbrio.

*Integral do sinal EMG (iEMG)*: Procedimento para representar o sinal eletromiográfico pelo valor da área da curva de um sinal  $x$  que varia do instante  $t_0$  até  $t_n$ . (DE LUCA, 2006).

*Root Mean Square (RMS)*: Raiz quadrada de um sinal ao quadrado representa a intensidade de um sinal e oferece uma mensuração mais rigorosa sobre a informação contida no sinal, pois mensura a energia do sinal (DE LUCA, 2006).

*Queda*: é o episódio definido quando um sujeito involuntariamente vai de encontro ao solo ou em algum nível mais baixo, não em consequência de um acontecimento intrínseco importante (perda da consciência, evento cerebrovascular agudo) (STALENHOF et al., 1997).

*Idoso*: é o indivíduo que tem 65 anos ou mais. Dentro dessa faixa é comumente aceito subgrupos com idades entre 65-74 anos e 85 anos para mais (LORD et al., 2000).

*Idoso caidor*: idoso que caiu acidentalmente pelo menos duas vezes em seis meses (MELZER et al., 2007).

*Medo da queda*: Diminuição da autoconfiança para evitar quedas em atividades essenciais potencialmente não lesivas associada à ansiedade direcionada à queda (YARDLEY, 2004).

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Controle postural**

A orientação postural é a posição do corpo em relação aos segmentos corporais entre si e o ambiente (HORAK; MACPHERSON, 1996), a partir disso qualquer postura adotada exige uma ação efetiva do sistema de controle postural. A postura e o equilíbrio resultam de respostas hierárquicas da integração entre o indivíduo, tarefa e ambiente. Assim a capacidade de controlar a posição do corpo surge da complexa interação de múltiplos processos sensoriais motores e da integração vestibular, somatossensorial e informação visual do corpo (HORAK, 2006; WOOLLACOTT, 1993; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002).

Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a soma de todas as forças e momentos de força agindo sobre ele é igual a zero (HAYES, 1982). Essas forças podem ser classificadas em forças extrínsecas, como a força da gravidade, e intrínsecas, consideradas perturbações fisiológicas, como o batimento cardíaco, respiração ou perturbações geradas pela ativação dos músculos para a manutenção da postura e a realização de movimentos de outros segmentos do

corpo (HAYES, 1982). Todas essas forças aceleram continuamente o corpo humano em torno do COM durante a postura ereta. Do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está em condição de perfeito equilíbrio, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Porém, as forças e momentos de força são pequenas em condições normais na postura ereta quieta, o que resulta em pequenas oscilações. Em um adulto saudável, estas oscilações são quase imperceptíveis (FREITAS, 2005). O controle do equilíbrio postural requer transformações sensório motoras que forcem o sistema nervoso central (SNC) a rapidamente interpretar as informações sensoriais dos segmentos para manter o equilíbrio postural (TORRES-OVIEDO; TING, 2010, WINTER, 1995).

Na análise da postura vertical, o corpo humano é modelado como um pêndulo invertido que sofre perturbações e mudanças na orientação com respeito à força da gravidade (LATASH, 1998; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; VERNAZZA-MARTIN et al., 1999), no qual as articulações e grupos musculares se movem livremente em relação ao eixo do pêndulo (BALASUBRAMANIAM; WING, 2002; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Para o SNC, o problema para manter a postura em pé está em encontrar relações apropriadas entre os segmentos para manter a projeção do COM na área de suporte (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; SLIJPER; LATASH, 2000, TRICON et al., 2007), o que requer fina interação dos movimentos articulares o equilíbrio (BALASUBRAMANIAM; WING, 2002; LATASH, 1998). Uma estratégia para definir os comandos executados para o movimento é reconhecer como se integram os grupos musculares por meio de sinergias neuromusculares para o controle da ação motora (MOCHIZUKI; COSME; AMADIO, 2006).

## **2.2 Padrões de coordenação postural**

Estratégia motora ou padrão de coordenação motora corresponde a uma sinergia motora para realizar uma ação. Sinergia é o conjunto de elementos que interagem entre si para produzir a mesma resposta motora (FREITAS, 2005). Segundo Lee (1984), sinergia neuromotora é um conjunto de músculos que agem juntos para alcançar a meta. As ações motoras representam uma solução do SNC para reduzir o número de graus de liberdade que devem ser controlados (problema de redundância motora) devido ao número de articulações (LI, 2006). A sinergia é uma organização neural de um sistema de múltiplos elementos que organiza o compartilhamento da tarefa entre um conjunto de variáveis elementares, referindo-se a uma variável importante do organismo, além de garantir a covariação das variáveis para estabilizar o desempenho (ASAKA et al., 2008; LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002).

Latash et al. (2011) descrevem que a sinergia se baseia na abordagem de sistemas dinâmicos, onde há um conjunto de elementos para a estabilização de uma variável para a ação motora em um esquema de controle de um sistema de múltiplos elementos. O sistema nervoso controla os músculos por ativação de combinações flexíveis de sinergias para produzir um repertório de movimentos (KRISHNAMOORTHY; SCHOLZ; LATASH, 2007). As sinergias musculares possuem padrão de ativação característico, com músculos com funções distintas e que são responsáveis por funções similares (TING; MCKAY, 2007). Bichi, Gabiccini e Santello (2011) observaram que a mesma sinergia para agarrar um objeto também é fundamental para encontrar a distribuição de força adequada para a preensão, por exemplo.

Uma ilustração do conceito de sinergia é pensar em uma construção coordenada de comandos motores para várias articulações com objetivo de se atingir um único objetivo, por exemplo, o de não cair frente a uma perturbação (LATASH, 1998). Uma força que promova uma perturbação leva ao movimento das articulações e a mudanças reflexas na força dos músculos em que, eles mesmos levam a movimentos reativos a uma latência pequena. Assim as correções posturais podem ser produzidas por esses reflexos. Por outro lado, existem combinações pré-programadas de comandos motores para diferentes articulações que mantêm a postura após uma perturbação (HORAK; DIENER; NASHNER, 1989; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Torres-Oviedo e Ting (2010) sugerem que as sinergias musculares representam módulos motores consistentes que mapeiam a intenção para ação.

Assim, no contexto das sinergias musculares: múltiplos músculos são unidos, um sinal de controle central ativa todos os músculos em uma sinergia. Quando a tarefa demanda variabilidade, o sinal de controle para a sinergia muda, levando a uma mudança paralela em todos os músculos (LATASH; SCHOLZ; SCHÖNER, 2002). Algumas sinergias musculares são essenciais para o controle postural resultando em tipos diferentes de estratégias e respostas de sinergias musculares subjacentes na estabilidade ântero-posterior e médio-lateral, caracterizadas por um número restrito de padrões de coordenação entre as articulações e diferentes padrões de ativação muscular para garantir o equilíbrio na postura ereta (HORAK, 2006; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2002; VERNAZZA-MARTIN et al., 1999).

### **2.3 Estratégias de movimento**

Determinadas estratégias podem ser usadas para recuperar o equilíbrio do corpo em posição ortostática. Essas estratégias de equilíbrio postural são usadas como *feedback* ou *feedforward* (antecipação) para manter o equilíbrio em resposta a perturbações nos

movimentos voluntários do COM na posição vertical (LATASH, 1998; SLIJPER; LATASH, 2000; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Quando o indivíduo está na postura ereta, é assumido que o corpo se move como um pêndulo simples invertido e os músculos que cruzam o eixo principal de rotação, o tornozelo, controlam a posição do COM (WINTER et al., 1998) durante pequenas oscilações em uma superfície estável.

Em superfícies estreitas ou complacentes que não permitem torque adequado no tornozelo ou quando COM deve ser movido rapidamente, a estratégia do quadril é usada, produzindo torque no quadril para rapidamente mover o COM (LATASH, 1998; HORAK, 2006). Quando as estratégias sem deslocamento são insuficientes para recuperar o equilíbrio, um passo ou um salto é usado (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Embora as estratégias posturais sejam disparadas a 100 ms em resposta a uma perturbação externa, os indivíduos podem influenciar qual estratégia é selecionada e a magnitude da resposta, baseado na intenção, experiência e expectativa (HORAK, 2006; MAKI; MCILROY, 2006).

Com base em experiências prévias, o SNC forma uma representação do processamento sensorial motor e das ações para executar uma tarefa (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Desta forma, processos antecipatórios de ajustes posturais são utilizados a fim de controlar a ação e manter o equilíbrio (HIRSCHFELD, 2007).

### **2.3.1 Ajustes posturais**

A ação motora dos movimentos voluntários está sujeita a duas limitações: o movimento de um ou vários segmentos para atingir um objetivo; e estabilização dos outros segmentos para que seja mantida a postura e o equilíbrio. A manutenção do equilíbrio requer ajustes posturais que podem ser antecipatórios e compensatórios (BLEUSE et al., 2006).

A posição em pé é uma das mais comuns posturas que o homem realiza para interagir com o ambiente. O sucesso dessa estabilidade requer ação coordenada dos componentes do corpo (articulações e músculos) para preservar a postura em atividades diárias, como no movimento dos membros superiores (HSU et al., 2007). O SNC antecipa as mudanças dinâmicas do corpo e induz aos ajustes posturais (HIRSCHFELD, 2007). Muitas atividades diárias incluem o movimento dos membros superiores e requerem habilidade de interação dinâmica (TAKAHASHI; REINKENSMEYER, 2003). Quando uma pessoa em pé realiza um movimento voluntário rápido do membro superior, o equilíbrio é alterado (ARUIN, 2002; BALASUBRAMANIAM; WING, 2002; LATASH et al., 1995; VERNAZZA-MARTIN et al., 1999; TEYSSÉDRE et al., 2000). A mudança da posição do membro e da geometria do corpo leva à mudança do COM e a transmissão de forças e torques pelo movimento do

membro gera uma força transiente nas outras articulações (LATASH et al., 1995; LATASH, 1998; SLIJPER; LATASH, 1998). O movimento inclui dois componentes associados ao movimento por ele mesmo e a manutenção da postura vertical (equilíbrio) (TRICON et al., 2007). O APA é uma fase preparatória, na qual os músculos posturais são ativados antes dos músculos motores primários (BLEUSE et al., 2006). Outro objetivo do APA é preparar a configuração postural para o próximo movimento ao invés de preservar o equilíbrio no movimento (HIRSCHFELD, 2007). O APA é essencial para o sucesso do movimento, seja episódico ou rítmico (PATLA; ISHAC; WINTER, 2002). O SNC tenta prever a perturbação postural associada ao movimento e a atenua com o APA, por isso o ajuste é específico (BLEUSE et al., 2006; SHIRATORI; ARUIN, 2004; TEYSSÉDRE et al., 2000).

Após o início do movimento, reações compensatórias são disparadas para lidar com a atual perturbação da postura que ocorre pela ação menos eficaz do APA (LATASH et al., 1995; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). As reações compensatórias acontecem, graças ao *feedback* sensorial, com a atual perturbação do equilíbrio devido aos componentes do APC (ARUIN, 2002). Como esses muitos graus de liberdade, ou seja, o mínimo número de coordenações independentes necessárias para descrever a posição de um sistema (LI, 2006), é organizado através da tarefa pelo controle postural é uma importante questão dada a alta incidência de queda nos idosos (HSU et al., 2007).

#### **2.4 Queda e controle postural em idosos**

Desequilíbrios e quedas são um dos mais sérios problemas de saúde em pessoas idosas e as causas primárias de morte acidental em idosos com idade superior a 85 anos (PANZER; BANDINELLI; HALLETT, 1995). Aproximadamente 30% das pessoas com 65 anos ou mais caem a cada ano (LEGTERS, 2002). Cerca de 10% são caidores recorrentes, ou seja, caem duas ou mais vezes dentro do período de seis meses (MELZER et al., 2007; VEUAS, 1997). Quedas recorrentes favorecem a institucionalização de idosos que previamente eram independentes (LEGTERS, 2002). A etiologia das quedas em idosos é multifatorial, ou seja, são causadas pela combinação de fatores intrínsecos, comportamentais, relacionados às atividades e ao ambiente (CAMARGOS, 2007). A diminuição do controle do equilíbrio é considerada o principal fator de risco intrínseco para queda (JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008; TINETTI et al., 1994).

Existe um aumento na oscilação corporal quando na postura ereta quieta (COLLEDGE et al., 1994; COLLINS et al., 1995; LAUGHTON et al., 2003). Há um prejuízo no sistema de controle postural devido ao avanço da idade associado a uma série de alterações neurológicas,

fisiológicas, musculares e esqueléticas (LAUGHTON et al., 2003; YOKOYA, DEMURA; SATO, 2008) que promovem o aumento da incidência de queda no idoso. A probabilidade de quedas sérias em idosos aumenta consideravelmente à medida que as informações sensoriais motoras e a velocidade de transmissão nervosa aferente diminuem (ALLUM et al., 2002; BLEUSE et al., 2006; RANKIN et al., 2000). A instabilidade postural causada por alterações do controle motor resulta em menor desempenho de uma tarefa funcional (ABRAHÁMOV; HLAVACKA, 2007; PANZER, BANDINELLI; HALLETT, 1995) e é dependente da habilidade de regular adequadamente a relação entre o COM e a base de suporte (ROGERS et al., 2001). A representação central da base de suporte no idoso para a estabilidade pode ser deturpada, o que afeta a seleção de estratégias para manter o equilíbrio (HORAK, 2006).

Desta forma, o idoso com risco de queda tende a usar mais a estratégia do quadril que um indivíduo com baixo risco de queda (MAKI; MCILROY, 2006; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Indivíduos com pobre resposta automática postural mostram instabilidade em resposta a uma perturbação externa e instabilidade postural no início de movimento voluntário (HORAK, 2006). Em indivíduos idosos, falhas nos ajustes posturais podem causar queda durante as atividades diárias, como a marcha ou durante a mudança de posição (MELZER et al., 2007), devido à incapacidade de estabilizar o corpo de maneira rápida e eficiente (KRISHNAMOORTHY; LATASH, 2005; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Uma desaceleração da latência inicial ou a interrupção na sequência de ativação dessas sinergias posturais pode afetar a capacidade de um idoso de executar movimentos (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002) predispondo à queda.

É esperado que o idoso fisicamente ativo tenha a função física superior e que o risco de queda seja menor em relação aos idosos sedentários (YOKOYA; DEMURA; SATO, 2008). As atividades físicas auxiliam na manutenção da independência, melhora da estabilidade postural, força, densidade óssea e habilidades funcionais e assim podem prevenir quedas e lesões nos idosos (SKELTON, 2001). Porém, a habilidade de modular a resposta compensatória é importante na determinação se um idoso é capaz de se recuperar após uma perda repentina do equilíbrio e evitar a queda (YOKOYA; DEMURA; SATO, 2008).

## **2.5 Medo da queda**

O medo da queda é natural no idoso devido ao conhecimento que consequências graves podem ocorrer ou pela noção de demora na recuperação, além de significar uma provável incapacidade, limitação e até mesmo a morte (FABRICIO et al., 2004). Esse medo pode surgir após um episódio de quase queda ou depois de uma queda que resulte em lesão e



dor, ou em indivíduos que ainda não apresentaram nenhum episódio (SCHEFFER et al., 2002) e tem a prevalência de 30% ou mais nos idosos que não apresentam história de queda e duplica naqueles que já caíram (LEGTERS, 2002).

A avaliação do medo de queda pode refletir uma reduzida habilidade funcional, e assim, aumento do risco de sofrer uma queda. O medo da queda pode levar ao uso adicional da estratégia de quadril (ADKIN et al., 2002) e tem consequências negativas físicas e funcionais no bem estar dos idosos de acordo com o grau de perda de independência (LEGTERS, 2002). Adkin et al. (2002) sugerem que o medo de queda influencia o APA. Zijlstra et al. (2007) descrevem que a diminuição da confiança leva a restrição nas habilidades físicas, com consequências sociais, fragilidade física, queda e perda de independência. Conhecer o nível de confiança no equilíbrio e o medo da queda oferece informações acerca das percepções e habilidades do idoso para que uma intervenção que proporcione a realização das atividades com segurança (ADKIN et al., 2002).

### **3 MATERIAIS E MÉTODO**

#### **3.1 Sujeitos**

Participaram 40 voluntários idosos com mais de 70 anos ( $72,1 \pm 2,7$  anos) separados em quatro grupos de acordo com as características de queda e de atividade física. O primeiro grupo foi composto por 10 idosos ( $70,9 \pm 0,8$  anos,  $71,5 \pm 10,5$  kg e  $1,60 \pm 0,09$  cm), sendo 1 homem e 9 mulheres, sedentários (IPAQ: inativo) e não caidores, o segundo grupo foi composto por 10 idosos ( $73,3 \pm 3,1$  anos,  $65,6 \pm 10,5$  kg e  $1,60 \pm 0,09$  cm), sendo todas mulheres, sedentárias (IPAQ: inativo) e caidoras, o terceiro grupo foi composto por 10 idosos ( $71 \pm 1,26$  anos,  $59,9 \pm 8,4$  kg e  $1,55 \pm 0,11$  cm), sendo 1 homem e 9 mulheres, ativos (IPAQ: ativo) e não caidores e o quarto grupo composto por 10 idosos ( $75,3 \pm 4,8$  anos,  $61,0 \pm 6,5$  kg e  $1,55 \pm 0,07$  cm), sendo todas mulheres, sedentárias (IPAQ: ativo) e caidoras. Os voluntários não foram divididos de acordo com o sexo. Carvalho, Pinto e Mota (2007) mostram não haver diferença entre as características de queda entre homens e mulheres.

Os indivíduos seguiram os seguintes critérios de inclusão: ter idade superior a 70 anos e praticar atividade física regular no período de seis meses prévios a coleta de dados (para os grupos ativos). Foram consideradas regulares as sessões de atividade físicas realizadas duas vezes na semana, com duração de pelo menos 50 minutos e dirigidas para várias componentes de aptidão física: treino de resistência aeróbia, força muscular, equilíbrio, flexibilidade e coordenação (CARVALHO; PINTO; MOTA, 2007). Foram excluídos os idosos que apresentaram distúrbios visuais incapacitantes, portadores de qualquer tipo de doença que

impossibilite a execução da tarefa do estudo (problemas cardíacos, alterações vestibulares e/ou lesões músculo esqueléticas, por exemplo), obesos e aqueles que faziam uso de medicamentos antidepressivos e/ou que produzem efeitos neuromusculares.

Os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo I) que garante anonimato e fornece informações sobre o objetivo da pesquisa e procedimentos de coleta de dados. Buscou-se fornecer ao participante toda a informação necessária sobre a segurança da tarefa para evitar qualquer tipo de dano. Os procedimentos de coleta de dados seguiram os procedimentos do Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (USP) (Anexo IV).

### **3.2 Instrumentos**

Os instrumentos utilizados (eletromiógrafo, acelerômetro e footswitch) foram sincronizados por um sistema desenvolvido pela EMG System do Brasil, que ativa as funções por meio de um trigger que envia sinais simultâneos para o microcomputador através de interface de rede ETHERNET 10Mbits/s, suportado pelo software de aquisição EMGLab V1.1 (EMG System do Brasil) que controla a aquisição e o armazenamento dos dados.

A eletromiografia foi realizada através de um Módulo Condicionador de Sinais EMG 1600-U12 - EMG System do Brasil (Figura 1a). Este equipamento possui comunicação USB, fonte de alimentação externa automática, frequência de amostragem de até 50 kHz e 16 canais para leitura de sinais diversos (adaptados para sensores transdutores de força). Cada canal eletromiográfico possui um amplificador diferencial (Rejeição de Modo Comum >100 dB; Condição: sinal senoidal 10Vpp, 60Hz) com ganho fixo de valor nominal 1000, impedância de entrada de 10.000 MOhms típico. Possui cabo flexível de 2 m, fios 30 AWG, com pares trançados e blindagem com botão na extremidade. Os sinais foram digitalizados por um conversor analógico/digital AD de 16 bits, faixa de entrada programável e filtros passa-alta Butterworth de 1ª ordem e passa-baixa Butterworth de 2ª ordem respectivamente entre 0,01-50Hz e entre 1000/500/300/200Hz. O conversor AD funcionou na faixa de  $\pm 5V$  e frequência de amostragem 1 kHz. Foram utilizados eletrodos descartáveis de AgCl (Figura 1b) que promovem alta qualidade de registro. Produzidos com hidrogel condutor, estes eletrodos podem ser reaplicados muitas vezes no mesmo indivíduo.

Um acelerômetro (EMG System do Brasil) (Figura 1c) foi utilizado para determinar o início do movimento dos membros superiores medindo a aceleração no eixo vertical (y) e horizontal (x). Este equipamento possui um sensor em forma de mola que estabelece uma resistência contra as forças de aceleração, com superfície revestida de polissilicone,

construído sobre uma superfície de silicone. A deflexão desta estrutura gera ondas proporcionais à aceleração, medidas através de um capacitor diferencial, que capta as variações de voltagem com uma precisão de  $\pm 1,7$  g. É também capaz de medir forças estáticas de aceleração (gravidade) com sensibilidade para captar inclinações menores que 1 mg, equivalente a  $0,06^\circ$  de oscilação.

Um footswitch (EMG system do Brasil) (Figura 1d) foi utilizado nas tarefas de alcance funcional anterior e lateral. Os footswitchs são instrumentos capazes de mensurar parâmetros cinemáticos temporais, ou seja, as variáveis são relativas ao tempo envolvido no movimento. O seu funcionamento se dá de forma simples, através de duas pequenas chapas de materiais condutores separados por um material não condutor, desta forma o footswitch funciona como um interruptor e o dado emitido pelo instrumento é apenas ligado e desligado.

Para a determinação da estatura foi utilizado um estadiômetro com escala de medida de 0,1 cm e a massa corporal será verificada com balança digital (Terrallion®).

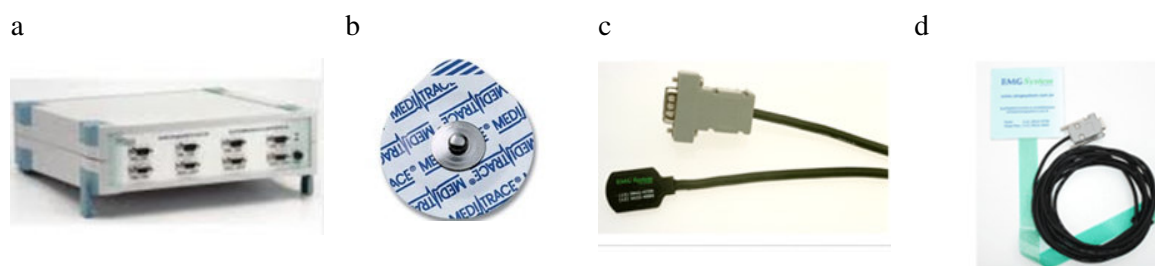


Figura 1 – a) Módulo Condicionador de Sinais; b) Eletrodo AgCL; c) Acelerômetro; d) Footswitch

Para avaliar o medo de cair foi utilizada a versão em português da Falls Efficacy Scale International (FES-I) (Anexo II). A FES-I é uma escala elaborada pelos membros do Prevention of Falls Network Europe (PROFANE) para medir o medo de queda em diversas atividades diárias. Foi validada e tem sido utilizada pela população portuguesa (CARVALHO; PINTO; MOTA, 2007). Essa escala questiona o indivíduo sobre o grau de confiança na realização de determinadas tarefas sem cair ou perder o equilíbrio (vestir/ despir; preparar refeição; tomar banho; sentar/levantar da cadeira; deitar/levantar da cama; atender a porta ou o telefone; chegar aos armários; trabalho doméstico; fazer pequenas compras) (CARVALHO; PINTO; MOTA, 2007). A FES-I apresenta quatro possibilidades de respostas, com respectivos escores de um a quatro. O escore total pode variar de 16 a 64, no qual o valor 16 corresponde à ausência de preocupação e 64, preocupação extrema em relação às quedas durante a realização das atividades específicas do questionário. A respeito das categorias de resposta, a palavra preocupado expressa um desconforto racional ou cognitivo sobre a

possibilidade de cair. Mas, ela não expressa o sofrimento emocional que poderia ser refletido por termos tais como aflito, ansioso ou medroso. A importância de se usar um termo não emocional se deve à possibilidade dos indivíduos não quererem admitir emoções, o que poderia ser visto como sinal de fraqueza (CAMARGOS, 2007).

Para avaliação do equilíbrio dos idosos foi utilizada a escala de equilíbrio e mobilidade desenvolvida por Tinetti. Consiste em uma avaliação de 16 tarefas, em que nove estão relacionadas ao equilíbrio do corpo e sete para a marcha. O Teste de Tinetti (Anexos VI e VII) classifica os aspectos da marcha como a velocidade, a distância do passo, a simetria e o equilíbrio em pé, o girar e também as mudanças com os olhos fechados de acordo com a observação do avaliador. A contagem para cada exercício varia de zero a um ou a dois e a contagem mais baixa indica a habilidade mais pobre. A pontuação total é a soma da pontuação do equilíbrio do corpo e a da marcha (SHUMWAY-COOK et al., 1997). O escore entre 19-24 pontos representa o risco moderado de queda enquanto abaixo de 19 pontos representa um alto risco de queda (SHUMWAY-COOK; WOOLACOT, 2003).

Para análise da atividade física foi utilizado o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ - Anexo V) que é um questionário que permite estimar o tempo semanal gasto em atividades físicas de intensidade moderada e vigorosa, em diferentes contextos do cotidiano, como: trabalho, transporte, tarefas domésticas e lazer, e ainda o tempo despendido em atividades passivas, realizadas na posição sentada. A versão longa do IPAQ apresenta 27 questões relacionadas com as atividades físicas, realizadas numa semana normal, com intensidade vigorosa, moderada e leve, com a duração mínima de 10 minutos contínuos, distribuídas em quatro dimensões de atividade física (trabalho, transporte, atividades domésticas e lazer) e do tempo despendido por semana na posição sentado (GOMES et al., 2011, WEUVE et al., 2004). São sedentários os idosos que, no somatório das atividades físicas nos diferentes domínios (lazer, transporte, trabalho e tarefas domésticas) praticaram menos de 150 min de atividades moderadas ou vigorosas por semana, e não sedentários aqueles que o somatório foi acima desse valor (BENEDETTI et al., 2008).

### **3.3 Controle das variáveis**

Para garantir a qualidade do estudo, as coletas foram realizadas em ambiente silencioso, livre de ruídos ou perturbação que poderiam interferir nos testes, mantido em uma temperatura entre 18° e 25 °C, para não interferir nas condições físicas dos indivíduos. Não foram realizadas coletas nos indivíduos que se apresentaram cansados e/ou referindo fadiga.

### 3.4 Protocolo experimental

Para as coletas dos dados, os grupos de idosos ativos foram compostos por idosos selecionados no Programa de Atividade Física para Melhor Idade do Centro de Convivência da Prefeitura de Arujá, enquanto que os grupos de idosos sedentários foram compostos por voluntários. A data da coleta foi agendada após a assinatura do termo de consentimento.

No início da coleta foi feito um cadastro (Anexo III) e aplicado o questionário de medo de queda FES-I, o IPAQ e o Teste Tinetti. A seguir, foram localizados os pontos de colocação dos eletrodos nos músculos: tibial anterior, gastrocnêmio medial, reto femoral, bíceps femoral, reto abdominal, multifídios e deltóide (fibras anteriores e posteriores), de acordo com as recomendações européias para eletromiografia de superfície (SENIAM) (HERMES; FRERIKS, 2000) (Figura 2). O local de colocação dos eletrodos foi limpo e submetido à tricotomia para eliminar fatores de resistência elétrica que poderiam deturpar o sinal EMG.

Após essa etapa, o idoso foi posicionado em pé sobre o solo e realizou o teste de alcance funcional anterior e lateral a fim de determinar a distância em que o mesmo deveria se posicionar do footswitch. O teste de alcance funcional é bastante simples e capaz de determinar o quanto o idoso é capaz de se deslocar dentro dos limites de estabilidade anterior (TFA) e lateralmente (TFL). Para o TFA os idosos ficaram em pé com os pés separados por distância igual a largura dos ombros e com o braço mais próximo à parede elevado, formando o ângulo de 90° de flexão do ombro (Figura 3a). Com os pés fixos, os idosos foram orientados a inclinar o corpo para frente, sem fazer rotação do tronco, o máximo possível mantendo o equilíbrio, para então ser verificado o deslocamento sobre a fita métrica (Figura 3b).



Figura 2 – Colocação de eletrodos e acelerômetro



Figura 3 – Teste de alcance anterior a) Posição inicial; b) Posição final

Para o TFL, a região dorsal do tronco permaneceu paralela à parede, com o membro superior direito abduzido à 90°, com cotovelo estendido com punho e dedos em posição neutra. O idoso se deslocou o máximo para a lateral direita, sem fletir os joelhos e/ou o tronco. Foi verificado o deslocamento sobre a fita métrica. Os indivíduos repetiram 12 vezes cada tarefa. As medidas tiveram os valores divididos à metade e foram utilizadas nas tarefas descritas à seguir:

- 1) Alcance funcional anterior: os sujeitos foram posicionados em pé com os braços ao longo do corpo e, mantendo os pés no chão, alcançaram e apertaram o footswitch localizado à sua frente, na distância de metade do TFA. (Figura 4a e 4b).
- 2) Alcance funcional lateral: os sujeitos foram posicionados em pé com os braços ao longo do corpo e, mantendo os pés no chão, alcançaram lateralmente e apertaram o footswitch localizado à metade do valor encontrado no TFL. (Figura 5a e 5b).
- 3) Flexão do ombro com carga: os sujeitos mantiveram o olhar horizontal fixando os olhos em um alvo posicionado a uma distância de 2,5 m aproximadamente. A partir daí, realizaram a tarefa de movimento de flexão dos ombros até que os membros superiores ficassem paralelos ao chão, com o comando de executar a tarefa o mais rápido possível mantendo a posição final por 2 s e um repouso 3 s. (Figura 6a e 6b).
- 4) Flexão do ombro com carga e superfície instável: os sujeitos foram posicionados em pé sobre uma cama elástica, com os braços ao longo do corpo e segurando uma massa de 1kg. A partir daí, realizaram a tarefa de movimento de flexão dos ombros até que os membros superiores ficassem paralelos ao chão, com o comando de executar a tarefa o mais rápido possível mantendo a posição final por 2 s e repouso 3 s. (Figura 7a e 7b).



a



b

Figura 4 – Tarefa de alcance funcional anterior a) Posição inicial; b) Posição final.



a



b

Figura 5 – Tarefa de alcance lateral. a) Posição inicial; b) Posição final



a

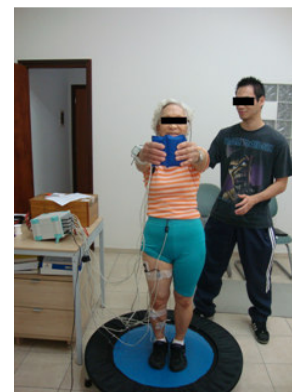


b

Figura 6 – Tarefa de flexão do ombro com carga. a) Posição inicial; b) Posição final



a



b

Figura 7 – Tarefa de flexão dos ombros com carga em superfície instável. a) Posição inicial; b) Posição final.

O fluxograma (figura 8) mostra resumidamente as fases do procedimento.

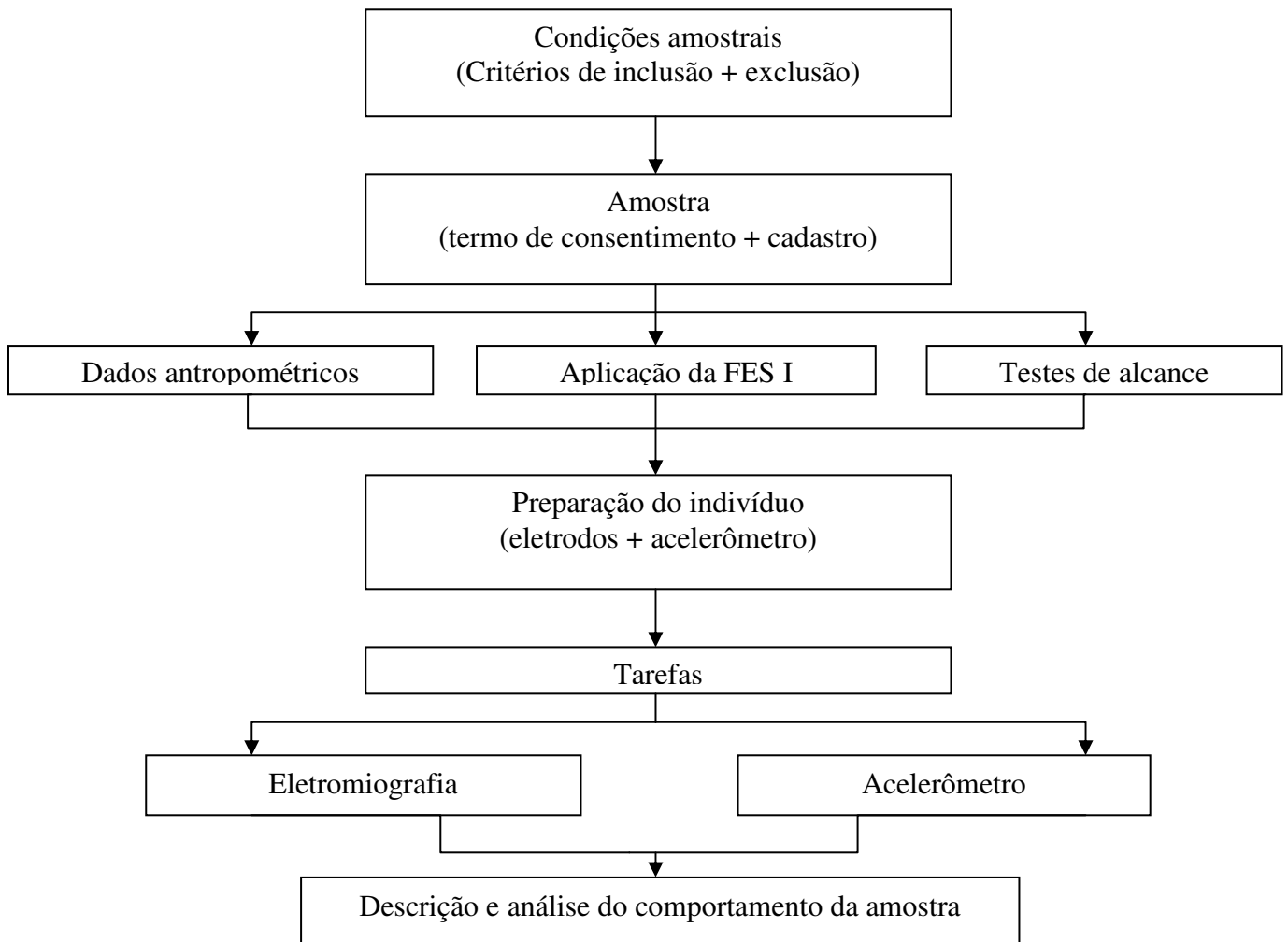


Figura 8 – Fluxograma resumido das atividades da pesquisa.

### 3.5 Variáveis de estudo

Para a análise da atividade eletromiográfica foram selecionados as seguintes variáveis temporais de cada músculo analisados: a intensidade de ativação do sinal EMG, através do cálculo do valor médio integral do sinal (iEMG - Equações 1, 2 e 3), a magnitude de ativação do sinal pelo cálculo Root Mean Square (RMS) (Equação 4) e a variabilidade do sinal (desvio padrão do sinal EMG). As variáveis cinemáticas estudadas foram: tempo de movimento, aceleração média e velocidade de movimento. Além disso, foram analisados os índices de inibição recíproca (R) e coativação (C) entre os músculos agonistas e antagonistas, como observadas nas equações 5 e 6.

$$iEMG_{APA} = \int_{t_0-0,2}^{t_0+0,05} EMG dt \quad \text{Equação 1}$$



$$iEMG_{APO} = \int_{t_0}^{t_f} EMG dt \quad \text{Equação 2}$$

$$iEMG_{APA} = \int_{t_f}^{t_f+0,25} EMG dt \quad \text{Equação 3}$$

$$RMS_{Ajuste.postural} = \sqrt{EMG^2} \quad \text{Equação 4}$$

$$R_{articulação} = |iEMG_{agonista} - iEMG_{antagonista}| \quad \text{Equação 5}$$

$$C_{articulação} = |iEMG_{agonista} + iEMG_{antagonista}| \quad \text{Equação 6}$$

### 3.6 Tratamento de sinais e análise estatística

O sinal EMG foi filtrado com passa baixa Butterworth de 2ª ordem de 400 Hz para minimizar os ruídos externos e apor sinais fisiológicos que não tenham como origem a musculatura esquelética. A seguir, o sinal foi separado através das séries temporais de cada EMG nos períodos de APA, APO e APC em cada repetição da tarefa para cada músculo analisado sendo que os limites temporais foram determinados pelo acelerômetro. O início do movimento  $T_0$  indicou as janelas temporais nas séries de EMG: APA, de  $t_0-0,2$  s até  $t_0+0,05$ s; APO, de  $t_0$  até  $t_f$ ; e APC, de  $t_f$  até  $t_f+250$  ms.

Os parâmetros do iEMG, RMS, cinemáticos, de variabilidade e os índices R e C foram comparados por meio da análise de variância (ANOVA) (QUINN; KEOUGH, 2002) para três fatores em cada músculo estudado sendo eles: as tarefas (4 níveis: AA, AL, FL e IN), os ajustes (3 níveis: APA, APO e APC), o histórico de queda (2 níveis: caidor e não caidor), o nível de atividade física (2 níveis: ativo e sedentário) e o medo de queda (2 níveis: medo de cair e sem medo de cair). O teste *post hoc* foi o Tukey HSD.

O tratamento matemático foi realizado através de rotinas elaboradas em ambiente MatLab 6.5 e através do software Origin 6.0 (Microcal Software, inc). Para as análises o nível de significância adotado foi  $p < 0,05$  e os testes foram realizados no software SigmaStat 3.5.

## 4 RESULTADOS

Os testes de alcance anterior e lateral mostram que os grupos de idosos sedentários não caidores apresentaram maior deslocamento ( $30,6 \pm 3,3$  cm e  $28,7 \pm 3,0$  cm, respectivamente) enquanto que os menores deslocamentos foram encontrados no grupo de idosos ativos caidores ( $20,3 \pm 4,7$  cm e  $16,5 \pm 3,3$  cm, respectivamente), como observado na tabela 1.

A FES-I analisa o medo de cair e o relaciona com o risco de queda onde valores iguais ou acima 23 pontos podem identificar os idosos que sofrem quedas esporádicas, enquanto que

valores acima de 31 pontos indicam idosos que sofrem quedas recorrentes (CAMARGOS, 2007). A Tabela 2 descreve a média e desvio padrão dos escores de cada grupo. A descrição completa dos sujeitos pode ser verificada no anexo VIII.

Tabela 1 - Valores de média e desvio padrão para os testes de alcance anterior e lateral entre os grupos.

Grupo	Teste de Alcance Anterior	Teste de Alcance Lateral
Sedentários não caidores	30,6±3,3 cm	28,7±3,0 cm
Sedentários caidores	23,6 ± 4,9 cm	20,0±3,9 cm
Ativos não caidores	25,4±3,9 cm	24,0±5,2 cm
Ativos caidores	20,3±4,7 cm	16,5±3,3 cm

Tabela 2 - Média e desvio padrão dos escores da Fall Efficacy Scale I para os grupos.

Grupos	FES-I
Sedentário não caidor	21±2
Sedentário caidor	35±12
Ativo não caidor	21±4
Ativo caidor	39±10

#### 4.1 Efeito dos Fatores para a iEMG

A intensidade de ativação do músculo DA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=655$ ,  $p<0,001$ ), ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=11,2$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior no alcance lateral e no APO. Houve efeito da interação da tarefa e histórico de quedas ( $F_{(3, 5308)}=3,5$ ,  $p=0,01$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=685$ ,  $p<0,001$ ) e histórico de quedas e o ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=11,4$ ,  $p<0,001$ ). Na flexão do ombro em base estável ou instável, a maior atividade do DA ocorreu em idosos não caidores, enquanto que no teste de alcance a maior atividade do DA ocorreu no grupo de caidores. Em todas as tarefas, a maior intensidade do DA ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior intensidade do DA aconteceu no APO. A intensidade de ativação do músculo DA sofreu efeito da interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=12,2$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que os grupos sedentário e ativo apresentaram maior intensidade de ativação do DA no APO.

A intensidade de ativação do músculo DP sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=337$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=26,9$ ,  $p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5308)}=28,5$ ,  $p<0,001$ ), medo de cair ( $F_{(1, 5308)}=4,07$ ,  $p<0,05$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=7,2$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior no alcance lateral,

nos idosos caidores e APO. Houve efeito da interação da tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=334, p<0,001$ ), histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=33,5, p<0,001$ ) e tarefa, histórico de queda e ajuste ( $F_{(6, 5308)}=4,6, p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que no alcance anterior, lateral e na flexão do ombro em base instável, a maior atividade do DP ocorreu no APO de idosos não caidores. A tarefa de alcance lateral apresentou a maior intensidade do DP no APO no grupo de idosos não caidores. A intensidade de ativação do músculo DP sofreu efeito da interação da tarefa e atividade física ( $F_{(3, 5308)}=2,7, p<0,05$ ) e atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=68, p<0,001$ ). A intensidade de ativação do DP foi maior grupo sedentário. Nos dois grupos, a maior intensidade do DP ocorreu no APO. A intensidade de ativação do DP foi maior nos idosos sem medo de cair.

A intensidade de ativação do músculo RA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=110, p<0,001$ ), histórico de queda ( $F_{(1, 5308)}=12,5, p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5308)}=112, p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=3,7, p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior no alcance lateral no APO nos idosos não caidores. Houve efeito da interação da tarefa e histórico de quedas ( $F_{(3, 5308)}=8,3, p<0,001$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=78,7, p<0,001$ ) e tarefa, histórico de queda e ajuste ( $F_{(6, 5308)}=3,1, p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que no alcance lateral, a maior atividade do RA ocorreu em idosos caidores, e nas demais tarefas a maior atividade do RA aconteceu no grupo de não caidores. Em todas as tarefas, a maior intensidade do RA ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores, a maior intensidade do RA ocorreu no APO na tarefa de alcance lateral. A intensidade de ativação do músculo RA sofreu efeito da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=5,4, p<0,05$ ). A intensidade de ativação do RA foi maior no grupo sedentário. Nos dois grupos, a maior intensidade do RA foi observada no APO. A intensidade de ativação do músculo RA sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5308)}=15,8, p<0,001$ ) e da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=5,5, p<0,005$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do RA foi maior nos idosos que não tinham medo de cair. A intensidade foi maior no APA em idosos que não tinham medo de cair.

A intensidade de ativação do músculo MT sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=49,02, p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1,5308)}=19,11, p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5308)}=24,2, p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,16, p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior nas tarefas de alcance, nos idosos caidores no APO. Houve efeito da interação da tarefa com o ajuste ( $F_{(6, 5308)}=35,79, p<0,001$ ), histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,946, p<0,05$ ), da tarefa, histórico de queda e ajuste ( $F_{(6, 5308)}=4,322, p<0,001$ ), tarefa e atividade física ( $F_{(3, 5308)}=7,7, p<0,001$ ) e da atividade física e

ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,4$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do MT foi maior grupo ativo. Em todas as tarefas, houve maior intensidade de ativação do MT no grupo de idosos ativos. Nos dois grupos, a maior intensidade do MT foi observada no APO. A intensidade de ativação do músculo MT sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5308)}=6,2$ ,  $p<0,05$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do MT foi maior nos idosos que não tinham medo de cair.

A intensidade de ativação do músculo RF sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=98$ ,  $p<0,001$ ), histórico de queda ( $F_{(1, 5308)}=9,3$ ,  $p<0,05$ ) e do ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,9$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior no alcance lateral, no APO nos idosos caídores. Houve efeito da tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=84$ ,  $p<0,001$ ) e do histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=8,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas, a maior atividade do RF ocorreu no APO. No grupo de idosos caídores foi encontrada a maior intensidade do RF no APO. A intensidade de ativação do músculo RF sofreu efeito do nível de atividade física ( $F_{(1, 5308)}=25,7$ ,  $p<0,001$ ), atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=11,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do RF foi maior grupo sedentário. Houve efeito da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,0$ ,  $p<0,05$ ) O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do RF foi maior nos idosos que não tem medo de cair no APO.

A intensidade de ativação do músculo BF sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=67,4$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=53,7$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=3,9$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior nas tarefas de alcance anterior e lateral, nos idosos caídores e APO. Houve efeito interação da tarefa e histórico de quedas ( $F_{(3, 5308)}=31,1$ ,  $p<0,001$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=49,8$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=16,5$ ,  $p<0,001$ ) e da tarefa, histórico de queda e ajuste ( $F_{(6, 5308)}=15,7$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que no alcance anterior e lateral, a maior atividade do BF foi observada no APO entre os idosos caídores. A tarefa de alcance lateral apresentou a maior intensidade do BF no APO nos grupos de idosos não caídores. Em todas as tarefas, a maior intensidade do BF ocorreu no APO. Tanto os idosos caídores quanto os não caídores apresentaram maior intensidade de ativação no APO nas tarefas de alcance anterior e lateral. A intensidade de ativação do músculo BF sofreu efeito da atividade física ( $F_{(1, 5308)}=25,6$ ,  $p<0,001$ ), interação da tarefa e atividade física ( $F_{(3, 5308)}=19,4$ ,  $p<0,001$ ) e atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=3,8$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do BF foi maior grupo ativo. Nas

tarefas de alcance, houve maior intensidade de ativação do BF no grupo de idosos ativos enquanto que nas tarefas de flexão do ombro com e sem superfície instável a maior intensidade de ativação ocorreu no grupo de idosos sedentários. Nos dois grupos, a maior intensidade do BF ocorreu no APO. A intensidade de ativação do músculo BF apenas sofreu efeito da interação da tarefa e medo de cair ( $F_{(3, 5308)}=6,8$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que na tarefa de alcance anterior intensidade de ativação do BF foi maior nos idosos com medo de cair e nas demais a intensidade foi maior nos idosos sem medo de cair.

A intensidade de ativação do músculo TA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=148$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,3$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior nas tarefas de alcance anterior e lateral no APO. Houve efeito interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5308)}=7,5$ ,  $p<0,001$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=112$ ,  $p<0,001$ ) e da tarefa, histórico de queda e ajuste ( $F_{(6, 5308)}=4,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que no alcance anterior e lateral, a maior atividade do TA ocorreu no APO de idosos caídores. As tarefas de alcance anterior, lateral e flexão do ombro com instabilidade apresentaram maior intensidade do TA no APO. Em todas as tarefas, a maior intensidade do TA aconteceu no APO. Para a intensidade de ativação do músculo TA, houve efeito da atividade física ( $F_{(1, 5308)}=4,6$ ,  $p<0,05$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=3,1$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do TA foi maior grupo sedentário. Nos dois grupos, a maior intensidade do BF ocorreu no APO. A intensidade de ativação do músculo TA não sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5308)}=0,9$ ,  $p=0,3$ ), da interação da tarefa e medo de cair ( $F_{(3, 5308)}=1,5$ ,  $p=0,1$ ) e da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=2,9$ ,  $p=0,5$ ).

A intensidade de ativação do músculo GM sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5308)}=101$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=81,1$   $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=4,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior no alcance anterior, nos idosos caídores e APO. Houve efeito da tarefa com o ajuste postural ( $F_{(6, 5308)}=80,0$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=14,5$ ,  $p<0,001$ ) e da tarefa, histórico de queda e ajuste ( $F_{(6, 5308)}=3,4$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas a maior atividade de GM ocorreu no APO, nos idosos caídores. Os idosos caídores e não caídores apresentaram maior intensidade de ativação no APO em todas as tarefas. A intensidade de ativação do músculo GM sofreu efeito da atividade física ( $F_{(1, 5308)}=47,3$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5308)}=4,1$ ,  $p=0,006$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação do GM foi maior grupo ativo. Para a intensidade de ativação do músculo GM não houve efeito do medo de cair ( $F_{(1,$

$_{5308}=1,1, p=0,2$ ), interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5308)}=0,3, p=0,7$ ). Houve efeito da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5308)}=6,0, p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a intensidade de ativação foi maior nos idosos com medo de cair no APO.

**Tabela 3 - Média e desvio padrão** dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores nas tarefas de flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	DA	DP	RA	MT
FI	Não caidor	APA	70,2 ± 15,2	132,8 ± 16,4	288,3 ± 17,3	182 ± 16,6
		APO	1087,8 ± 14,9	1079,4 ± 16,1	1087,3 ± 17	1037,7 ± 16,3
		APC	262,5 ± 15,2	257,9 ± 16,4	258 ± 17,3	250 ± 16,6
	Caidor	APA	77,6 ± 26,6	141,3 ± 28,7	251,2 ± 30,3	220 ± 29,1
		APO	922,9 ± 28	871,1 ± 30,2	977,4 ± 32	1039,3 ± 30,7
		APC	257,3 ± 25,2	224,3 ± 27,2	236,1 ± 28,8	270,6 ± 27,6
IN	Não caidor	APA	78,2 ± 15,5	153 ± 16,8	294,9 ± 17,7	156,4 ± 17
		APO	1083,8 ± 15,1	1104 ± 16,3	1038,4 ± 17,2	1041,5 ± 16,5
		APC	270 ± 15,6	264,2 ± 16,8	246,1 ± 17,8	252,9 ± 17,1
	Caidor	APA	107,9 ± 30,1	182,7 ± 32,5	253,5 ± 34,4	209,2 ± 33
		APO	970,1 ± 30,3	994,7 ± 32,7	857,3 ± 34,6	1094,2 ± 33,2
		APC	235,4 ± 30,1	223,9 ± 32,5	217,2 ± 34,4	268,7 ± 33
AL	Não caidor	APA	116,7 ± 15,3	152,2 ± 16,5	295,5 ± 17,4	220,3 ± 16,8
		APO	2293,6 ± 15,5	2090,9 ± 16,7	1516,2 ± 17,6	1306,7 ± 16,9
		APC	146,6 ± 15	168,6 ± 16,2	265,9 ± 17,1	282,3 ± 16,5
	Caidor	APA	125,4 ± 23,1	130,5 ± 24,9	320,5 ± 26,3	212,1 ± 25,3
		APO	2306,6 ± 30,1	2010,5 ± 32,5	1635,8 ± 34,4	1549,2 ± 33
		APC	169,8 ± 22,2	170,5 ± 23,9	266,5 ± 25,3	278,2 ± 24,3
AA	Não Caidor	APA	137 ± 14,8	196,3 ± 15,9	295,4 ± 16,9	182,7 ± 16,2
		APO	2206,8 ± 14,9	1928,5 ± 16,1	1443 ± 17	1279 ± 16,4
		APC	155,3 ± 14,5	222,6 ± 15,7	251,6 ± 16,6	234,3 ± 15,9
	Caidor	APA	167,4 ± 25,2	214,7 ± 27,2	293,6 ± 28,8	222,9 ± 27,6
		APO	2149 ± 28,3	1663,9 ± 30,6	1324,8 ± 32,3	1327,4 ± 31,1
		APC	195,1 ± 24,4	319,5 ± 26,3	211,2 ± 27,8	249,5 ± 26,8

Tabela 4 – Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	At. física	Ajuste	DA	DP	RA	MT
FL	Sedentário	APA	72,3 ± 18,6	121,4 ± 19,9	291,4 ± 21,2	177,3 ± 20,3
		APO	1079,2 ± 18,5	1096,6 ± 19,8	1094,6 ± 21,2	1053,9 ± 20,2
		APC	260,7 ± 18,6	261,2 ± 19,9	252,2 ± 21,2	248,8 ± 20,3
	Ativo	APA	71,7 ± 18,7	148,5 ± 20,0	266,7 ± 21,4	205,6 ± 20,4
		APO	1023,5 ± 18,7	969,7 ± 20,0	1031,2 ± 21,3	1022,0 ± 20,4
		APC	261,6 ± 18,2	237,3 ± 19,5	252,1 ± 20,8	261,8 ± 19,9
IN	Sedentário	APA	70,5 ± 19,6	139,3 ± 21,0	290,6 ± 22,4	147,7 ± 21,4
		APO	1049,1 ± 19,3	1104,8 ± 20,6	1022,8 ± 22,0	1061,9 ± 21,1
		APC	270,7 ± 19,7	265,1 ± 21,1	249,3 ± 22,5	252,6 ± 21,6
	Ativo	APA	98,1 ± 19,4	178,8 ± 20,8	281,8 ± 22,2	187,0 ± 21,2
		APO	1072,9 ± 18,9	1060,9 ± 20,2	983,1 ± 21,6	1042,3 ± 20,6
		APC	255,1 ± 19,4	246,7 ± 20,7	231,1 ± 22,2	259,8 ± 21,2
AL	Sedentário	APA	94,1 ± 18,6	125,4 ± 19,9	305,7 ± 21,3	201,7 ± 20,3
		APO	2343,5 ± 18,8	2205,9 ± 20,1	1618,4 ± 21,4	1305,6 ± 20,5
		APC	135,3 ± 18,1	155,8 ± 19,4	269,5 ± 20,7	278,2 ± 19,8
	Ativo	APA	141,7 ± 17,5	163,4 ± 18,7	300,8 ± 20,0	232,0 ± 19,1
		APO	2241,2 ± 20,3	1920,3 ± 21,7	1451,0 ± 23,1	1417,4 ± 22,1
		APC	170,4 ± 17,1	181,1 ± 18,3	263,0 ± 19,5	283,4 ± 18,7
AA	Sedentário	APA	109,1 ± 18,3	181,8 ± 19,5	308,0 ± 20,9	164,2 ± 19,9
		APO	2229,4 ± 18,2	1992,2 ± 19,4	1424,4 ± 20,8	1181,0 ± 19,9
		APC	139,6 ± 17,8	212,8 ± 19,0	239,2 ± 20,3	227,6 ± 19,4
	Ativo	APA	178,9 ± 17,8	219,4 ± 19,1	282,5 ± 20,4	220,3 ± 19,5
		APO	2154,8 ± 19,2	1735,0 ± 20,6	1409,4 ± 22,0	1411,1 ± 21,0
		APC	191,1 ± 17,5	282,2 ± 18,8	242,8 ± 20,0	248,7 ± 19,2

Tabela 5 – Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal EMG para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	DA	DP	RA	MT
IN	Sem Medo	APA	528,1 ± 49,6	534,2 ± 44,4	614,9 ± 34,9	519,7 ± 33,4
		APO	502,5 ± 50,6	536,7 ± 45,3	581,7 ± 35,6	527,3 ± 34,1
		APC	407,0 ± 45,6	434,0 ± 40,9	518,0 ± 32,1	465,9 ± 30,8
	Medo	APA	482,6 ± 61,6	432,6 ± 55,2	409,9 ± 43,3	453,9 ± 41,5
		APO	337,9 ± 69,2	381,4 ± 62,0	441,9 ± 48,7	480,1 ± 46,7
		APC	466,0 ± 54,3	458,9 ± 48,7	531,7 ± 38,2	501,9 ± 36,6
AL	Sem Medo	APA	744,5 ± 60,5	695,5 ± 54,2	667,8 ± 42,6	559,2 ± 40,8
		APO	747,6 ± 99,7	738,9 ± 89,4	552,0 ± 70,2	630,9 ± 67,3
		APC	916,4 ± 75,4	717,8 ± 67,6	606,7 ± 53,0	685,3 ± 50,9
	Medo	APA	505,1 ± 39,9	490,9 ± 35,8	480,9 ± 28,1	383,7 ± 26,9
		APO	972,5 ± 34,8	920,7 ± 31,2	824,1 ± 24,5	716,3 ± 23,5
		APC	715,6 ± 83,6	655,0 ± 75,0	554,1 ± 58,8	483,8 ± 56,4
AA	Sem Medo	APA	626,3 ± 53,0	671,8 ± 47,5	604,9 ± 37,3	438,6 ± 35,7
		APO	980,1 ± 51,1	893,9 ± 45,8	815,9 ± 35,9	766,8 ± 34,5
		APC	754,9 ± 44,1	658,4 ± 39,5	567,8 ± 31,0	498,9 ± 29,7
	Medo	APA	847,8 ± 56,7	739,8 ± 50,8	543,5 ± 39,9	543,2 ± 38,3
		APO	851,9 ± 70,3	750,0 ± 63,0	534,1 ± 49,4	550,9 ± 47,4
		APC	747,7 ± 48,7	755,9 ± 43,6	655,8 ± 34,2	526,4 ± 32,8
FL	Sem Medo	APA	536,4 ± 53,0	542,6 ± 47,5	543,9 ± 37,3	478,6 ± 35,7
		APO	491,0 ± 50,7	577,2 ± 45,4	575,6 ± 35,6	540,5 ± 34,2
		APC	453,5 ± 43,9	495,4 ± 39,4	528,4 ± 30,9	503,2 ± 29,6
	Medo	APA	456,7 ± 71,4	447,8 ± 64,0	447,7 ± 50,2	445,6 ± 48,1
		APO	445,3 ± 76,8	468,5 ± 68,8	458,5 ± 54,0	552,6 ± 51,8
		APC	471,8 ± 59,5	460,4 ± 53,3	468,2 ± 41,8	477,1 ± 40,1



Tabela 6 – Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos, reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	RF	BF	TA	GM
FI	Não Caidor	APA	250,4 ± 15,8	192,4 ± 18,7	286,4 ± 18,3	209,0 ± 19,2
		APO	1047,8 ± 15,5	1115,5 ± 18,4	1185,5 ± 17,9	1128,4 ± 18,8
		APC	242,7 ± 15,8	265,5 ± 18,7	282,3 ± 18,3	264,8 ± 19,2
	Caidor	APA	244,4 ± 27,7	228,4 ± 32,8	284,9 ± 32,0	317,8 ± 33,6
		APO	1054,1 ± 29,3	1084,0 ± 34,6	1127,6 ± 33,7	1219,8 ± 35,4
		APC	270,2 ± 26,3	284,8 ± 31,1	285,7 ± 30,3	298,3 ± 31,8
IN	Não Caidor	APA	240,8 ± 16,2	187,9 ± 19,2	241,5 ± 18,7	200,9 ± 19,6
		APO	995,2 ± 15,7	1163,3 ± 18,6	989,4 ± 18,1	976,5 ± 19,0
		APC	241,2 ± 16,2	273,8 ± 19,2	257,8 ± 18,7	238,6 ± 19,6
	Caidor	APA	215,9 ± 31,4	190,3 ± 37,1	199,0 ± 36,2	262,8 ± 38,1
		APO	1052,2 ± 31,6	1034,3 ± 37,4	911,7 ± 36,5	1074,7 ± 38,3
		APC	262,7 ± 31,4	244,1 ± 37,1	248,7 ± 36,2	244,8 ± 38,1
AL	Não Caidor	APA	242,3 ± 16,0	213,7 ± 18,9	254,2 ± 18,4	219,9 ± 19,3
		APO	1471,5 ± 16,1	1300,3 ± 19,1	1570,4 ± 18,6	1476,2 ± 19,5
		APC	278,0 ± 15,7	231,0 ± 18,5	296,2 ± 18,1	269,2 ± 19,0
	Caidor	APA	238,2 ± 24,1	267,2 ± 28,5	273,6 ± 27,8	273,1 ± 29,2
		APO	1607,4 ± 31,4	1820,1 ± 37,1	1813,7 ± 36,2	1827,1 ± 38,1
		APC	269,8 ± 23,1	308,0 ± 27,3	308,3 ± 26,7	298,7 ± 28,0
FL	Não Caidor	APA	223,3 ± 15,4	208,9 ± 18,2	279,3 ± 17,8	206,8 ± 18,7
		APO	1394,4 ± 15,6	1333,1 ± 18,4	1651,3 ± 18,0	1556,4 ± 18,9
		APC	270,2 ± 15,2	229,2 ± 17,9	277,4 ± 17,5	243,2 ± 18,4
	Caidor	APA	212,6 ± 26,3	265,3 ± 31,1	279,2 ± 30,3	306,3 ± 31,8
		APO	1527,0 ± 29,6	1667,6 ± 34,9	1679,4 ± 34,1	1763,2 ± 35,8
		APC	286,1 ± 25,5	292,6 ± 30,1	273,8 ± 29,4	327,0 ± 30,8

Tabela 7 - Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos, reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentários e ativos, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL)

Tarefa	At. física	Ajuste	RF	BF	TA	GM
FL	Sedentário	APA	257,4 ± 19,3	193,6 ± 23,2	282,7 ± 22,4	187,1 ± 23,6
		APO	1082,4 ± 19,3	1154,7 ± 23,1	1197,9 ± 22,3	1110,4 ± 23,5
		APC	253,5 ± 19,3	271,6 ± 23,2	288,8 ± 22,4	258,8 ± 23,6
	Ativo	APA	240,5 ± 19,5	209,1 ± 23,3	289,4 ± 22,5	285,1 ± 23,8
		APO	1015,6 ± 19,4	1061,8 ± 23,3	1147,3 ± 22,5	1187,1 ± 23,7
		APC	246,7 ± 19,0	269,7 ± 22,7	277,8 ± 21,9	287,9 ± 23,1
IN	Sedentário	APA	248,9 ± 20,4	181,9 ± 24,5	249,4 ± 23,6	196,7 ± 24,9
		APO	1045,1 ± 20,1	1166,2 ± 24,0	1061,5 ± 23,2	956,1 ± 24,5
		APC	255,6 ± 20,5	278,9 ± 24,6	261,7 ± 23,7	240,8 ± 25,1
	Ativo	APA	222,5 ± 20,2	194,8 ± 24,2	216,2 ± 23,4	230,7 ± 24,7
		APO	969,6 ± 19,7	1110,4 ± 23,5	890,2 ± 22,7	1034,2 ± 24,0
		APC	236,2 ± 20,2	256,5 ± 24,2	250,2 ± 23,3	239,1 ± 24,6
AL	Sedentário	APA	252,2 ± 19,4	197,5 ± 23,2	258,9 ± 22,4	199,8 ± 23,6
		APO	1580,2 ± 19,5	1290,1 ± 23,4	1635,0 ± 22,6	1538,4 ± 23,8
		APC	286,4 ± 18,9	219,2 ± 22,6	297,4 ± 21,8	263,8 ± 23,0
	Ativo	APA	231,1 ± 18,2	258,7 ± 21,8	261,2 ± 21,1	268,3 ± 22,2
		APO	1406,1 ± 21,1	1546,9 ± 25,2	1604,9 ± 24,4	1562,1 ± 25,7
		APC	265,6 ± 17,8	287,2 ± 21,3	302,3 ± 20,6	291,5 ± 21,7
AA	Sedentário	APA	226,8 ± 19,0	196,4 ± 22,7	274,4 ± 22,0	173,0 ± 23,2
		APO	1449,6 ± 18,9	1296,5 ± 22,6	1637,7 ± 21,9	1524,6 ± 23,1
		APC	267,4 ± 18,5	220,3 ± 22,2	273,1 ± 21,4	221,9 ± 22,6
	Ativo	APA	214,7 ± 18,6	249,0 ± 22,2	284,0 ± 21,5	288,7 ± 22,6
		APO	1393,7 ± 20,0	1528,5 ± 24,0	1679,6 ± 23,2	1687,4 ± 24,4
		APC	281,1 ± 18,3	270,6 ± 21,9	279,7 ± 21,1	307,1 ± 22,3

Tabela 8 - Média e desvio padrão dos valores da integral do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	RF	BF	TA	GM
IN	Sem Medo	APA	557,2 ± 36,9	697,3 ± 38,3	599,2 ± 38,6	519,7 ± 33,4
		APO	521,1 ± 37,6	553,1 ± 39,0	558,0 ± 39,3	527,3 ± 34,1
		APC	504,3 ± 33,9	567,6 ± 35,2	485,2 ± 35,5	465,9 ± 30,8
	Medo	APA	543,1 ± 45,8	502,2 ± 47,5	598,5 ± 47,9	453,9 ± 41,5
		APO	475,0 ± 51,5	532,0 ± 53,4	567,6 ± 53,8	480,1 ± 46,7
		APC	539,5 ± 40,4	571,1 ± 41,9	531,3 ± 42,2	501,9 ± 36,6
AL	Sem Medo	APA	570,0 ± 45,0	613,3 ± 46,7	696,9 ± 47,0	559,2 ± 40,8
		APO	449,7 ± 74,2	536,7 ± 77,0	559,5 ± 77,6	630,9 ± 67,3
		APC	658,9 ± 56,1	687,1 ± 58,2	627,2 ± 58,6	685,3 ± 50,9
	Medo	APA	449,0 ± 29,7	501,2 ± 30,8	447,6 ± 31,1	383,7 ± 26,9
		APO	705,9 ± 25,9	853,4 ± 26,9	781,9 ± 27,1	716,3 ± 23,5
		APC	548,1 ± 62,2	628,3 ± 64,5	616,0 ± 65,1	483,8 ± 56,4
AA	Sem Medo	APA	478,5 ± 39,4	698,4 ± 40,9	655,3 ± 41,2	438,6 ± 35,7
		APO	637,7 ± 38,0	856,9 ± 39,4	817,0 ± 39,7	766,8 ± 34,5
		APC	520,1 ± 32,8	631,8 ± 34,0	534,2 ± 34,3	498,9 ± 29,7
	Medo	APA	668,1 ± 42,2	661,1 ± 43,8	672,3 ± 44,1	543,2 ± 38,3
		APO	742,6 ± 52,3	691,4 ± 54,2	747,9 ± 54,6	550,9 ± 47,4
		APC	655,8 ± 36,2	726,9 ± 37,5	689,4 ± 37,8	526,4 ± 32,8
FL	Sem Medo	APA	587,0 ± 39,4	450,0 ± 40,9	555,2 ± 41,2	478,6 ± 35,7
		APO	511,4 ± 37,7	548,0 ± 39,1	425,1 ± 39,4	540,5 ± 34,2
		APC	591,0 ± 32,7	501,3 ± 33,9	470,2 ± 34,2	503,2 ± 29,6
	Medo	APA	487,2 ± 53,1	467,8 ± 55,1	514,3 ± 55,5	445,6 ± 48,1
		APO	500,5 ± 57,1	501,4 ± 59,3	613,3 ± 59,7	552,6 ± 51,8
		APC	493,0 ± 44,3	484,1 ± 45,9	452,6 ± 46,3	477,1 ± 40,1

#### 4.2 Efeito dos fatores para o Root Mean Square (RMS)

O RMS do músculo DA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=153$ ,  $p<0,001$ ) e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=2,4$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que o RMS foi maior no alcance lateral e no APO. Houve efeito da interação da tarefa e histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=8,0$ ,  $p<0,001$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=273$ ,  $p<0,001$ ) e histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=9,6$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que no alcance anterior e lateral, a maior magnitude do DA ocorreu em idosos caídores, enquanto que nos

testes de flexão de ombro com ou sem instabilidade a maior magnitude DA ocorreu no grupo de não caidores. Em todas as tarefas, a maior magnitude de ativação do DA ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude de ativação do DA ocorreu no APO. O RMS do músculo DA sofreu efeito da magnitude da contração do DA no nível de atividade física ( $F_{(1, 5339)}=49,1$ ,  $p<0,001$ ), na interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=19,2$ ,  $p<0,001$ ) e na interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=6,1$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação do DA foi maior grupo ativo. Nas tarefas de alcance houve maior intensidade de ativação do DA no grupo de idosos ativos enquanto que nas tarefas de flexão do ombro com e sem superfície instável a maior intensidade de ativação ocorreu no grupo de idosos sedentários. Nos dois grupos, a maior intensidade do DA ocorreu no APO. O RMS do músculo DA não houve efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=0,1$ ,  $p=0,7$ ). Houve efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=7,1$ ,  $p<0,001$ ) e do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=14,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior na tarefa de alcance lateral nos idosos sem medo de cair e no APO.

O RMS do músculo DP sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=127$ ,  $p<0,001$ ), do histórico de quedas ( $F_{(1, 5339)}=4,7$ ,  $p<0,05$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=1,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o RMS foi maior nos testes de alcance, no APO em idosos não caidores. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=10,0$ ,  $p<0,001$ ), da tarefa com ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=135$ ,  $p<0,001$ ), e do histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=30$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou somente na tarefa de alcance anterior, a maior magnitude do DP ocorreu em idosos não caidores, enquanto que nos demais testes a maior magnitude DP foi encontrada no grupo de não caidores. Em todas as tarefas, a maior magnitude do DP ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude do DP foi encontrada no APO. O RMS do músculo DP não sofreu efeito da atividade física ( $F_{(1, 5339)}=1,4$ ,  $p=0,2$ ). Houve efeito da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=4,9$ ,  $p<0,05$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=62,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou nas tarefas de alcance houve maior RMS do DP no grupo de idosos ativos enquanto que nas tarefas de flexão do ombro com e sem superfície instável a maior magnitude de ativação foi observada no grupo de idosos sedentários. Nos dois grupos, a maior magnitude de ativação do DP ocorreu no APO. O RMS do músculo DP sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=4,9$ ,  $p<0,05$ ), da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=9,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior nos idosos que não tem medo de cair. Na tarefa de alcance

anterior o RMS foi maior nos idosos que tem medo de cair.

O RMS do músculo RA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=10,2$ ,  $p<0,001$ ), do histórico de quedas ( $F_{(1, 5339)}=45,7$ ,  $p<0,05$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=31,9$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior no alcance lateral, no APA em idosos não caidores. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=7,4$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou somente no alcance lateral, a maior magnitude do RA ocorreu em idosos caidores, e nos demais testes a maior magnitude RA ocorreu no grupo caidores. O RMS do RA sofreu efeito da atividade física ( $F_{(1, 5339)}=8,7$ ,  $p<0,05$ ). Houve efeito da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=5,5$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=3,7$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação do RA foi maior grupo sedentário. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que somente na tarefa de flexão do ombro em base instável a magnitude do RA foi maior nos idosos ativos, enquanto que demais houve maior magnitude de ativação do RA no grupo de idosos sedentário. No grupo de idosos sedentários, a maior magnitude de ativação do RA ocorreu no APO e no grupo de idosos ativos ocorreu no APA. O RMS do músculo RA sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=36,1$ ,  $p<0,001$ ), interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=7,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que, em todas as tarefas, a magnitude de ativação foi maior nos idosos sem medo de cair.

O RMS do músculo MT sofreu houve efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=32,3$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5339)}=31,7$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=717$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior na tarefa de alcance lateral, no APC em idosos caidores. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=9,9$ ,  $p<0,001$ ), da tarefa com ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=18,9$ ,  $p<0,001$ ), e do histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=18,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou somente na tarefa de alcance lateral, a maior magnitude do MT ocorreu em idosos não caidores, enquanto que nos demais testes a maior magnitude MT ocorreu no grupo de caidores. Nas tarefas de alcance anterior e lateral, a maior magnitude do MT ocorreu no APC e nas tarefas de flexão do ombro com e sem instabilidade a maior magnitude de ativação ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude do MT foi encontrada no APC. O RMS do MT sofreu efeito da atividade física ( $F_{(1, 5339)}=8,7$ ,  $p<0,05$ ), interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=5,5$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=3,7$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação do MT foi maior grupo sedentário. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que somente na tarefa de flexão do ombro em base instável a magnitude da contração

do MT foi maior nos idosos ativos, enquanto que demais houve maior magnitude de ativação do MT no grupo de idosos sedentário. No grupo de idosos sedentários, a maior magnitude de ativação do MT ocorreu no APO e no grupo de idosos ativos ocorreu no APA. O RMS do músculo MT sofreu efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=8,2, p<0,001$ ) e do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=3,1, p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior na tarefa de alcance lateral nos idosos sem medo de cair. Tantos idosos com quanto sem medo de cair apresentaram maior magnitude no APC.

Tabela 9 – Média e Desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	DA	DP	RA	MT
FL	Não Caidor	APA	17,9 ± 1,5	34,1 ± 1,4	65,2 ± 1,5	37,8 ± 0,7
		APO	71,3 ± 1,4	67,9 ± 1,3	63,6 ± 1,4	64,4 ± 0,7
		APC	69,4 ± 1,5	66,4 ± 1,4	56 ± 1,5	63,3 ± 0,7
	Caidor	APA	25,2 ± 2,8	40,8 ± 2,7	55,5 ± 2,9	48,7 ± 1,3
		APO	62,7 ± 2,8	61,8 ± 2,7	51,9 ± 2,9	64 ± 1,3
		APC	59,9 ± 2,8	56,7 ± 2,7	49,3 ± 2,9	64,5 ± 1,3
IN	Não Caidor	APA	17 ± 1,4	30,6 ± 1,3	64,4 ± 1,4	43,7 ± 0,7
		APO	71,5 ± 1,4	68,5 ± 1,3	61 ± 1,4	63,6 ± 0,7
		APC	66,7 ± 1,4	65 ± 1,3	57,9 ± 1,4	62,3 ± 0,7
	Caidor	APA	18,1 ± 2,5	31,8 ± 2,4	55,6 ± 2,5	50,2 ± 1,2
		APO	63,3 ± 2,6	56,6 ± 2,5	56,5 ± 2,7	63 ± 1,2
		APC	65,9 ± 2,4	56,4 ± 2,2	53 ± 2,4	64,3 ± 1,1
AL	Não Caidor	APA	26,2 ± 1,4	33,3 ± 1,3	65,1 ± 1,4	51,7 ± 0,7
		APO	1.324 ± 0,01	1.166 ± 1,4	63,9 ± 1,5	59,3 ± 0,7
		APC	39,6 ± 1,4	44,6 ± 1,3	59,4 ± 1,4	69 ± 0,7
	Caidor	APA	29,2 ± 2,2	30,4 ± 2	69,7 ± 2,2	48,5 ± 1
		APO	1.347 ± 0,03	1.098 ± 2,7	61,6 ± 2,9	61,4 ± 1,3
		APC	46,7 ± 2,1	46,2 ± 2	59,2 ± 2,1	66,2 ± 1
AA	Não Caidor	APA	30,1 ± 1,4	43 ± 1,3	67,5 ± 1,4	43,1 ± 0,6
		APO	1.275 ± 0,01	1.032 ± 1,3	62,8 ± 1,4	57,2 ± 0,7
		APC	41,3 ± 1,4	58,9 ± 1,3	61,4 ± 1,4	57 ± 0,6
	Caidor	APA	38,5 ± 2,4	49,4 ± 2,2	64,6 ± 2,4	51,1 ± 1,1
		APO	1.253 ± 2,7	85 ± 2,5	55,2 ± 2,7	57,5 ± 1,2
		APC	52,7 ± 2,3	86,5 ± 2,2	46,9 ± 2,3	59,5 ± 1,1

Tabela 10 - Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentários e ativos durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	At. física	Ajuste	DA	DP	RA	MT
FL	Sedentário	APA	22,5 ± 1,81	39,9 ± 1,72	62,5 ± 1,85	43,9 ± 0,8
		APO	69,1 ± 1,76	64,6 ± 1,67	66,1 ± 1,8	63,5 ± 0,8
		APC	64,9 ± 1,81	61,6 ± 1,72	53,1 ± 1,85	63,8 ± 0,8
	Ativo	APA	16,3 ± 1,83	31 ± 1,74	63,9 ± 1,87	36,2 ± 0,8
		APO	70,1 ± 1,8	68,9 ± 1,71	56,3 ± 1,84	65,2 ± 0,8
		APC	70 ± 1,84	67,2 ± 1,75	56,1 ± 1,88	63,2 ± 0,8
IN	Sedentário	APA	17,1 ± 1,74	34,1 ± 1,66	59,3 ± 1,78	47,9 ± 0,8
		APO	68,7 ± 1,74	61,6 ± 1,65	59,5 ± 1,78	62,7 ± 0,8
		APC	66,7 ± 1,7	59,6 ± 1,61	56,4 ± 1,74	63,4 ± 0,7
	Ativo	APA	17,5 ± 1,71	27,8 ± 1,62	65,1 ± 1,75	42,8 ± 0,8
		APO	70,7 ± 1,73	70 ± 1,64	60,5 ± 1,77	64,1 ± 0,8
		APC	66,2 ± 1,73	66 ± 1,64	56,7 ± 1,77	62,2 ± 0,8
AL	Sedentário	APA	32,6 ± 1,63	37,7 ± 1,55	65,8 ± 1,67	52,8 ± 0,7
		APO	1.370 ± 1.370	1.370 ± 1,79	62,1 ± 1,93	62,2 ± 0,8
		APC	46 ± 1,59	47,4 ± 1,51	58,9 ± 1,63	67,2 ± 0,7
	Ativo	APA	21,1 ± 1,69	26,9 ± 1,6	67,1 ± 1,73	48,5 ± 0,7
		APO	1.293 ± 0,02	1.175 ± 1,66	64,5 ± 1,79	57,6 ± 0,8
		APC	37,2 ± 1,69	42,5 ± 1,6	59,7 ± 1,73	69,1 ± 0,7
AA	Sedentário	APA	40,4 ± 1,66	50,3 ± 1,58	62,2 ± 1,7	50,2 ± 0,7
		APO	1.300 ± 1,79	89,4 ± 1,7	58,9 ± 1,83	60,1 ± 0,8
		APC	50 ± 1,63	73,9 ± 1,55	54,7 ± 1,67	58,9 ± 0,7
	Ativo	APA	24 ± 1,66	38,9 ± 1,57	71,3 ± 1,7	40 ± 0,7
		APO	1.243 ± 1,69	1.080 ± 1,61	63,2 ± 1,73	54,7 ± 0,7
		APC	38,5 ± 1,66	58,1 ± 1,57	60,7 ± 1,7	56,3 ± 0,7

Tabela 11 – Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	DA	DP	RA	MT
IN	Sem Medo	APA	22,4 ± 49,6	534,2 ± 44,4	614,9 ± 34,9	519,7 ± 33,4
		APO	502,5 ± 50,6	536,7 ± 45,3	581,7 ± 35,6	527,3 ± 34,1
		APC	407,0 ± 45,6	434,0 ± 40,9	518,0 ± 32,1	465,9 ± 30,8
	Medo	APA	482,6 ± 61,6	432,6 ± 55,2	409,9 ± 43,3	453,9 ± 41,5
		APO	337,9 ± 69,2	381,4 ± 62,0	441,9 ± 48,7	480,1 ± 46,7
		APC	466,0 ± 54,3	458,9 ± 48,7	531,7 ± 38,2	501,9 ± 36,6
AL	Sem Medo	APA	744,5 ± 60,5	695,5 ± 54,2	667,8 ± 42,6	559,2 ± 40,8
		APO	747,6 ± 99,7	738,9 ± 89,4	552,0 ± 70,2	630,9 ± 67,3
		APC	916,4 ± 75,4	717,8 ± 67,6	606,7 ± 53,0	685,3 ± 50,9
	Medo	APA	505,1 ± 39,9	490,9 ± 35,8	480,9 ± 28,1	383,7 ± 26,9
		APO	972,5 ± 34,8	920,7 ± 31,2	824,1 ± 24,5	716,3 ± 23,5
		APC	715,6 ± 83,6	655,0 ± 75,0	554,1 ± 58,8	483,8 ± 56,4
AA	Sem Medo	APA	626,3 ± 53,0	671,8 ± 47,5	604,9 ± 37,3	438,6 ± 35,7
		APO	980,1 ± 51,1	893,9 ± 45,8	815,9 ± 35,9	766,8 ± 34,5
		APC	754,9 ± 44,1	658,4 ± 39,5	567,8 ± 31,0	498,9 ± 29,7
	Medo	APA	847,8 ± 56,7	739,8 ± 50,8	543,5 ± 39,9	543,2 ± 38,3
		APO	851,9 ± 70,3	750,0 ± 63,0	534,1 ± 49,4	550,9 ± 47,4
		APC	747,7 ± 48,7	755,9 ± 43,6	655,8 ± 34,2	526,4 ± 32,8
FL	Sem Medo	APA	536,4 ± 53,0	542,6 ± 47,5	543,9 ± 37,3	478,6 ± 35,7
		APO	491,0 ± 50,7	577,2 ± 45,4	575,6 ± 35,6	540,5 ± 34,2
		APC	453,5 ± 43,9	495,4 ± 39,4	528,4 ± 30,9	503,2 ± 29,6
	Medo	APA	456,7 ± 71,4	447,8 ± 64,0	447,7 ± 50,2	445,6 ± 48,1
		APO	445,3 ± 76,8	468,5 ± 68,8	458,5 ± 54,0	552,6 ± 51,8
		APC	471,8 ± 59,5	460,4 ± 53,3	468,2 ± 41,8	477,1 ± 40,1

O RMS do músculo RF sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=16,1$ ,  $p<0,001$ ), ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=159$ ,  $p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5339)}=25,9$ ,  $p<0,05$ ) e da interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=3,5$ ,  $p<0,05$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior no alcance lateral e no APO. Houve efeito da interação da tarefa com o tipo de ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=12,1$ ,  $p<0,001$ ) e do histórico de quedas e o tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=21,3$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou somente na tarefa de flexão dos ombros em base instável a maior magnitude do RF



ocorreu no APC, enquanto que nos demais testes a maior magnitude RF ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude de ativação do RF ocorreu no APO. O RMS do RF foi maior grupo de idosos ativos. Esse teste mostrou que somente na tarefa de flexão do ombro em base instável a magnitude da contração do RF foi maior nos idosos ativos, enquanto que demais houve maior magnitude de ativação do RF no grupo de idosos sedentário. Nos dois grupos, a maior magnitude de ativação foi observada no APO. Houve efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=10,6$ ,  $p<0,001$ ) e do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=9,8$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior na tarefa de alcance lateral nos idosos que não tem medo de cair. Os idosos com medo de cair apresentaram maior magnitude de contração no APO.

O RMS do músculo BF sofreu efeito do histórico de queda ( $F_{(1, 5339)}=105$ ,  $p<0,001$ ), ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=246$ ,  $p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5339)}=200$ ,  $p<0,001$ ), medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=29,0$ ,  $p<0,001$ ), da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=22,6$ ,  $p<0,001$ ), medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=19,4$ ,  $p<0,001$ ), tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=20,4$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=8,4$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior nos idosos caidores e no APO. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=30,7$ ,  $p<0,001$ ), tarefa com o ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=10,3$ ,  $p<0,001$ ) e histórico de quedas e o ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=5,8$ ,  $p<0,05$ ). Somente na tarefa de flexão dos ombros em base instável a maior magnitude do BF ocorreu em idosos caidores e nos demais testes a maior magnitude BF ocorreu nos não caidores. Em todas as tarefas, a maior intensidade do BF ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude de ativação do BF ocorreu no APO. A ativação do BF foi maior grupo de idosos ativos. Em todas as tarefas, a magnitude da contração do BF foi maior nos idosos ativos. Nos dois grupos, a maior magnitude de ativação ocorreu no APO. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o RMS foi maior na tarefa de alcance anterior nos idosos que tem medo de cair. Os idosos com medo de cair apresentaram maior magnitude de contração no APO.

O RMS do músculo TA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=26,1$   $p<0,001$ ) e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=60,9$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior nas tarefas de alcance e no APO. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=2,8$ ,  $p<0,05$ ), da tarefa com o tipo de ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=25,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que somente na tarefa de alcance lateral o RMS do TA ocorreu em idosos caidores, enquanto que nos demais testes a maior magnitude TA ocorreu nos não caidores. Nas tarefas de alcance anterior e lateral, a maior

magnitude de ativação do TA ocorreu no APO e nas tarefas de flexão do ombro com e sem instabilidade ocorreu no APC. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude de ativação do TA ocorreu no APO. Não houve efeito da magnitude da contração do TA no nível de atividade física ( $F_{(1, 5339)}=3,0$ ,  $p=0,08$ ), na interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=2,2$ ,  $p=0,08$ ) e na interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=1,4$ ,  $p=0,2$ ). Para a magnitude de ativação do músculo TA não houve efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=1,0$ ,  $p=0,3$ ) e da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=0,2$ ,  $p=0,7$ ). Houve efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=8,7$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior na tarefa de alcance anterior nos idosos que não tem medo de cair.

O RMS do músculo GM sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=27,2$   $p<0,001$ ), histórico de queda ( $F_{(1, 5339)}=249$   $p<0,001$ ), ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=119$ ,  $p<0,001$ ), medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=32,2$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=10,53$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que o RMS foi maior na tarefa de alcance lateral, em idosos caidores e no APO. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=7,5$ ,  $p<0,001$ ), da tarefa com ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=4,5$ ,  $p<0,001$ ) e do histórico de quedas e o tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=51,1$   $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas a maior magnitude do GM ocorreu em idosos caidores. Em todas as tarefas a maior magnitude de ativação do GM ocorreu no APO. Nos grupos de idosos caidores e não caidores, a maior magnitude de ativação do GM foi encontrada no APO. O RMS do GM sofreu efeito do nível de atividade física ( $F_{(1, 5339)}=354$ ,  $p<0,001$ ), da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=12,3$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=101$ ,  $p<0,001$ ). O RMS do GM foi maior grupo de idosos ativos. Em todas as tarefas a magnitude da contração do GM foi maior nos idosos ativos e nos dois grupos, a maior magnitude de ativação ocorreu no APO. O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a magnitude de ativação foi maior entre os idosos com medo de cair. Somente na tarefa de alcance lateral a magnitude de ativação foi maior nos idosos que não tem medo de cair, nas demais a magnitude foi maior entre os idosos que tem medo de cair.

Tabela 12 – Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	RF	BF	TA	GM
Fl	Não caidor	APA	56,6 ± 0,8	44,7 ± 1,1	60,4 ± 1,2	46,7 ± 1,0
		APO	57,2 ± 0,8	71,7 ± 1,1	59,7 ± 1,1	57,5 ± 1,0
		APC	57,8 ± 0,8	64,0 ± 1,1	66,3 ± 1,2	56,3 ± 1,0
	Caidor	APA	49,3 ± 1,5	45,4 ± 2,2	48,9 ± 2,3	59,7 ± 2,0
		APO	60,7 ± 1,5	66,7 ± 2,2	60,2 ± 2,3	61,8 ± 2,0
		APC	62,4 ± 1,5	63,3 ± 2,2	67,2 ± 2,3	58,3 ± 2,0
IN	Não caidor	APA	57,8 ± 0,8	44,8 ± 1,1	64,6 ± 1,1	47,0 ± 1,0
		APO	59,1 ± 0,7	68,9 ± 1,1	65,0 ± 1,1	66,1 ± 1,0
		APC	56,4 ± 0,8	61,9 ± 1,1	64,9 ± 1,2	60,6 ± 1,0
	Caidor	APA	55,0 ± 1,3	51,0 ± 1,9	63,7 ± 2,0	68,8 ± 1,7
		APO	61,0 ± 1,4	64,2 ± 2,0	63,9 ± 2,1	67,4 ± 1,8
		APC	62,7 ± 1,3	68,6 ± 1,8	64,9 ± 1,9	65,1 ± 1,7
AL	Não caidor	APA	55,6 ± 0,8	48,9 ± 1,1	56,0 ± 1,1	48,4 ± 1,0
		APO	65,8 ± 0,8	59,3 ± 1,1	75,1 ± 1,2	67,8 ± 1,0
		APC	64,3 ± 0,8	53,3 ± 1,1	69,6 ± 1,1	60,0 ± 1,0
	Caidor	APA	54,5 ± 1,2	58,3 ± 1,7	60,4 ± 1,8	60,6 ± 1,5
		APO	66,8 ± 1,5	72,9 ± 2,2	75,8 ± 2,3	69,6 ± 2,0
		APC	62,9 ± 1,1	69,2 ± 1,6	71,2 ± 1,7	68,8 ± 1,5
AA	Não Caidor	APA	52,7 ± 0,7	46,9 ± 1,0	64,9 ± 1,1	45,9 ± 1,0
		APO	65,0 ± 0,7	58,8 ± 1,1	77,8 ± 1,1	70,5 ± 1,0
		APC	62,5 ± 0,7	52,5 ± 1,0	63,1 ± 1,1	55,0 ± 1,0
	Caidor	APA	48,8 ± 1,3	58,4 ± 1,8	63,2 ± 1,9	66,6 ± 1,7
		APO	66,2 ± 1,4	69,6 ± 2,0	78,0 ± 2,2	72,2 ± 1,9
		APC	63,6 ± 1,2	66,9 ± 1,7	60,8 ± 1,9	73,7 ± 1,6

Tabela 13 - Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentário e ativo durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL)..

Tarefa	At. Física	Ajuste	RF	BF	TA	GM
FL	Sedentário	APA	52,7 ± 0,967	48,5 ± 1,38	55,1 ± 1,47	54,2 ± 1,24
		APO	56,9 ± 0,942	71,9 ± 1,34	57,1 ± 1,43	61 ± 1,21
		APC	57,3 ± 0,967	65,6 ± 1,38	66,9 ± 1,47	58,5 ± 1,24
	Ativo	APA	57,5 ± 0,98	41,1 ± 1,4	60,9 ± 1,49	44,5 ± 1,26
		APO	59 ± 0,963	69,5 ± 1,37	62,6 ± 1,46	55,6 ± 1,23
		APC	60,4 ± 0,985	62,1 ± 1,4	66,1 ± 1,5	54,9 ± 1,26
IN	Sedentário	APA	55,4 ± 0,934	49,1 ± 1,33	65,5 ± 1,42	62,7 ± 1,2
		APO	58,5 ± 0,931	66,1 ± 1,33	64,3 ± 1,42	66,9 ± 1,19
		APC	57,6 ± 0,909	66,4 ± 1,3	62,7 ± 1,38	64,6 ± 1,16
	Ativo	APA	58,7 ± 0,915	43,6 ± 1,3	63,2 ± 1,39	42,3 ± 1,17
		APO	60,5 ± 0,925	69,6 ± 1,32	65,2 ± 1,41	65,8 ± 1,19
		APC	58,6 ± 0,927	60,8 ± 1,32	67,1 ± 1,41	58,8 ± 1,19
AL	Sedentário	APA	53,4 ± 0,873	57,5 ± 1,25	58,1 ± 1,33	59,6 ± 1,12
		APO	64 ± 1,01	67,3 ± 1,44	74,6 ± 1,54	66,8 ± 1,3
		APC	62,2 ± 0,853	65,2 ± 1,22	70,3 ± 1,3	66,9 ± 1,09
	Ativo	APA	57,2 ± 0,905	45,5 ± 1,29	56,4 ± 1,38	43,8 ± 1,16
		APO	67,7 ± 0,936	57,7 ± 1,33	75,9 ± 1,42	69,3 ± 1,2
		APC	65,8 ± 0,905	50,6 ± 1,29	69,9 ± 1,38	58,1 ± 1,16
AA	Sedentário	APA	50,3 ± 0,89	55,9 ± 1,27	65,2 ± 1,35	63,3 ± 1,14
		APO	63,1 ± 0,96	66,1 ± 1,37	76,8 ± 1,46	69,8 ± 1,23
		APC	64 ± 0,875	62,7 ± 1,25	63,1 ± 1,33	69,4 ± 1,12
	Ativo	APA	53,2 ± 0,888	43,6 ± 1,27	63,8 ± 1,35	38,9 ± 1,14
		APO	67,2 ± 0,907	56,7 ± 1,29	78,7 ± 1,38	71,8 ± 1,16
		APC	61,6 ± 0,888	49,8 ± 1,27	61,9 ± 1,35	50,1 ± 1,14

Tabela 14 – Média e desvio padrão dos valores do RMS do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastro medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	RF	BF	TA	GM
IN	Sem Medo	APA	56,8 ± 1,0	47,3 ± 1,5	61,9 ± 1,6	57,8 ± 1,4
		APO	61,2 ± 1,1	69,0 ± 1,6	63,0 ± 1,6	66,9 ± 1,5
		APC	58,9 ± 1,0	67,7 ± 1,5	63,8 ± 1,6	65,5 ± 1,4
	Medo	APA	57,3 ± 0,8	45,6 ± 1,2	65,9 ± 1,3	48,7 ± 1,1
		APO	58,6 ± 0,8	67,2 ± 1,2	65,8 ± 1,3	66,1 ± 1,1
		APC	57,5 ± 0,8	61,0 ± 1,2	65,5 ± 1,3	59,3 ± 1,1
AL	Sem Medo	APA	56,1 ± 0,7	51,0 ± 1,1	59,6 ± 1,1	50,4 ± 1,0
		APO	67,9 ± 0,8	63,3 ± 1,2	76,3 ± 1,2	69,0 ± 1,1
		APC	63,9 ± 0,7	59,2 ± 1,0	70,6 ± 1,1	61,9 ± 1,0
	Medo	APA	52,6 ± 1,3	53,9 ± 1,8	50,1 ± 1,9	57,0 ± 1,7
		APO	61,2 ± 1,3	59,2 ± 1,9	72,7 ± 2,0	65,9 ± 1,7
		APC	63,7 ± 1,3	55,3 ± 1,8	68,7 ± 1,9	65,6 ± 1,7
AA	Sem Medo	APA	49,4 ± 1,0	52,6 ± 1,4	62,4 ± 1,5	53,3 ± 1,3
		APO	66,5 ± 1,0	66,7 ± 1,5	76,6 ± 1,6	71,6 ± 1,4
		APC	59,8 ± 1,0	65,9 ± 1,4	61,5 ± 1,5	64,9 ± 1,3
	Medo	APA	53,5 ± 0,8	47,7 ± 1,2	66,1 ± 1,3	49,4 ± 1,1
		APO	64,4 ± 0,9	57,3 ± 1,2	78,7 ± 1,3	70,3 ± 1,2
		APC	64,9 ± 0,8	49,6 ± 1,2	63,2 ± 1,2	56,4 ± 1,1
FL	Sem Medo	APA	52,4 ± 1,2	40,5 ± 1,7	54,4 ± 1,8	52,8 ± 1,6
		APO	57,6 ± 1,2	66,4 ± 1,7	60,8 ± 1,8	60,5 ± 1,6
		APC	58,6 ± 1,2	67,0 ± 1,7	64,9 ± 1,8	60,6 ± 1,6
	Medo	APA	56,5 ± 0,9	47,2 ± 1,2	59,8 ± 1,3	47,6 ± 1,2
		APO	58,1 ± 0,8	72,8 ± 1,2	59,3 ± 1,3	57,3 ± 1,1
		APC	58,9 ± 0,9	62,2 ± 1,2	67,4 ± 1,3	54,7 ± 1,2

### 4.3 Efeito dos fatores para a variabilidade

A variabilidade do músculo DA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=6,0$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=28,0$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=1,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de alcance anterior, no grupo de idosos caidores e no APA e APC. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=9,0$ ,  $p<0,001$ ), da tarefa com o tipo de ajuste postural ( $F_{(3, 5445)}=49,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas, a maior

variabilidade do DA ocorreu em idosos caidores. Somente na tarefa de flexão de ombro em base instável a variabilidade do DA foi maior no APO e nas demais a variabilidade foi maior no APC. A variabilidade do DA sofreu efeito do nível de atividade física ( $F_{(1, 5445)}=58,0$ ,  $p<0,001$ ), da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5445)}=20,0$ ,  $p<0,001$ ) e da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5445)}=3,0$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade do músculo DA foi maior entre os idosos sedentários nas tarefas de alcance anterior e lateral e na tarefa de flexão de ombro com instabilidade a variabilidade. A variabilidade foi maior no APC em idosos ativos e sedentários. A variabilidade do músculo DA não sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=0,02$ ,  $p=0,8$ ) e da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=0,006$ ,  $p=0,9$ ). Houve efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=7,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de flexão de ombro em superfície instável. Todos idosos apresentaram maior variabilidade de movimento no APC independente do medo de cair.

A variabilidade do músculo DP sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=103$ ,  $p<0,001$ ), do histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=19,0$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=974$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de alcance anterior, no grupo de idosos caidores e no APC. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=31,0$ ,  $p<0,001$ ), da tarefa com ajuste postural ( $F_{(3, 5445)}=15,0$ ,  $p<0,001$ ), não houve efeito do histórico de quedas e o ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=1,0$ ,  $p=0,4$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas, a maior variabilidade do DP ocorreu em idosos caidores. Em todas as tarefas a variabilidade foi maior no APC. A variabilidade do DP sofreu efeito da atividade física ( $F_{(1, 5445)}=78,0$ ,  $p<0,001$ ), interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5445)}=76,0$ ,  $p<0,001$ ) e da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5445)}=16,0$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade do músculo DP foi maior entre os idosos ativos em todas as tarefas. A variabilidade foi maior no APC em idosos ativos. A variabilidade do músculo DP não sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=0,06$ ,  $p=0,8$ ) e do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=0,2$ ,  $p=0,8$ ). Houve efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=5,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de alcance anterior nos idosos com medo de cair.

A variabilidade do músculo RA sofreu efeito do histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=19,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior nos idosos não caidores. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=4,0$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas, a maior variabilidade do RA ocorreu em idosos não caidores. A variabilidade do RA sofreu efeito da atividade

física ( $F_{(1, 5445)}=10,0$ ,  $p<0,001$ ), da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5445)}=8,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade do músculo RA foi maior entre os idosos sedentários em todas as tarefas com exceção da flexão de ombro com instabilidade que apresentou maior variabilidade entre os idosos ativos. A variabilidade foi maior no APC em idosos ativos. A variabilidade do músculo RA não sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=1,9$ ,  $p=0,1$ ), da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=0,1$ ,  $p=0,8$ ) e da interação da tarefa e do medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=1,7$ ,  $p=0,1$ ).

A variabilidade do músculo MT sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=22,0$ ,  $p<0,001$ ) e do ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=1,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de alcance lateral no APC. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=24,0$ ,  $p<0,001$ ), da tarefa com o ajuste postural ( $F_{(3, 5445)}=8,0$ ,  $p<0,001$ ) e do histórico de quedas e o ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=21,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade de MT foi maior na tarefa de alcance lateral em idosos não caidores. Em todas as tarefas a maior variabilidade do MT ocorreu no APC em idosos caidores e não caidores. A variabilidade do MT sofreu efeito da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5445)}=11,0$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5445)}=36,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade do músculo MT foi maior entre os idosos sedentários em todas as tarefas. A variabilidade foi maior no APC. A variabilidade do músculo MT não sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=1,5$ ,  $p=0,2$ ).

Tabela 15 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	DA	DP	RA	MT
IN	Não caidor	APA	12,3 ± 1,5	17,6 ± 1,6	22,4 ± 2,7	24,5 ± 0,8
		APO	12,3 ± 1,5	17,6 ± 1,6	22,4 ± 2,7	24,5 ± 0,8
		APC	36,8 ± 1,5	34,7 ± 1,6	23,1 ± 2,7	35,2 ± 0,8
	Caidor	APA	8,4 ± 0,8	14,6 ± 0,8	27,2 ± 1,4	20,9 ± 0,4
		APO	8,4 ± 0,8	14,6 ± 0,8	27,2 ± 1,4	20,9 ± 0,4
		APC	43,3 ± 0,8	40,0 ± 0,8	25,9 ± 1,4	37,7 ± 0,4
FL	Não caidor	APA	9,2 ± 1,4	14,3 ± 1,4	23,4 ± 2,4	23,5 ± 0,7
		APO	9,2 ± 1,4	14,3 ± 1,4	23,4 ± 2,4	23,5 ± 0,7
		APC	41,0 ± 1,3	34,1 ± 1,3	23,4 ± 2,3	34,3 ± 0,7
	Caidor	APA	9,1 ± 0,8	14,8 ± 0,8	27,5 ± 1,4	23,5 ± 0,4
		APO	9,1 ± 0,8	14,8 ± 0,8	27,5 ± 1,4	23,5 ± 0,4
		APC	41,1 ± 0,8	39,4 ± 0,8	25,5 ± 1,4	37,0 ± 0,4
AL	Não caidor	APA	14,2 ± 1,2	15,0 ± 1,2	26,9 ± 2,1	23,0 ± 0,7
		APO	14,2 ± 1,2	15,0 ± 1,2	26,9 ± 2,1	23,0 ± 0,7
		APC	31,2 ± 1,1	30,7 ± 1,2	25,2 ± 2,0	35,1 ± 0,6
	Caidor	APA	12,2 ± 0,8	15,1 ± 0,8	26,2 ± 1,4	25,3 ± 0,4
		APO	12,2 ± 0,8	15,1 ± 0,8	26,2 ± 1,4	25,3 ± 0,4
		APC	25,9 ± 0,8	28,3 ± 0,8	25,7 ± 1,4	39,1 ± 0,4
AA	Não Caidor	APA	18,1 ± 1,3	23,2 ± 1,3	26,4 ± 2,3	24,4 ± 0,7
		APO	18,1 ± 1,3	23,2 ± 1,3	26,4 ± 2,3	24,4 ± 0,7
		APC	34,1 ± 1,3	57,0 ± 1,3	20,1 ± 2,2	31,8 ± 0,7
	Caidor	APA	13,1 ± 0,7	19,1 ± 0,8	29,7 ± 1,3	21,3 ± 0,4
		APO	13,1 ± 0,7	19,2 ± 0,8	29,8 ± 1,3	21,3 ± 0,4
		APC	26,5 ± 0,7	37,7 ± 0,8	32,5 ± 1,3	31,9 ± 0,4



Tabela 16 Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	At. física	Ajuste	DA	DP	RA	MT
IN	Sedentário	APA	10,4 ± 1,0	17,2 ± 1,0	26,4 ± 1,7	22,5 ± 0,5
		APO	10,4 ± 1,0	17,2 ± 1,0	26,4 ± 1,7	22,5 ± 0,5
		APC	40,0 ± 1,0	36,6 ± 1,0	25,6 ± 1,7	36,6 ± 0,5
	Ativo	APA	8,0 ± 1,0	13,3 ± 1,0	26,0 ± 1,8	20,7 ± 0,6
		APO	8,0 ± 1,0	13,3 ± 1,0	26,0 ± 1,8	20,7 ± 0,6
		APC	43,9 ± 1,0	41,2 ± 1,0	25,0 ± 1,8	37,8 ± 0,6
FL	Sedentário	APA	8,8 ± 1,0	16,0 ± 1,0	25,5 ± 1,7	23,9 ± 0,5
		APO	8,8 ± 1,0	16,0 ± 1,0	25,5 ± 1,7	23,9 ± 0,5
		APC	41,3 ± 0,9	35,9 ± 0,9	24,8 ± 1,6	35,4 ± 0,5
	Ativo	APA	9,4 ± 0,9	13,3 ± 1,0	27,4 ± 1,6	23,1 ± 0,5
		APO	9,4 ± 0,9	13,3 ± 1,0	27,4 ± 1,6	23,1 ± 0,5
		APC	40,8 ± 0,9	40,1 ± 1,0	25,2 ± 1,7	37,2 ± 0,5
AL	Sedentário	APA	15,4 ± 0,9	18,1 ± 0,9	26,3 ± 1,6	24,5 ± 0,5
		APO	15,4 ± 0,9	18,1 ± 0,9	26,3 ± 1,6	24,5 ± 0,5
		APC	29,8 ± 0,9	30,0 ± 0,9	25,8 ± 1,5	35,3 ± 0,5
	Ativo	APA	9,9 ± 0,9	11,8 ± 0,9	26,6 ± 1,6	24,8 ± 0,5
		APO	9,9 ± 0,9	11,8 ± 0,9	26,6 ± 1,6	24,8 ± 0,5
		APC	25,1 ± 0,9	28,0 ± 0,9	25,3 ± 1,6	40,6 ± 0,5
AA	Sedentário	APA	17,9 ± 0,9	23,6 ± 0,9	25,7 ± 1,6	23,4 ± 0,5
		APO	17,9 ± 0,9	23,6 ± 0,9	25,7 ± 1,6	23,4 ± 0,5
		APC	31,0 ± 0,9	46,7 ± 0,9	24,3 ± 1,6	30,8 ± 0,5
	Ativo	APA	10,8 ± 0,9	16,7 ± 0,9	32,1 ± 1,6	20,9 ± 0,5
		APO	10,8 ± 0,9	16,8 ± 0,9	32,1 ± 1,6	20,9 ± 0,5
		APC	26,0 ± 0,9	38,7 ± 0,9	34,3 ± 1,6	32,9 ± 0,5

Tabela 17 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), reto abdominal (RA) e multífido (MT) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	DA	DP	RA	MT
IN	Sem Medo	APA	8,7 ± 1,0	15,0 ± 1,0	26,4 ± 1,7	21,7 ± 0,6
		APO	8,7 ± 1,0	15,5 ± 1,0	26,4 ± 1,7	21,6 ± 0,6
		APC	43,3 ± 1,1	15,1 ± 0,9	24,9 ± 1,9	37,8 ± 0,6
	Medo	APA	9,7 ± 1,0	14,0 ± 1,1	26,0 ± 1,8	21,6 ± 0,6
		APO	9,8 ± 1,0	14,1 ± 1,0	26,0 ± 1,8	21,6 ± 0,6
		APC	40,9 ± 0,9	15,8 ± 0,9	25,6 ± 1,6	36,8 ± 0,5
AL	Sem Medo	APA	9,2 ± 0,9	20,8 ± 1,0	26,5 ± 1,5	23,5 ± 0,5
		APO	9,2 ± 0,9	19,3 ± 0,9	26,5 ± 1,5	23,5 ± 0,5
		APC	40,4 ± 0,9	14,9 ± 1,0	24,5 ± 1,6	36,6 ± 0,5
	Medo	APA	8,9 ± 1,0	15,6 ± 1,0	26,4 ± 1,8	23,4 ± 0,6
		APO	9,0 ± 1,0	15,1 ± 0,9	26,4 ± 1,8	23,4 ± 0,6
		APC	41,8 ± 1,0	14,0 ± 1,1	25,5 ± 1,7	35,9 ± 0,5
AA	Sem Medo	APA	11,7 ± 1,0	14,1 ± 1,0	26,2 ± 1,7	24,4 ± 0,6
		APO	11,6 ± 1,0	15,8 ± 0,9	26,2 ± 1,7	24,4 ± 0,6
		APC	25,4 ± 1,0	20,8 ± 1,0	26,0 ± 1,8	37,7 ± 0,6
	Medo	APA	13,6 ± 0,8	19,3 ± 0,9	26,6 ± 1,5	24,8 ± 0,5
		APO	13,6 ± 0,8	38,2 ± 1,1	26,6 ± 1,5	24,8 ± 0,5
		APC	29,0 ± 0,8	39,3 ± 0,9	25,3 ± 1,4	37,9 ± 0,5
FL	Sem Medo	APA	15,4 ± 1,0	37,7 ± 0,9	27,6 ± 1,8	22,5 ± 0,6
		APO	15,4 ± 1,0	38,3 ± 1,0	27,5 ± 1,8	22,7 ± 0,6
		APC	29,6 ± 0,9	27,0 ± 1,0	26,5 ± 1,6	32,1 ± 0,5
	Medo	APA	12,9 ± 0,9	30,3 ± 0,8	30,4 ± 1,6	21,9 ± 0,5
		APO	13,0 ± 0,9	43,9 ± 1,0	30,5 ± 1,6	21,8 ± 0,5
		APC	27,0 ± 0,9	40,8 ± 1,0	31,6 ± 1,7	31,5 ± 0,5

A variabilidade do músculo RF sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=7,0$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=42,0$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=150,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de alcance lateral, em idosos não caidores no APC. Houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=13,0$ ,  $p<0,001$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(3, 5445)}=3,0$ ,  $p<0,05$ ) e histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=16,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade de RF foi maior na tarefa de alcance lateral em idosos caidores e nas

demais tarefas a variabilidade foi maior entre idosos não caidores. Em todas as tarefas, a maior variabilidade do RF foi observada durante APC em idosos caidores e não caidores.

A variabilidade do músculo BF sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=10$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=93$ ,  $p<0,01$ ), ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=202$ ,  $p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5445)}=619$ ,  $p<0,001$ ), interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5445)}=20$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da atividade física e ajuste postural ( $F_{(2, 5445)}=15$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de flexão do ombro em base instável, em idosos caidores no APC. Houve efeito da interação da tarefa e histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=3$ ,  $p<0,05$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(3, 5445)}=9$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=18$ ,  $p<0,001$ ). A variabilidade do BF foi maior na tarefa de flexão do ombro em base instável nos idosos caidores. Em todas as tarefas, a maior variabilidade do BF ocorreu no APC e nos idosos ativos.

A variabilidade do músculo TA sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=22,0$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=8,0$ ,  $p<0,005$ ) e ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=39,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de flexão do ombro em base instável, em idosos não caidores no APC. Houve efeito da interação da tarefa e histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=3,0$ ,  $p<0,05$ ), tarefa e ajuste postural ( $F_{(3, 5445)}=18,0$ ,  $p<0,001$ ).

A variabilidade do músculo GM sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5445)}=187$ ,  $p<0,001$ ), histórico de quedas ( $F_{(1, 5308)}=12,0$ ,  $p<0,001$ ), ajuste postural ( $F_{(1, 5445)}=428$ ,  $p<0,001$ ), atividade física ( $F_{(1, 5445)}=1,4$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5445)}=25,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade foi maior na tarefa de flexão do ombro em base instável, em idosos caidores, no APC, e idosos ativos. Houve efeito da interação da tarefa com ajuste postural ( $F_{(6, 5445)}=4,0$ ,  $p<0,001$ ), do histórico de quedas e ajuste postural ( $F_{(2, 5445)}=6,0$ ,  $p<0,05$ ) e da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5445)}=19,0$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que a variabilidade em todas as tarefas foi maior no grupo de caidores.

Tabela 18 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	RF	BF	TA	GM
IN	Não caidor	APA	23,3 ± 0,9	24,1 ± 1,5	27,2 ± 1,9	27,5 ± 0,9
		APO	23,3 ± 0,9	24,1 ± 1,5	27,2 ± 1,9	22,2 ± 0,5
		APC	33,1 ± 0,9	40,1 ± 1,5	44,0 ± 1,9	26,2 ± 0,8
	Caidor	APA	28,7 ± 0,5	21,1 ± 0,8	33,7 ± 1,0	20,8 ± 0,4
		APO	28,7 ± 0,5	21,1 ± 0,8	33,3 ± 1,0	25,2 ± 0,7
		APC	31,1 ± 0,5	30,2 ± 0,8	39,5 ± 1,0	18,9 ± 0,4
FL	Não caidor	APA	24,7 ± 0,8	22,0 ± 1,3	27,9 ± 1,7	25,9 ± 0,7
		APO	24,7 ± 0,8	22,0 ± 1,3	27,9 ± 1,7	19,0 ± 0,4
		APC	30,7 ± 0,8	37,4 ± 1,2	30,0 ± 1,6	27,5 ± 0,9
	Caidor	APA	27,4 ± 0,5	20,9 ± 0,7	29,0 ± 1,0	22,2 ± 0,5
		APO	27,4 ± 0,5	20,9 ± 0,7	29,0 ± 1,0	26,2 ± 0,8
		APC	27,9 ± 0,5	29,9 ± 0,7	30,1 ± 1,0	20,8 ± 0,4
AL	Não caidor	APA	25,9 ± 0,7	23,0 ± 1,1	24,9 ± 1,5	25,2 ± 0,7
		APO	25,9 ± 0,7	23,0 ± 1,1	24,9 ± 1,5	18,9 ± 0,4
		APC	31,7 ± 0,7	30,6 ± 1,1	34,8 ± 1,4	25,9 ± 0,7
	Caidor	APA	25,3 ± 0,5	21,9 ± 0,7	23,8 ± 1,0	19,0 ± 0,4
		APO	25,3 ± 0,5	21,9 ± 0,7	23,8 ± 1,0	30,6 ± 0,9
		APC	31,3 ± 0,5	25,1 ± 0,7	34,8 ± 1,0	28,4 ± 0,5
AA	Não Caidor	APA	23,3 ± 0,8	23,7 ± 1,2	28,6 ± 1,6	25,7 ± 0,7
		APO	23,3 ± 0,8	23,7 ± 1,2	28,6 ± 1,6	28,3 ± 0,5
		APC	27,2 ± 0,7	31,5 ± 1,2	26,0 ± 1,6	32,7 ± 0,7
	Caidor	APA	26,7 ± 0,4	19,7 ± 0,7	32,2 ± 0,9	24,8 ± 0,4
		APO	26,8 ± 0,4	19,6 ± 0,7	32,2 ± 0,9	33,1 ± 0,7
		APC	30,7 ± 0,4	23,7 ± 0,7	29,4 ± 0,9	24,3 ± 0,4

Tabela 19 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL)..

Tarefa	At. Física	Ajuste	DA	DP	RA	MT
IN	Sedentário	APA	27,3 ± 0,6	27,2 ± 0,9	31,8 ± 1,2	27,1 ± 0,5
		APO	27,2 ± 0,6	27,2 ± 0,9	31,1 ± 1,2	27,1 ± 0,5
		APC	31,7 ± 0,6	40,4 ± 0,9	42,7 ± 1,2	32,4 ± 0,5
	Ativo	APA	27,9 ± 0,6	16,1 ± 0,9	32,9 ± 1,3	19,4 ± 0,5
		APO	27,9 ± 0,6	16,1 ± 0,9	32,9 ± 1,3	19,4 ± 0,5
		APC	31,4 ± 0,6	23,8 ± 0,9	38,1 ± 1,3	25,2 ± 0,5
FL	Sedentário	APA	26,8 ± 0,6	24,3 ± 0,9	29,8 ± 1,2	25,5 ± 0,5
		APO	26,8 ± 0,6	24,3 ± 0,9	29,8 ± 1,2	25,5 ± 0,5
		APC	28,9 ± 0,6	38,2 ± 0,8	28,4 ± 1,2	28,6 ± 0,5
	Ativo	APA	26,7 ± 0,6	18,2 ± 0,9	27,8 ± 1,2	18,8 ± 0,5
		APO	26,7 ± 0,6	18,2 ± 0,9	27,8 ± 1,2	18,8 ± 0,5
		APC	28,5 ± 0,6	25,3 ± 0,9	31,9 ± 1,2	26,5 ± 0,5
AL	Sedentário	APA	26,2 ± 0,5	24,4 ± 0,8	24,8 ± 1,1	25,2 ± 0,5
		APO	26,2 ± 0,5	24,4 ± 0,8	24,8 ± 1,1	25,2 ± 0,5
		APC	31,7 ± 0,5	29,9 ± 0,8	34,6 ± 1,1	31,9 ± 0,5
	Ativo	APA	24,7 ± 0,6	19,9 ± 0,8	23,5 ± 1,2	16,1 ± 0,5
		APO	24,7 ± 0,6	19,9 ± 0,8	23,5 ± 1,2	16,1 ± 0,5
		APC	31,1 ± 0,6	23,4 ± 0,8	35,0 ± 1,2	22,2 ± 0,5
AA	Sedentário	APA	25,7 ± 0,5	24,6 ± 0,8	30,8 ± 1,1	25,5 ± 0,5
		APO	25,7 ± 0,5	24,6 ± 0,8	30,8 ± 1,1	25,5 ± 0,5
		APC	29,9 ± 0,5	30,6 ± 0,8	28,5 ± 1,1	31,4 ± 0,5
	Ativo	APA	26,1 ± 0,5	16,8 ± 0,8	31,9 ± 1,1	15,9 ± 0,5
		APO	26,1 ± 0,5	16,8 ± 0,8	31,9 ± 1,1	15,9 ± 0,5
		APC	29,6 ± 0,5	20,8 ± 0,8	28,5 ± 1,1	21,6 ± 0,5

Tabela 20 - Média e desvio padrão dos valores da variabilidade do sinal eletromiográfico para os músculos músculos reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) nos ajustes posturais antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	RF	BF	TA	GM
IN	Sem Medo	APA	27,3 ± 0,6	22,1 ± 1,0	31,5 ± 1,3	23,2 ± 0,6
		APO	27,5 ± 0,6	22,1 ± 1,0	31,9 ± 1,3	23,1 ± 0,6
		APC	31,7 ± 0,7	32,7 ± 1,1	40,0 ± 1,4	28,2 ± 0,7
	Medo	APA	27,9 ± 0,6	21,3 ± 1,0	33,2 ± 1,3	23,5 ± 0,6
		APO	27,6 ± 0,6	21,4 ± 1,0	32,1 ± 1,3	23,5 ± 0,6
		APC	31,5 ± 0,5	32,0 ± 0,9	40,7 ± 1,2	29,3 ± 0,6
AL	Sem Medo	APA	26,8 ± 0,5	20,9 ± 0,9	29,0 ± 1,1	22,1 ± 0,5
		APO	26,8 ± 0,5	20,9 ± 0,8	29,0 ± 1,1	22,1 ± 0,5
		APC	29,4 ± 0,5	31,5 ± 0,9	31,1 ± 1,1	27,1 ± 0,6
	Medo	APA	26,6 ± 0,6	21,6 ± 1,0	28,4 ± 1,3	22,1 ± 0,6
		APO	26,6 ± 0,6	21,6 ± 1,0	28,4 ± 1,3	22,0 ± 0,6
		APC	27,9 ± 0,6	32,3 ± 0,9	29,0 ± 1,2	28,1 ± 0,6
AA	Sem Medo	APA	25,8 ± 0,6	21,8 ± 1,0	24,0 ± 1,3	21,0 ± 0,6
		APO	25,8 ± 0,6	21,9 ± 1,0	24,0 ± 1,2	21,1 ± 0,6
		APC	31,2 ± 0,6	26,6 ± 1,0	35,2 ± 1,3	27,6 ± 0,6
	Medo	APA	25,3 ± 0,5	22,5 ± 0,8	24,2 ± 1,1	20,6 ± 0,5
		APO	25,3 ± 0,5	22,5 ± 0,8	24,2 ± 1,1	20,6 ± 0,5
		APC	31,6 ± 0,5	27,0 ± 0,8	34,5 ± 1,0	27,1 ± 0,5
FL	Sem Medo	APA	25,5 ± 0,6	20,5 ± 1,0	32,8 ± 1,3	20,9 ± 0,6
		APO	25,5 ± 0,6	20,5 ± 1,0	32,8 ± 1,3	20,9 ± 0,6
		APC	30,0 ± 0,6	25,5 ± 0,9	28,5 ± 1,2	27,5 ± 0,6
	Medo	APA	25,9 ± 0,5	20,4 ± 0,9	30,2 ± 1,1	20,4 ± 0,5
		APO	25,9 ± 0,5	20,4 ± 0,9	30,1 ± 1,1	20,4 ± 0,5
		APC	29,7 ± 0,6	26,0 ± 0,9	28,2 ± 1,2	25,6 ± 0,6

#### 4.4 Efeito dos fatores para o tempo de movimento, aceleração média e velocidade de movimento.

O tempo de movimento sofreu efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=273$ ,  $p<0,001$ ), do histórico de quedas ( $F_{(1, 5339)}=14,2$   $p<0,001$ ) e do tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=1,3$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que o tempo de movimento foi maior no alcance anterior no APA nos idosos caidores e não caidores. Não houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=2,0$ ,  $p=0,1$ ) e do histórico de quedas e o tipo de ajuste postural

( $F_{(2, 5339)}=1,0$ ,  $p=0,7$ ), houve efeito da interação da tarefa com o tipo de ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=44,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas, o maior tempo de movimento foi observado no APA. O tempo de movimento sofreu efeito do nível de atividade física ( $F_{(1, 5339)}=28,6$ ,  $p<0,001$ ), da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=126,9$ ,  $p<0,001$ ), porém não houve efeito da interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=2,2$ ,  $p=0,1$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o tempo de movimento foi maior grupo de idosos sedentários. Em todas as tarefas, o tempo de movimento foi maior nos idosos sedentários. O tempo de movimento sofreu efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=13,7$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=9,0$ ,  $p<0,001$ ). Não houve efeito da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=1,2$ ,  $p=0,2$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o tempo de movimento foi aproximada entre os idosos com e sem medo de cair. Na tarefa de alcance lateral o tempo de movimento foi maior nos idosos que tem medo de cair.

Para a aceleração média, houve efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=90$ ,  $p<0,001$ ) e do tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=4,9$ ,  $p<0,001$ ), e não houve efeito do histórico de queda ( $F_{(1, 5339)}=0,9$ ,  $p=0,3$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a aceleração média foi maior na tarefa de alcance lateral no APO. Não houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=1,9$ ,  $p=0,1$ ) e do histórico de quedas e o tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=0,6$ ,  $p=0,5$ ). Houve efeito da interação da tarefa com o tipo de ajuste postural ( $F_{(6, 5339)}=68$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas a maior aceleração média ocorreu no APO. A aceleração média não teve efeito do nível de atividade física ( $F_{(1, 5339)}=3,2$ ,  $p=0,07$ ), da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=1,0$ ,  $p=0,3$ ) e da interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=2,2$ ,  $p=0,1$ ). A aceleração média teve efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=5,2$ ,  $p<0,05$ ). Houve efeito da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=3,6$ ,  $p<0,05$ ) e da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=4,2$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que na tarefa de alcance lateral a aceleração média foi maior nos idosos que tem medo de cair. Todos idosos apresentaram maior a aceleração média durante APO independente do medo de cair.

Para a velocidade de movimento, houve efeito da tarefa ( $F_{(3, 5339)}=64$ ,  $p<0,001$ ) e do tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=5,0$ ,  $p<0,001$ ). Não houve efeito do histórico de queda ( $F_{(1, 5339)}=0,3$ ,  $p=0,5$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que a velocidade de movimento foi maior nas tarefas de alcance anterior e lateral no APO. Não houve efeito da interação da tarefa com o histórico de quedas ( $F_{(3, 5339)}=2,2$ ,  $p=0,07$ ) e do histórico de quedas e o tipo de ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=2,2$ ,  $p=0,07$ ). Houve efeito da interação tarefa com o tipo de ajuste postural

( $F_{(6, 5339)}=59,9$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que em todas as tarefas a maior velocidade de movimento ocorreu no APO. Não houve efeito do nível de atividade física ( $F_{(1, 5339)}=1,7$ ,  $p=0,1$ ), da interação da tarefa com a atividade física ( $F_{(3, 5339)}=0,8$ ,  $p=0,4$ ) e da interação da atividade física e do ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=1,6$ ,  $p=0,1$ ). Não houve efeito do medo de cair ( $F_{(1, 5339)}=3,9$ ,  $p=0,5$ ) e da interação da tarefa com o medo de cair ( $F_{(3, 5339)}=3,8$ ,  $p=0,09$ ). Houve efeito da interação do medo de cair e ajuste postural ( $F_{(2, 5339)}=3,8$ ,  $p<0,05$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que todos idosos apresentaram maior velocidade de movimento durante APO independente do medo de cair.

Tabela 21 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	Tempo	Ace Y	Ace X	Ace Z
FI	Não caidor	APA	2,35 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,73 ± 0,01	1172,72 ± 81,68
		APO	2,79 ± 0,01	2,69 ± 0,01	2,54 ± 0,01	1395,44 ± 80,95
		APC	2,63 ± 0,01	2,75 ± 0,01	2,64 ± 0,01	5493,62 ± 80,12
	Caidor	APA	2,36 ± 0,01	2,83 ± 0,01	2,65 ± 0,01	1178,16 ± 135,66
		APO	2,79 ± 0,02	2,74 ± 0,01	2,52 ± 0,01	1392,72 ± 143,00
		APC	2,67 ± 0,02	2,82 ± 0,01	2,58 ± 0,01	5340,41 ± 150,89
IN	Não caidor	APA	2,33 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,72 ± 0,01	1164,19 ± 83,73
		APO	2,75 ± 0,01	2,73 ± 0,01	2,58 ± 0,01	1374,80 ± 83,47
		APC	2,61 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,67 ± 0,01	5511,54 ± 81,07
	Caidor	APA	2,39 ± 0,02	2,83 ± 0,01	2,66 ± 0,01	1196,69 ± 162,14
		APO	2,78 ± 0,02	2,72 ± 0,01	2,52 ± 0,01	1389,24 ± 162,14
		APC	2,64 ± 0,02	2,80 ± 0,01	2,58 ± 0,01	5476,91 ± 163,12
AL	Não caidor	APA	2,62 ± 0,01	2,56 ± 0,01	2,89 ± 0,01	1308,21 ± 80,83
		APO	2,85 ± 0,01	2,57 ± 0,01	2,67 ± 0,01	1424,44 ± 80,83
		APC	2,74 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,80 ± 0,01	7362,09 ± 83,20
	Caidor	APA	2,63 ± 0,01	2,61 ± 0,01	2,85 ± 0,01	1316,30 ± 119,36
		APO	2,86 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,65 ± 0,01	1430,52 ± 124,27
		APC	2,74 ± 0,02	2,61 ± 0,01	2,79 ± 0,01	8069,80 ± 162,14
AA	Não Caidor	APA	2,61 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,89 ± 0,01	1303,75 ± 78,21
		APO	2,85 ± 0,01	2,57 ± 0,01	2,66 ± 0,01	1426,00 ± 78,21
		APC	2,75 ± 0,01	2,62 ± 0,01	2,79 ± 0,01	7614,88 ± 80,36
	Caidor	APA	2,62 ± 0,01	2,64 ± 0,01	2,88 ± 0,01	1311,86 ± 131,35
		APO	2,85 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,64 ± 0,01	1427,15 ± 135,66
		APC	2,76 ± 0,02	2,65 ± 0,01	2,77 ± 0,01	7594,09 ± 152,47



**Tabela 22** - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos sedentário e ativo durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	At. física	Ajuste	Tempo	Ace Y	Ace X	Ace Z
IN	Sedentário	APA	23,6 ± 0,01	27,7 ± 0,01	27,2 ± 0,01	11811,7 ± 999,7
		APO	27,8 ± 0,01	26,8 ± 0,01	25,2 ± 0,01	13900,4 ± 986,4
		APC	26,3 ± 0,01	27,4 ± 0,01	26,0 ± 0,01	55642,4 ± 997,5
	Ativo	APA	23,4 ± 0,01	28,2 ± 0,01	26,9 ± 0,01	11674,4 ± 980,0
		APO	28,0 ± 0,01	27,3 ± 0,01	25,5 ± 0,01	13997,2 ± 1006,6
		APC	26,4 ± 0,01	27,9 ± 0,01	26,5 ± 0,01	53541,7 ± 1004,3
FL	Sedentário	APA	24,0 ± 0,01	27,8 ± 0,01	27,2 ± 0,01	11990,3 ± 1061,5
		APO	27,9 ± 0,01	27,3 ± 0,01	25,7 ± 0,01	13948,1 ± 1056,2
		APC	26,7 ± 0,01	27,9 ± 0,01	26,6 ± 0,01	56610,0 ± 1038,0
	Ativo	APA	22,9 ± 0,01	28,0 ± 0,01	27,0 ± 0,01	11440,0 ± 1043,1
		APO	27,2 ± 0,01	27,2 ± 0,01	25,6 ± 0,01	13612,6 ± 1043,1
		APC	25,6 ± 0,01	27,9 ± 0,01	26,5 ± 0,01	53549,3 ± 1015,9
AL	Sedentário	APA	26,2 ± 0,01	25,7 ± 0,01	28,9 ± 0,01	13108,9 ± 975,7
		APO	28,5 ± 0,01	25,7 ± 0,01	26,7 ± 0,01	14250,6 ± 975,7
		APC	27,4 ± 0,01	25,9 ± 0,01	28,0 ± 0,01	76977,4 ± 1008,9
	Ativo	APA	26,2 ± 0,01	25,8 ± 0,01	28,7 ± 0,01	13106,4 ± 919,9
		APO	28,6 ± 0,01	25,8 ± 0,01	26,6 ± 0,01	14273,5 ± 941,8
		APC	27,4 ± 0,01	25,8 ± 0,01	28,0 ± 0,01	72901,0 ± 1089,7
AA	Sedentário	APA	26,1 ± 0,01	25,9 ± 0,01	28,9 ± 0,01	13071,6 ± 957,3
		APO	28,6 ± 0,01	25,7 ± 0,01	26,6 ± 0,01	14286,5 ± 957,3
		APC	27,5 ± 0,01	26,2 ± 0,01	28,0 ± 0,01	75441,8 ± 977,8
	Ativo	APA	26,1 ± 0,01	26,0 ± 0,01	28,8 ± 0,01	13046,2 ± 943,7
		APO	28,5 ± 0,01	25,8 ± 0,01	26,6 ± 0,01	14239,2 ± 959,3
		APC	27,6 ± 0,01	26,3 ± 0,01	27,8 ± 0,01	76845,7 ± 1035,5

Tabela 23 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	Tempo	Ace Y	Ace X	Ace Z
IN	Sem Medo	APA	2,35 ± 0,01	2,81 ± 0,01	2,66 ± 0,01	1174,46 ± 110,19
		APO	2,64 ± 0,01	2,74 ± 0,01	2,52 ± 0,01	5341,96 ± 116,11
		APC	2,78 ± 0,01	2,67 ± 0,01	2,45 ± 0,01	1390,60 ± 112,38
	Medo	APA	2,35 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,74 ± 0,01	1173,97 ± 90,22
		APO	2,64 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,69 ± 0,01	5529,09 ± 88,91
		APC	2,80 ± 0,01	2,73 ± 0,01	2,59 ± 0,01	1397,47 ± 90,05
AL	Sem Medo	APA	2,63 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,88 ± 0,01	1312,81 ± 76,55
		APO	2,74 ± 0,01	2,59 ± 0,01	2,79 ± 0,01	7784,14 ± 87,20
		APC	2,86 ± 0,01	2,57 ± 0,01	2,66 ± 0,01	1427,25 ± 77,81
	Medo	APA	2,61 ± 0,01	2,56 ± 0,01	2,88 ± 0,01	1304,22 ± 136,47
		APO	2,73 ± 0,02	2,57 ± 0,01	2,81 ± 0,01	6813,60 ± 138,84
		APC	2,85 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,67 ± 0,01	1423,15 ± 136,47
AA	Sem Medo	APA	2,61 ± 0,01	2,62 ± 0,01	2,89 ± 0,01	1306,84 ± 100,40
		APO	2,75 ± 0,01	2,64 ± 0,01	2,79 ± 0,01	7816,78 ± 112,06
		APC	2,86 ± 0,01	2,57 ± 0,01	2,64 ± 0,01	1428,70 ± 107,26
	Medo	APA	2,61 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,88 ± 0,01	1305,09 ± 90,05
		APO	2,75 ± 0,01	2,61 ± 0,01	2,79 ± 0,01	7472,48 ± 91,58
		APC	2,85 ± 0,01	2,58 ± 0,01	2,67 ± 0,01	1424,70 ± 87,05
FL	Sem Medo	APA	2,40 ± 0,01	2,82 ± 0,01	2,66 ± 0,01	1199,60 ± 126,19
		APO	2,65 ± 0,01	2,81 ± 0,01	2,59 ± 0,01	5497,48 ± 126,65
		APC	2,78 ± 0,01	2,73 ± 0,01	2,53 ± 0,01	1389,36 ± 126,19
	Medo	APA	2,31 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,73 ± 0,01	1155,93 ± 91,76
		APO	2,60 ± 0,01	2,78 ± 0,01	2,69 ± 0,01	5508,17 ± 88,28
		APC	2,74 ± 0,01	2,73 ± 0,01	2,59 ± 0,01	1371,77 ± 91,41

Tabela 24 - Média e desvio padrão dos valores do tempo e aceleração do movimento, no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos caidores e não caidores, durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Queda	Ajuste	Vel Y	Vel X	Vel Z
Fl	Não caidor	APA	1390,77 ± 77,73	1363,35 ± 82,79	0,25 ± 0,01
		APO	1346,00 ± 77,04	1269,98 ± 82,05	0,25 ± 0,01
		APC	5739,30 ± 76,25	5508,00 ± 81,21	1046,00 ± 0,01
	Caidor	APA	1415,68 ± 129,10	1325,66 ± 137,50	0,25 ± 0,02
		APO	1370,45 ± 136,08	1258,57 ± 144,94	0,25 ± 0,03
		APC	5642,46 ± 143,59	5177,43 ± 152,94	1002,00 ± 0,03
IN	Não caidor	APA	1390,30 ± 79,68	1360,80 ± 84,87	0,25 ± 0,02
		APO	1365,50 ± 79,43	1289,04 ± 84,60	0,25 ± 0,02
		APC	5866,24 ± 77,15	5634,59 ± 82,17	1054,00 ± 0,01
	Caidor	APA	1414,03 ± 154,31	1329,52 ± 164,35	0,25 ± 0,03
		APO	1357,83 ± 154,31	1258,23 ± 164,35	0,25 ± 0,03
		APC	5825,15 ± 155,23	5380,94 ± 165,33	1039,00 ± 0,03
AL	Não caidor	APA	1281,25 ± 76,92	1445,06 ± 81,93	0,25 ± 0,01
		APO	1285,48 ± 76,92	1333,18 ± 81,93	0,25 ± 0,01
		APC	6937,00 ± 79,18	7519,48 ± 84,33	1345,00 ± 0,02
	Caidor	APA	1305,89 ± 113,59	1426,01 ± 120,99	0,25 ± 0,02
		APO	1289,04 ± 118,26	1322,69 ± 125,96	0,25 ± 0,02
		APC	7670,47 ± 154,31	8203,86 ± 164,35	1472,00 ± 0,03
AA	Não Caidor	APA	1289,72 ± 74,43	1444,37 ± 79,28	0,25 ± 0,01
		APO	1285,98 ± 74,43	1330,48 ± 79,28	0,25 ± 0,01
		APC	7264,00 ± 76,47	7755,70 ± 81,45	1390,00 ± 0,01
	Caidor	APA	1322,25 ± 125,00	1438,03 ± 133,14	0,25 ± 0,02
		APO	1288,72 ± 129,10	1322,08 ± 137,50	0,25 ± 0,02
		APC	7286,73 ± 145,10	7661,14 ± 154,54	1380,00 ± 0,03

Tabela 25 - Média e desvio padrão dos valores da velocidade do movimento nos eixos Y, X e Z no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos ativos e sedentários durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	At. física	Ajuste	Vel Y	Vel X	Vel Z
IN	Sedentário	APA	13870,7 ± 952,1	13607,2 ± 1014,3	0,25 ± 0,02
		APO	13400,0 ± 939,4	12579,7 ± 1000,8	0,25 ± 0,02
		APC	57762,2 ± 949,9	54939,2 ± 1012,0	1058,00 ± 0,02
	Ativo	APA	14073,2 ± 933,2	13462,0 ± 994,2	0,25 ± 0,02
		APO	13643,6 ± 958,6	12768,4 ± 1021,2	0,25 ± 0,02
		APC	56589,8 ± 956,4	53758,5 ± 1018,9	1014,00 ± 0,02
FL	Sedentário	APA	13898,2 ± 1010,9	13597,4 ± 1077,0	0,25 ± 0,02
		APO	13663,6 ± 1005,8	12865,9 ± 1071,6	0,25 ± 0,02
		APC	59102,2 ± 988,5	56406,5 ± 1053,1	1061,00 ± 0,02
	Ativo	APA	14005,9 ± 993,4	13488,9 ± 1058,3	0,25 ± 0,02
		APO	13614,9 ± 993,4	12786,8 ± 1058,3	0,25 ± 0,02
		APC	58081,7 ± 967,5	55304,1 ± 1030,7	1042,00 ± 0,02
AL	Sedentário	APA	12856,8 ± 929,2	14455,6 ± 989,9	0,25 ± 0,02
		APO	12846,9 ± 929,2	13323,0 ± 989,9	0,25 ± 0,02
		APC	72796,4 ± 960,8	78494,8 ± 1023,6	1405,00 ± 0,02
	Ativo	APA	12919,4 ± 876,1	14333,1 ± 933,3	0,25 ± 0,02
		APO	12882,5 ± 896,9	13279,7 ± 955,5	0,25 ± 0,02
		APC	68685,1 ± 1037,8	74435,4 ± 1105,6	1332,00 ± 0,02
AA	Sedentário	APA	12942,6 ± 911,7	14464,1 ± 971,3	0,25 ± 0,02
		APO	12853,8 ± 911,7	13284,2 ± 971,3	0,25 ± 0,02
		APC	72262,1 ± 931,2	77084,1 ± 992,1	1379,00 ± 0,02
	Ativo	APA	13021,0 ± 898,7	14391,2 ± 957,5	0,25 ± 0,02
		APO	12879,5 ± 913,6	13283,5 ± 973,3	0,25 ± 0,02
		APC	73168,6 ± 986,1	77651,2 ± 1050,5	1398,00 ± 0,02

**Tabela 26** - Média e desvio padrão dos valores da velocidade do movimento nos eixos Y, X e Z no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) para os grupos de idosos com e sem medo de cair durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Tarefa	Medo	Ajuste	Vel Y	Vel X	Vel Z
IN	Sem Medo	APA	1406,16 ± 104,79	1327,48 ± 111,58	0,25 ± 0,02
		APO	5530,29 ± 110,43	5095,20 ± 117,58	1,02 ± 0,02
		APC	1332,63 ± 106,88	1225,45 ± 113,80	0,25 ± 0,02
	Medo	APA	1391,52 ± 85,80	1370,64 ± 91,36	0,25 ± 0,02
		APO	5828,06 ± 84,56	5634,69 ± 90,03	1,05 ± 0,02
		APC	1364,33 ± 85,64	1294,02 ± 91,19	0,25 ± 0,02
AL	Sem Medo	APA	1291,18 ± 72,81	1438,18 ± 77,52	0,25 ± 0,01
		APO	7358,92 ± 82,93	7930,72 ± 88,30	1,42 ± 0,02
		APC	1284,93 ± 74,00	1328,64 ± 78,79	0,25 ± 0,01
	Medo	APA	1282,05 ± 129,79	1441,91 ± 138,19	0,25 ± 0,02
		APO	6407,86 ± 132,05	6981,23 ± 140,59	1,25 ± 0,03
		APC	1291,48 ± 129,79	1334,42 ± 138,19	0,25 ± 0,02
AA	Sem Medo	APA	1308,54 ± 95,49	1443,62 ± 101,67	0,25 ± 0,02
		APO	7524,37 ± 106,58	7961,65 ± 113,47	1,43 ± 0,02
		APC	1284,48 ± 102,01	1320,70 ± 108,62	0,25 ± 0,02
	Medo	APA	1289,94 ± 85,64	1441,99 ± 91,19	0,25 ± 0,02
		APO	7098,33 ± 87,10	7583,85 ± 92,74	1,36 ± 0,02
		APC	1288,10 ± 82,79	1333,44 ± 88,15	0,25 ± 0,02
FL	Sem Medo	APA	1408,21 ± 120,02	1329,97 ± 127,78	0,25 ± 0,02
		APO	5828,20 ± 120,45	5396,99 ± 128,25	1,04 ± 0,02
		APC	1362,87 ± 120,02	1262,93 ± 127,78	0,25 ± 0,02
	Medo	APA	1388,47 ± 87,27	1367,04 ± 92,92	0,25 ± 0,02
		APO	5872,62 ± 83,96	5675,36 ± 89,39	1,06 ± 0,02
		APC	1364,43 ± 86,94	1292,90 ± 92,56	0,25 ± 0,02

#### 4.5 Efeito dos fatores para o índice R e C

A inibição recíproca (R) sofreu efeito da articulação ( $F_{(2, 16019)}=27,8$ ,  $p<0,001$ ), tarefa ( $F_{(3, 16019)}=24,4$ ,  $p<0,001$ ) e ajuste postural ( $F_{(2, 16019)}=2,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste de post hoc Tukey HSD mostrou que o R foi maior na articulação do joelho e tornozelo, na tarefa de alcance anterior e no APO. Houve efeito da interação da articulação com a tarefa ( $F_{(6, 16019)}=8,6$ ,  $p<0,001$ ), da articulação com o tipo de ajuste postural ( $F_{(4, 5308)}=46,4$ ,  $p<0,001$ ), e da tarefa com o tipo de ajuste postural ( $F_{(6, 16019)}=23,2$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que na tarefa de alcance anterior, a maior atividade do R foi observada no joelho. Em todas as

articulações, tronco, joelho e tornozelo a maior atividade do R foi encontrada no APO. Em todas as tarefas a maior atividade do R ocorreu no APO. Houve efeito da interação da articulação com o histórico de queda ( $F_{(2, 16019)}=34,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o grupo de idosos não caidores apresentou maior valor de R. A articulação do joelho apresentou maior valor de R no grupo de idosos não caidores. Houve efeito da interação da articulação com a atividade física ( $F_{(2, 16019)}=48,7$ ,  $p<0,001$ ) e da interação da articulação com o medo de cair ( $F_{(1, 16019)}=27,3$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o grupo sedentário apresentou maior valor de R. A articulação do tornozelo apresentou maior valor de R no grupo de idosos sedentários e nos que tem medo de cair.

A coativação (C) sofreu efeito da articulação ( $F_{(2, 16019)}=38,0$ ,  $p<0,001$ ), da interação da articulação com a tarefa ( $F_{(6, 16019)}=11,8$ ,  $p<0,001$ ) e da articulação com o ajuste postural ( $F_{(4, 5308)}=20,5$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o valor de C foi maior na articulação do joelho e tronco, e menor no tornozelo. A atividade de C foi maior na tarefa de alcance lateral. Em todas as articulações, tronco, joelho e tornozelo a maior atividade do C ocorreu no o APO. Para o C, houve efeito da interação da articulação com o histórico de queda ( $F_{(2, 16019)}=9,1$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o grupo de idosos caidores apresentou maior valor de C na articulação do tornozelo. Houve efeito da interação da articulação com o medo de cair ( $F_{(2, 5308)}=10,4$ ,  $p<0,001$ ). O teste post hoc Tukey HSD mostrou que o C foi maior no tronco, joelho e tornozelo nos idosos com medo de cair.

Tabela 27 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) durante as tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Articulação	Tarefa	Ajuste	Média	DP
Tronco	FL	APA	113,5	± 82,2
		APO	179,1	± 82,6
		APC	64,1	± 81,6
	AL	APA	103,6	± 79,1
		APO	299,1	± 86,4
		APC	64,4	± 78,1
	AA	APA	122,6	± 79,1
		APO	315,6	± 82,9
		APC	82,6	± 78,4
	IN	APA	143,2	± 86,6
		APO	231,2	± 84,7
		APC	73,2	± 86,8
Joelho	FL	APA	89,0	± 82,2
		APO	277,6	± 82,6
		APC	85,4	± 81,6
	AL	APA	85,3	± 79,1
		APO	352,7	± 86,4
		APC	95,9	± 78,1
	AA	APA	84,2	± 79,1
		APO	390,6	± 82,9
		APC	98,1	± 78,4
	IN	APA	108,6	± 86,6
		APO	312,2	± 84,7
		APC	99,4	± 86,8
Tornozelo	FL	APA	92,8	± 82,2
		APO	298,0	± 82,6
		APC	92,9	± 81,6
	AL	APA	94,6	± 79,1
		APO	336,5	± 86,4
		APC	84,3	± 78,1
	AA	APA	90,1	± 79,1
		APO	296,6	± 82,9
		APC	82,9	± 78,4
	IN	APA	103,5	± 86,6
		APO	339,9	± 84,7
		APC	102,6	± 86,8

Tabela 28 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) de idosos caidores e não caidores.

Articulação	Queda	Ajuste	Média	DP
Tronco	Caidor	APA	103,9	± 81,4
		APO	270,3	± 91,6
		APC	75,5	± 78,7
	Não Caidor	APA	125,2	± 47,2
		APO	251,5	± 47,4
		APC	69,5	± 47,3
Joelho	Caidor	APA	75,1	± 81,4
		APO	245,4	± 91,6
		APC	69,7	± 78,7
	Não Caidor	APA	96,5	± 47,2
		APO	356,4	± 47,4
		APC	103,7	± 47,3
Tornozelo	Caidor	APA	63,2	± 81,4
		APO	241,6	± 91,6
		APC	69,0	± 78,7
	Não Caidor	APA	105,6	± 47,2
		APO	337,3	± 47,4
		APC	97,6	± 47,3



Tabela 29 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) entre os idosos ativos e sedentários.

Articulação	Ativ. Física	Ajuste	Média	DP
Tronco	Ativo	APA	105,9	± 56,7
		APO	236,6	± 59,6
		APC	71,4	± 55,8
	Sedentário	APA	134,0	± 57,1
		APO	273,2	± 57,9
		APC	70,8	± 57,4
Joelho	Ativo	APA	79,4	± 56,7
		APO	264,5	± 59,6
		APC	68,6	± 55,8
	Sedentário	APA	103,0	± 57,1
		APO	397,6	± 57,9
		APC	122,3	± 57,4
Tornozelo	Ativo	APA	68,9	± 56,7
		APO	242,0	± 59,6
		APC	64,6	± 55,8
	Sedentário	APA	121,3	± 57,1
		APO	387,9	± 57,9
		APC	116,9	± 57,4

Tabela 30 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice R no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) entre os idosos com e sem medo de cair.

Articulação	Medo	Ajuste	Média	DP
Tronco	Medo	APA	111,8	± 58,9
		APO	276,9	± 63,0
		APC	70,0	± 58,0
	Sem Medo	APA	127,5	± 57,3
		APO	237,8	± 57,2
		APC	72,2	± 57,4
Joelho	Medo	APA	97,2	± 58,9
		APO	365,9	± 63,0
		APC	99,6	± 58,0
	Sem Medo	APA	85,3	± 57,3
		APO	305,9	± 57,2
		APC	89,8	± 57,4
Tornozelo	Medo	APA	94,1	± 58,9
		APO	327,4	± 63,0
		APC	95,2	± 58,0
	Sem Medo	APA	95,7	± 57,3
		APO	308,6	± 57,2
		APC	85,0	± 57,4

Tabela 31 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nas tarefas flexão do ombro com carga (FL), de flexão do ombro com carga em superfície instável (IN), de alcance anterior (AA) e alcance lateral (AL).

Articulação	Tarefa	Ajuste	Média	DP
Tronco	FL	APA	471,6	± 28,3
		APO	2.101,2	± 28,4
		APC	507,6	± 28,1
	AL	APA	523,7	± 27,2
		APO	2.898,3	± 29,8
		APC	547,1	± 26,9
	AA	APA	490,5	± 27,2
		APO	2.706,8	± 28,6
		APC	479,3	± 27,0
	IN	APA	453,6	± 29,8
		APO	2.054,4	± 29,2
		APC	496,3	± 29,9
Joelho	FL	APA	450,7	± 28,3
		APO	2.157,8	± 28,4
		APC	520,7	± 28,1
	AL	APA	472,6	± 27,2
		APO	2.908,5	± 29,8
		APC	530,6	± 26,9
	AA	APA	443,7	± 27,2
		APO	2.829,1	± 28,6
		APC	520,2	± 27,0
	IN	APA	423,9	± 29,8
		APO	2.144,2	± 29,2
		APC	513,2	± 29,9
Tornozelo	FL	APA	519,4	± 28,3
		APO	2.321,3	± 28,4
		APC	556,9	± 28,1
	AL	APA	493,3	± 27,2
		APO	3.170,4	± 29,8
		APC	578,5	± 26,9
	AA	APA	508,0	± 27,2
		APO	3.258,8	± 28,6
		APC	541,5	± 27,0
	IN	APA	447,5	± 29,8
		APO	1.970,0	± 29,2
		APC	495,8	± 29,9

Tabela 32 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nos idosos caidores e não caidores.

Articulação	Queda	Ajuste	Média	DP
Tronco	Caidor	APA	500,9	± 5,0
		APO	2.443,2	± 24,4
		APC	503,1	± 5,0
	Não Caidor	APA	481,7	± 4,8
		APO	2.432,0	± 24,3
		APC	510,1	± 5,1
Joelho	Caidor	APA	472,1	± 4,7
		APO	2.707,5	± 27,1
		APC	560,2	± 5,6
	Não Caidor	APA	440,8	± 4,4
		APO	2.450,8	± 24,5
		APC	507,7	± 5,1
Tornozelo	Caidor	APA	554,6	± 5,5
		APO	2.856,4	± 28,6
		APC	580,1	± 5,8
	Não Caidor	APA	472,9	± 4,7
		APO	2.629,0	± 26,3
		APC	532,7	± 5,3

Tabela 33 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nos idosos ativos e sedentários.

Articulação	Ativ. Física	Ajuste	Média	DP
Tronco	Ativo	APA	496,1	± 21,4
		APO	2.421,4	± 22,5
		APC	512,1	± 21,0
	Sedentário	APA	476,9	± 21,5
		APO	2.446,5	± 21,8
		APC	504,1	± 21,6
Joelho	Ativo	APA	457,0	± 21,4
		APO	2.486,4	± 22,5
		APC	530,7	± 21,0
	Sedentário	APA	440,3	± 21,5
		APO	2.522,5	± 21,8
		APC	512,0	± 21,6
Tornozelo	Ativo	APA	533,7	± 21,4
		APO	2.673,6	± 22,5
		APC	562,6	± 21,0
	Sedentário	APA	452,7	± 21,5
		APO	2.680,2	± 21,8
		APC	527,0	± 21,6

Tabela 34 - Média e desvio padrão (DP) dos valores do índice C no ajuste postural antecipatório (APA), online (APO) e compensatório (APC) nos idosos com e sem medo de cair.

Articulação	Medo	Ajuste	Média	DP
Tronco	Medo	APA	485,4	± 21,5
		APO	2.516,1	± 23,1
		APC	501,0	± 21,2
	Sem Medo	APA	487,6	± 21,0
		APO	2.367,1	± 20,9
		APC	515,2	± 21,0
Joelho	Medo	APA	453,7	± 21,5
		APO	2.708,7	± 23,1
		APC	540,3	± 21,2
	Sem Medo	APA	444,0	± 21,0
		APO	2.337,5	± 20,9
		APC	503,3	± 21,0
Tornozelo	Medo	APA	504,3	± 21,5
		APO	2.886,5	± 23,1
		APC	561,7	± 21,2
	Sem Medo	APA	483,2	± 21,0
		APO	2.504,8	± 20,9
		APC	529,3	± 21,0

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo principal deste estudo é comparar o padrão dos ajustes posturais de idosos caidores e não caidores durante a realização de movimentos voluntários. A primeira hipótese deste trabalho é que o padrão dos ajustes posturais de idosos não sofre efeito do histórico de quedas. Nossos resultados não suportam essa informação, pois os idosos caidores mostraram maior ativação muscular e coativação durante as tarefas.

O envelhecimento induz mudanças negativas no controle postural, prejudicando as aferências sensoriais, lentidão na cognição e dificuldade na execução de uma resposta motora (HORAK; DIENER; NASHNER, 1994; MAKI; MCLLROY, 2006). Uma consequência é o aumento do risco de quedas. Uma das funções do controle postural é regulação da posição do centro de massa em relação à base de suporte (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). A correção postural após uma perturbação envolve estratégias sensório-motoras para manter a estabilidade e são importantes demandas do sistema neuromuscular para evitar queda de idosos (ARAMPATZIS; KARAMANIDIS; MADEMLI, 2008). O controle postural pode se

manifestar por meio dos ajustes posturais. Os ajustes posturais são separados em função do início do movimento focal em antecipatórias e reativas ou compensatórias (KRISHNAMOORTHY; LATASH 2005; LATASH; ANSON, 2006). Propomos acrescentar o ajuste postural online, que permite observar como o controle postural se comporta no movimento focal (MOCHIZUKI, 2008; SARAIVA, 2011).

A segunda hipótese de nosso trabalho é que os ajustes posturais não sofrem efeito do medo de queda. Essa hipótese também foi refutada porque os idosos que não têm medo de cair apresentaram maior atividade muscular durante as tarefas. O risco de quedas em idosos são mais atribuídas às mudanças fisiológicas do envelhecimento do que aos fatores psicológicos como o medo de queda (ADKIN et al., 2002).

## **5.1 Efeito da tarefa**

O SNC busca preservar a estabilidade postural a partir dos ajustes posturais (MASSION et al., 1998; LATASH, 1997). O envolvimento do controle postural é evidenciado em três fases: na preparação para o movimento, o APA, que permite preparar o corpo para as possíveis perturbações causadas pelo deslocamento dos segmentos corporais (LIU; ZAINO; MCCOY, 2003) o APC, que garante a estabilidade após a perturbação causada pelo movimento, e o APO, que define a ação do controle postural durante a execução do movimento focal (MOCHIZUKI, 2008).

Estudos sobre o APA avaliam a perturbação da estabilidade do corpo por meio de movimentos rápidos dos membros superiores sobre superfície instável ou base de apoio reduzida (ARUIN, 2002; KUBICKI et al., 2011; MASSION et al., 1999; YIOU; MANH-CUONG, 2011). Analisamos o desempenho do controle postural em tarefas de alcance anterior e lateral, além de flexão do ombro com carga em uma superfície estável e instável (BROWN; FRANK, 1997; YIOU, MEZAOUR, LE BOZEC, 2009). Essas tarefas apresentam diferentes formas de perturbação do equilíbrio. A tarefa de FL é a mais utilizada nos estudos de APA (AIMOLA et al., 2011; ARUIN, 2002; CASSIM et al., 2008; GALLOWAY; KOSHLAND, 2002; GIROLAMI et al., 2011, YAMASAKI et al., 2009). Nessa tarefa, o APA dos músculos não focais produz torque que permite um padrão de movimento consistente, ou seja, extensão seguida pela flexão rápida dos ombros (YAMASAKI et al., 2009). A variabilidade da atividade muscular durante a mesma tarefa realizada sobre a cama elástica foi maior em relação às demais, principalmente no APC; por outro lado, houve menor iEMG e RMS dos músculos posturais no APA. A instabilidade proporcionada pela cama elástica provocou uma demanda extra para o controle postural. Desta forma, o controle

postural teve que se contrapor à perturbação provocada pela tarefa e pela cama elástica, provocado a demanda para o controle postural como a que ocorre durante a tarefa dupla. Os idosos têm dificuldade para manter o equilíbrio em múltiplas tarefas simultâneas (JAMET et al., 2006; VOELCKER-REHAGE; ALBERTS, 2007). A atenção dividida na realização de atividades paralelas diminui o desempenho motor e equilíbrio (JAMET et al., 2006). A execução de tarefa motora com baixa demanda cognitiva pode beneficiar o controle postural, orientando o indivíduo a manter a atenção, enquanto que a demanda cognitiva elevada tende a prejudicar a regulação da oscilação postural (HUXHOLD; SCHMIEDEK; LINDENBERG, 2006).

Além disso, a menor atividade do APA foi retratada por Adkin et al. (2002) que notou a maior variabilidade quando as tarefas ocorrem em uma superfície mais alta, sugerindo o medo de queda como uma de modificar a atividade muscular pode ser modificada. Em contrapartida, a maior variabilidade no APC indica a necessidade de corrigir os desequilíbrios causados pela tarefa motora ou pela ineficiência do APA em reduzir as perturbações causadas pelo movimento focal (LIU et al., 2003; MCILROY; MAKI, 1999; RAMÍREZ et al., 2011). Nouillout et al. (2000) sugerem que a ausência de APA pode ocorrer quando a configuração da base de suporte é instável para o equilíbrio.

As tarefas de alcance anterior e lateral geraram as maiores intensidade de ativação muscular. Essas tarefas promoveram maior instabilidade dos idosos independente do histórico de queda, nível de atividade física ou medo de cair. As tarefas de alcance induziram um desequilíbrio postural em todos os grupos. Engler et al. (2011) e Hiyamizu et al. (2011) sugerem que a realização de tarefas de alcance promove instabilidade em idosos, e o teste de alcance funcional é o mais sensível na avaliação do equilíbrio funcional e risco de quedas. Nessas tarefas, o tempo de movimento foi maior no APA e a velocidade do movimento foi maior no APO. O SNC A maior lentidão no APA permite um melhor posicionamento do COM para não aumentar o desequilíbrio. Assim, a tarefa pode se realizada adequadamente.

A maior ativação muscular ocorreu no APO em todas as tarefas. A maior atividade no APO ocorre para a redução nas perturbações provocadas pelo movimento focal (MOCHIZUKI, 2008). Assim, a atividade muscular é diferente entre as fases do controle postural.

As tarefas de alcance lateral e anterior promovem perturbações em planos diferentes de movimento diferente, sagital e frontal, respectivamente. Manter os pés unidos, em uma base reduzida de suporte, aumenta o desequilíbrio. A tarefa lateral implica em movimentos de torção do tronco que geram desequilíbrio em diferentes direções e diminuem o APA e



aumentam o APO (ARUIN, 2002). Para Rietdyk et al. (1999) e Patel et al. (2009), os ajustes posturais nas direções anteroposterior e lateral são diferentes na perturbação do equilíbrio. Os ajustes do controle postural para lidar com as perturbações ao longo do tempo na direção anteroposterior ocorrem em uma extensão semelhante em adultos jovens e idosos, enquanto que na direção lateral são maiores nos idosos (STAPLEY; POZZO; GRISHIN, 1998). A magnitude do APA depende do plano da instabilidade postural e da área de suporte (ARUIN, 2002; SHIRATORI; ARUIN, 2004). Aruin (2002) ressalta que o APA gera um torque articular para compensar o deslocamento do COM por causa da perturbação. Dessa forma, o APA leva a mudança no COM, que é uma perturbação do equilíbrio. Slijper e Latash (2004) observaram menor APA quando o sujeito tocou levemente uma superfície à sua frente, por causa do aumento da quantidade de informação sensorial, auxiliando o controle do equilíbrio.

## **5.2 Efeito da queda**

Nos testes de alcance anterior e lateral, os idosos não caidores apresentaram maior deslocamento da mão. Porém, Wallmann (2001) avaliou o COP em testes de alcance não encontrou diferença do deslocamento do COP entre dos idosos que caem dos que não caem.

Brauer, Burns e Galley (2000) avaliaram o equilíbrio dinâmico de 100 idosas, através dos testes de alcance e acompanharam o histórico de queda durante 6 meses. Foram observadas 82 quedas, 9 causadas por fatores extrínsecos, 14 não foram passíveis de classificação, 42 por alteração na base de suporte, 59 por mudanças da projeção do COM. O teste de alcance não foi capaz de prever quais indivíduos poderiam cair além disso nem todos os idosos com diminuição do equilíbrio caíram e os que caíram não apresentaram performance diferente dos demais. Esses resultados enfatizam a natureza multifatorial das quedas, nas quais os testes de equilíbrio não predizem o risco de quedas. Em contrapartida, encontramos maior ativação muscular dos idosos caidores na tarefa de alcance lateral.

Laghton et al. (2003) verificaram que idosos caidores apresentavam maior ativação muscular durante a postura quieta e sugere que a diminuição de força muscular para a manutenção do equilíbrio prejudica a habilidade de prevenir quedas; assim, eles mantêm a ativação dos mesmos na tentativa de gerar maior estabilidade.

Os idosos caidores desse estudo mostraram menor intensidade de ativação no APA e maior no APO. Esses resultados sugerem menor capacidade em gerar o APA, uma vez que nesses indivíduos, ele pode aumentar a perturbação do equilíbrio. Aruin, Forrest e Latash (1998) mostraram que em condições de instabilidade postural, o SNC reduz a magnitude do APA para limitar o potencial efeito de desequilíbrio que ele mesmo pode produzir. Desta

forma, para cumprir o objetivo da tarefa, a ativação dos músculos posturais aumenta no movimento, ou seja, no APO.

Cohen, Nutt e Horak (2011) mostram que durante tarefas perturbadoras do equilíbrio erros no APA acontecem quase três vezes mais em idosos caidores, e o movimento do COM para frente antes do APA também aumentou. Uemura et al (2011) mostraram que a alteração da cognição por causa do envelhecimento afeta o APA de idosos com alto risco de queda.

A variabilidade da ativação muscular foi maior no APC na tarefa de flexão do ombro em superfície instável. Estudos mostram que a diferença na propriocepção do tornozelo nos idosos caidores pode ser determinante na queda em superfícies instáveis (CLARK; LORD; WEBSTER, 1993; PILKAR et al., 2007; ROBERTSON et al., 2004; RUNGE; HUNTER, 2006), como uma tarefa dupla, e podem aumentar a variabilidade do EMG de idosos caidores para cumprir a tarefa (PIIRTOLA; ERA, 2006).

O músculo GM foi o mais ativo e variável nos idosos caidores. Miller et al. (1996) mostram maior variabilidade na ativação muscular dos idosos caidores e Kirkwood et al. (2011) mostraram que o intervalo médio de ativação do GM foi menor na marcha de idosas caidoras. Apesar das tarefas serem diferentes, nota-se a diferença da atividade do GM. Quando se comparam os fatores de risco de queda de idosos, os resultados distintos destacam origem multifatorial das quedas.

### **5.3 Efeito da atividade física**

Encontramos a interação do nível da atividade física e o ajuste postural. Os idosos ativos mostraram maior intensidade do APA, APO e APC nos músculos da cadeia posterior (MT, BF e GM); enquanto que os idosos sedentários apresentaram maior intensidade do APA, APO e APC nos músculos da cadeia anterior (RA, RF e TA). Carvalho et al. (2010) encontraram que a ativação do músculo tibial anterior foi maior em idosos sedentários sugerindo que a atividade física pode modular o sistema de controle postural. Maejima et al. (2009) avaliaram idosos que realizavam exercícios diários durante três meses e encontraram a antecipação da ativação dos músculos do membro inferior, aumentando o APA, sem mudar a amplitude e a excursão do COP.

Maejima et al. (2007) avaliaram o EMG dos músculos do membro inferior e a relação com um programa de atividade física em idosos. Essa intervenção provocou o aumento da força muscular do bíceps femoral enquanto que a frequência média de disparos das unidades motoras diminuiu. A sincronização das unidades motoras compensa a menor frequência para manter a força muscular. Os autores concluem que o exercício físico em idosos pode modular

atividade neuromotora do membro inferior para a produção eficiente de força muscular.

Os exercícios físicos tendem a atenuar o declínio dos ajustes posturais; porém, Skelton (2001) não mostraram efeito do exercício na estabilidade postural e na redução do risco de queda. Ao invés disso, algumas atividades aumentam o risco pelo aumento da exposição às condições do ambiente, fadiga ou prática não segura (SKELTON, 2001). Para verificar o efeito dos exercícios físicos no equilíbrio dinâmico em idosos, Olson, Chen e Wang (2011) encontraram melhor controle direcional, porém o tempo de reação, velocidade do movimento e os testes de alcance funcional anterior e lateral não sofreram alterações. Os autores sugerem que exercícios que exigem respostas rápidas podem ser necessários para o controle postural.

A maioria dos estudos sugere que a prática de atividade física regular é eficaz no aumento do equilíbrio e que o sedentarismo associado com o envelhecimento leva a consequente diminuição (BARNETT et al., 2003; DAIRANY et al., 2004; FEDERICI; BELLAGAMBA; ROCCHI, 2005; HALVARSSON et al., 2011). Um programa de treinamento em idosos aumenta a ativação muscular dos músculos posturais (LINDELÖF; KARLSSON; LUNDMAN, 2011).

A flexão do ombro provoca mudanças no APA nos músculos proximais e distais (ARUIN, 2002; DAIRANY; OSTRY, 2008), dos músculos anteriores e posteriores do tronco e de membro inferior. Nosso estudo aponta que os idosos não mostraram um padrão de ativação muscular consistente, houve maior ativação muscular dos indivíduos sedentários, acreditando-se que os ativos apresentam facilidade para manter o equilíbrio no APO.

#### **5.4 Efeito do medo da queda**

Um dos objetivos específicos de nosso estudo foi verificar a influência de fatores psicológicos nos ajustes do equilíbrio como o medo de cair é de grande relevância nos idosos. Alguns estudos discutem que o medo de cair resulta de um trauma fisiológico de uma queda, levando a redução da atividade e diminuição das habilidades físicas (MCKEE; ORBELL; RADLEY, 1999; MYERS; POWELL; MAKI, 1996; SHUMWAY-COOK et al., 1997; YARLEY, 2004; YIOU et al., 2011). Porém, o medo também existe nos que nunca caíram (MAK; PANG; MOK, 2011; MOORE et al., 2011; KARINKANTA et al., 2011; RAHMAN et al., 2011). Em nosso estudo, os indivíduos sem medo de cair apresentaram maior ativação no APA, APO e APC, com exceção do músculo GM que apresentou maior ativação naqueles com medo de cair. É importante ressaltar que todos os sujeitos do grupo de idosos ativos caidores apresentaram medo de cair na escala FES-I e apenas dois sujeitos não tiveram valores para o medo no grupo de sedentário caidores. No grupo não caidor, três sujeitos

apresentaram valores para queda na FES-I enquanto que nos ativos nenhum sujeito apresentou medo de cair na escala da FES-I.

Adkin et al. (2002) investigaram em adultos a influência do medo de cair no controle da postura durante a tarefa de elevar os calcanhares do chão sobre uma plataforma elevada e encontraram que em alturas mais elevadas houve menor magnitude do APA, falta de confiança, maior ansiedade e menor estabilidade. Adkin et al. (2002) notaram que a intensidade do APA se reduzia com a altura e com a redução da distância da borda da base de apoio e a borda da base de suporte. Os autores sugerem maior medo de cair, e o sistema nervoso reduz a magnitude e taxa dos ajustes posturais antecipatórios e dos subsequentes movimentos voluntários, para minimizar as perturbações posturais e reduzir a chance de uma queda. Tal conclusão é apoiada na redução do EMG com o maior medo de cair. Indivíduos com Parkinson ou disfunções cerebelares mostram menor magnitude do APA relacionada com o medo de cair devido às alterações referentes ao equilíbrio (RAHMAN et al., 2011).

No presente estudo, os indivíduos com medo de cair tiveram o tempo de movimento maior na tarefa de alcance lateral. Adkin et al. (2002) também referem a um aumento da duração do movimento voluntário nos indivíduos que tem medo de cair em tarefas potencialmente desestabilizadoras. Reduzir a magnitude do APA permite que o deslocamento do CM seja menor e o aumento da duração do movimento voluntário da tarefa pode estar relacionado com a redução da magnitude dos APs (ADKIN et al, 2002).

CARPENTER et al (2001) examinaram o sinal EMG e o deslocamento do COP durante a postura quieta em condições de ameaça postural. Os autores observaram aumento significativo na atividade muscular nas condições de ameaça dos músculos TA, GM e RF estando altamente correlacionado com a posição média do COP.

## **5.5 Índices R e C**

Os parâmetros de inibição recíproca (R) e coativação (C) representam os valores absolutos da diferença do valor RMS do par de músculos agonista/antagonista do tronco (RA-MT), do joelho (RF-BF) e tornozelo (TA-GM), e a soma do valor RMS do mesmo par respectivamente (SLIJPER; LATASH, 2000). Ou seja, no R um músculo entra em atividade enquanto o outro entra em repouso e no C ocorre atividade simultânea do agonista e do antagonista. A análise do padrão de ação dos pares de músculos agonista e antagonista oferece uma ferramenta para a compreensão do controle postural. A coativação aumenta a rigidez e estabilidade de uma articulação, ao passo que a inibição recíproca otimiza a ação de músculo. Esses índices são diferentes entre as articulações e ajustes posturais (MOCHIZUKI, 2008).

Para a inibição recíproca, houve uma maior atividade nas articulações do joelho e tornozelo no alcance anterior no APO, seguido do APA e APC. O grupo que mais representou esse padrão foi do idoso não caidor. O medo de cair mostrou também influenciar o R. Uma adaptação relacionada à idade é a ativação aumentada dos músculos antagonistas (R) durante movimentos voluntários. Hortobágyi, del Olmo e Rothwell (2006) examinaram se a idade modifica o R e relatam a redução da inibição recíproca em idosos. Por outro lado, Billot et al. (2010) referem que os idosos durante tarefas posturais, independente das características de quedas, aumentam o R do tornozelo quando comparado com adultos jovens para manter a estabilidade postural. Embora estudos mostrem que os reflexos após uma perturbação sejam modulados durante a co-contração, pouca atenção é dada à regulação do reflexo antagonista do músculo, ou seja, o reflexo de estiramento, representado pelo índice R (LEWIS et al., 2010). Lewis et al. (2010) enfatizam que esses reflexos são regulados por meio de músculos ao redor de uma articulação e sugerem que a resposta facilitadora no músculo agonista surge de uma via de condução rápida oligosináptica.

Encontramos maior coativação nas articulações do joelho e tronco. A tarefa que mais representou essa característica foi o alcance lateral. O C foi maior nos idosos caidores com medo de cair no APO, seguido do APA e APC. Essa análise da atividade muscular em idosos é importante para traçar estratégias de prevenção de quedas. Pereira e Gonçalves (2011) observaram que o índice C tem relação com o aumento do risco de queda, pois se mostrou relacionado com a capacidade de gerar força em idosos. Os autores enfatizam a influência do C sobre a capacidade de produzir força como sendo essencial para recuperar o equilíbrio em condições perturbadoras. Porém, Allum et al. (2002) descrevem que mais importante que a perda de força pode ser o aumento da rigidez articular, levando a mudança na capacidade de reagir a perturbações. Idosos caidores apresentam coativação muscular maior da articulação do joelho em tarefas de alcance e pode ser uma ferramenta necessária para compensar a deterioração do controle postural (LAUFER; BARAK; CHEMEL, 2006).

Além das quedas recorrentes, o medo de cair também está associado ao aumento da coativação muscular que reduz o desempenho dos músculos agonistas (NAGAI et al., 2001). Nagai et al. (2001) mostraram que o medo de cair permaneceu associado com o C, e os idosos com medo aumentaram a coativação muscular no joelho e no tornozelo. Okada et al. (2001) encontraram que o medo de cair promoveu efeitos negativos sobre a capacidade de equilíbrio nas tarefas posturais, porque o medo aumentou o C do tornozelo de idosos com medo de cair.

Somados aos nossos resultados, esses estudos indicam que a estratégia para o controle postural pode ser afetada por fatores psicológicos e que os idosos com medo de cair

respondem a ameaça para a estabilidade aumentando a rigidez do joelho e do tornozelo. Ao contrário da literatura, nosso estudo mostrou maior coativação do tronco. Porém, nenhum estudo foi encontrado sobre a coativação dos pares musculares RA-MT. Os idosos têm resposta automática postural debilitada e mostram instabilidade postural no movimento voluntário (HORAK, 2006). Dessa forma, as estratégias alternativas podem ser usadas para recuperar a estabilidade durante tarefas multidirecionais, como a AL, onde o quadril e o tronco são as principais articulações para a estabilidade (MAKI; MCILROY, 2006).

Portanto, o envelhecimento altera o controle postural nos movimentos voluntários e essas características de ativação muscular para controle das articulações após uma perturbação da postura em idosos podem servir de referência para a reabilitação e prevenção de quedas.

As informações sobre a intensidade do EMG foram quantificadas por meio da integral do sinal (iEMG) e do Root Mean Square (RMS). Essas variáveis indicam o nível de atividade muscular devido ao aumento de disparo e de sincronização das unidades motoras (UM). Enquanto que o iEMG caracteriza a somatória de UM, o RMS representa a sincronização entre as UM. A velocidade do movimento, a variabilidade e os índices R e C também caracterizam o EMG na análise dos ajustes posturais.

## **6 CONCLUSÃO**

A questão deste estudo é: como o ajuste postural é organizado para garantir o controle postural durante atividade voluntária nos idosos caídores? Encontramos as seguintes respostas:

- Idosos caídores aumentam a atividade muscular para manter o equilíbrio na tarefa pela incapacidade de gerar o APA, devido a alterações provocadas pelo envelhecimento no controle motor;
- O APO foi o recurso mais utilizado pelo SNC dos idosos para preservar o equilíbrio.
- O APC apresentou maior variabilidade nos idosos caídores nas tarefas sem cair;
- A atividade física melhora a função dos ajustes posturais;
- O medo de cair aumenta o tempo de movimento e diminui a magnitude do APA.

As perturbações geradas pelos movimentos voluntários em idosos caídores provocaram uma mudança na atividade muscular e conseqüentemente na geração dos ajustes posturais.

O estudo contribui com o conhecimento sobre ajustes posturais em idosos. Foram encontradas diferenças significativas entre o padrão de movimento dos APA, APO e APC no grupo de idosos caídores.

Descrever como esses ajustes se comportam nessa população diminui o risco de queda e permite aplicar esse conhecimento em futuros estudos a fim de verificar o efeito das intervenções para que o idoso diminua suas chances de queda e suas importantes sequelas.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAHÁMOV, D.; HLAVACKA, F. Age-related changes of human balance during quiet stance. **Physiol Res**. p. 1-17. 2007.

ADKIN, A. L.; FRANK, J. S.; CARPENTER, M. G. e PEYSAR, G. W. Fear of falling modifies anticipatory postural control. **Exp Brain Res**. v.143, n.2, p. 160-170. 2002.

AIMOLA E, SANTELLO M, LA GRUA G, CASABONA A. Anticipatory postural adjustments in reach-to-grasp: effect of object mass predictability **Neurosci Lett**. v.502, n.2,p.84-8, 2011.

ALEXANDROV, A. V.; FROLOV; A. A.; HORAK, F. B.; CARLSON-KUHTA, P.; PARK, S. Feedback equilibrium control during human standing. **Biol Cybern**. v.93, n.5, p. 309-322. 2005.

ALLUM , J. H. J. ; CARPENTER, M. G.; HONEGGER, F.; ADKIN, A. L.; BLOEM, B. R. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. **Journal of Physiology**. v.542, n.2, p.643-663. 2002.

ARAMPATZIS A, KARAMANIDIS K, MADEMLI L. Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly. *J Biomech*. v.41, n.8, p.1754-61, 2008.

ARUIN, A.S. The organization of anticipatory postural Adjustments. **Journal of automatic control**. v.12, p. 31-37. 2002.

ARUIN, A.S.; FORREST, W.R.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustment in conditions of postural instability. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**. v.10, n.9, p.350–35, 1998.

ASAKA, T.; WANG, Y.; FUKUSHIMA, J.; LATASH, M. Learning effects on muscle modes and mult-mode postural synergies. **Exp Brain Res**. v.184, p.323-338. 2008.

BALASUBRAMANIAM, R.; WING, A. M. The dynamics of standing balance. **Trends in Cognitive Sciences**. v.6, n.12, p. 531-536. 2002.

BARNETT, A.; SMITH, B.; LORD, S.R.; WILLIAMS, M.; BAUMAND, A. Community-based group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: a randomized controlled trial. **Age Ageing** v.32, n.3, p.407-414, 2003.

BENEDETTI, T. R. B.; BORGES, L. J.; PETROSKI, E. L.; GONCALVES, L. H. T. Atividade física e estado de saúde mental de idosos. **Rev. Saúde Pública**, v.42, n.2, p.302-307, 2008.

BICCHI, A.; GABICCINI, M; SANTELLO, M. Modelling natural and artificial hands with synergies. **Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci**, v. 366, n. 1581, p. 3153-61, 2011.

BILLOT, M.; SIMONEAU, E.M.; VAN HOECKE, J.; MARTIN, A. Age-related relative increases in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. **Eur J Appl Physiol**. v.109, n.4, p.669-80, 2010.

BLEUSE, S.; CASSIM, F.; BLATT, J; LABYT, E.; DERAMBURE, P.; GUIEU, J.; DEFEBVRE, L. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait & Posture**. v.24, p. 203-210. 2006.

BRAUER, S. G., BURNS, Y. R., GALLEY, P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. **The Journals of Gerontology series A: Biological Sciences and Medical Sciences**; v. 55, p. M469-M476, 2000.

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

CAMARGOS, F. F. O. **Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da falls efficacy scale – international: um instrumento para avaliar medo de cair em idosos**. Dissertação (Mestrado). 2007. 61 f. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Federal de Minas Gerais. Minas Gerais. 2007.

CARPENTER, M.G.; FRANK, J.S.; SILCHER, C.P.; PEYSAR, G.W. The influence of postural threat on the control of upright stance. **Exp Brain Res**. v.138, n.2, p.210-8. 2001.

CARVALHO, J.; PINTO, J.; MOTA, J. Atividade física, equilíbrio e medo de cair. Um estudo em idosos institucionalizados. **Rev. Port. Cien. Desp**. v.7, n.2, p. 225-231. 2007.

CARVALHO, R.; VASCONCELOS, O.; GONÇALVES, P.; 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.

CASSIM, F.; BLEUSE, S.; BLATT, J.; LABYT, E.; DERAMBURE, P.; GUIEU, J.; DEFEBVRE, L. Anticipatory postural adjustments associated with biomechanical analysis arm movement in Parkinson's disease: a biomechanical analysis. **J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry**. v.79, n.8, p. 881-887. 2008.

CLARK, R.D.; LORD, S.R.; WEBSTER, I.W. Clinical parameters associated with falls in an elderly population. **Gerontology**, v.39, p.117-123, 1993.



COHEN, R.G.; NUTT, J.G.; HORAK, F.B. Errors in postural preparation lead to increased choice reaction times for step initiation in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.66, n.6, p.705-13, 2011.

COLLEDGE, N. R.; CANTLEY, P.; PEASTON, I.; BRASH, H.; LEWIS, S.; WILSON, J. A. Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography. **Journal of Neurophysiology**. v. 62, n. 4, p. 841-853. 1994.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J.; BURROWS, A.; LIPSITZ, L. A. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Experimental Brain Research**. Berlin, v. 104, n. 3, p. 480-492, 1995.

DAIRANY, M.; MALFAIT, N.; GRIBBLE, P.L.; TOWHIDKHAH, F. OSTRY, D.J. learning to control arm stiffness under static condition. **Journal of Neurophysiology**, v.92, n.8, p.3344-3350, 2004.

DAIRAINY, M.; OSTRY, D.J. Muscle cocontraction following dynamics learning. **Experimental Brain Research**, v. 190, p. 153-163, 2008.

DE LUCA, C. J. **Electromyography**. In: Webster, J. G. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. John Wiley Publisher. p.98-109. 2006.

DIETZ, V.; KOWALEWSKI, R.; NAKAZAWA, K.; COLOMBO, J. Effects of changing stance conditions on anticipatory postural adjustment and reaction time to voluntary arm movement in humans. **Journal of Physiology**. v.524, n.2, p. 617-627. 2000.

ENGLER, S.A.; LILLY, K.A.; PERKINS, J.; USTINOVA, K.I. A pointing task to improve reaching performance in older adults. **Am J Phys Med Rehabil**, v.90, n.3, p.217-225, 2011.

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

FEDERICI, A.; BELLAGAMBA, S.; ROCCHI, M.B. Does dancebased training improve balance in adult and young old subjects? A pilot randomized controlled trial. **Aging Clin Exp Res**. v.17, n.5, p.385-389, 2005.

FREITAS, P.; 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. 2005.

FREITAS, S. M. S. F. **Coordenação postural em adultos e idosos durante movimentos voluntários na postura ereta**. 2005. 153 f. Dissertação (mestrado). Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

GALLOWAY, J.C.; KOSHLAND, G.F. General coordination of shoulder, elbow and wrist dynamics during multijoint arm movements. **Exp Brain Res**. v.142, n.2, p.163-80, 2002.

GIROLAMI, G.L.; SHIRATORI, T.; ARUIN, A.S. Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. **J Electromyogr Kinesiol**, 2011. (prelo)

GOMES, G.A.; REIS, R.S.; PARRA, D.C.; RIBEIRO, I.; HINO, A.A.; HALLAL, P.C.; MALTA, D.C.; BROWNSON, R.C. Walking for leisure among adults from three Brazilian cities and its association with perceived environment attributes and personal factors. **Int J Behav Nutr Phys**, v. 8, n.1, p.111-14, 2011.

HALVARSSON, A.; OLSSON, E.; FARÉN, E.; PETTERSSON, A.; STAHLÉ, A. Effects of new, individually adjusted, progressive balance group training for elderly people with fear of falling and tend to fall: a randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, 2011 .

HAYES, K. C. Biomechanics of postural control. **Exercise and Sport Science. Reviews**, Hagerstown, v. 10, p. 363-391. 1982.

HERMES, H. J; FRERIKS, B. Development of recommendations for EMG sensors and sensor placement procedures. **J.Electromyogr. Kinesiol**. v. 10, n.5, p. 361-74. 2000.

HIRSCHFELD, H. Motor control of every day motor tasks: Guidance for neurological rehabilitation. **Physiology & Behavior** .v. 92, n, 1-2, p: 161–166. 2007.

HIYAMIZU, M.; MORIOKA, S.; SHOMOTO, K.; SHIMADA, T. Effects of dual task performance ability in elderly people: a randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, v.25, n.10, 2011.

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

HORAK, F. B.; DIENER, H. C.; NASHNER, L. M. Influence of central set on human **Gerontology, Basel**. v. 40, n. 5, p. 273-278, 1994.

HORAK, F. B.; ESSELMAN, P.; ANDERSON, M. E.; LYNCH, M. K. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**. v.47, n.09, p. 1020-1028. 1984.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural Orientation and Equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHEPHERD, J. T. **Handbook of Physiology**. New York: Oxford University Press, 1996, p. 255-292.

HORAK, F. B.; DIENER, H. C.; NASHNER, L. M. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiolog**. v. 62, n. 4, p. 841-853. 1989.

HORTOBÁGYI T, DEL OLMO MF, ROTHWELL JC. Age reduces cortical reciprocal inhibition in humans. **Exp Brain Res**. v. 171, n. 3, p. 322-9, 2006.

HSU, W-L, SCHOLZ, J. P., SCHONER, G.; JEKA, J. J.; KIEMEL, T. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. **J Neurophysiol.** v.97, n.4, p.3024-3035. 2007.

HUXHOLD, O.; LI, S. C.; SCHMIEDEK, F.; LINDENBERG, U. Dual-tasking postural control: Aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain Research Bulletin**, v.69, n.3, p.294-305, 2006.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, IBGE, Brasil disponível em <<http://www.ibge.gov.br/home/download/estatistica.shtm>> Acesso em: 15/09/2011

JAMET, M.; DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G.; VANÇON, G.; PERRIN, P. P. Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in a dual-task context. **Gait & Posture**, v.25, n.2, p.179-184, 2006.

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

KARINKANTA, S.; NUPPONEN, R.; HEINONEN, A.; PASANEN, M.; SIEVÄNEN, H.; UUSI-RASI, K.; FOGELHOLM, M.; KANNUS, P. Effects of Exercise on Health-Related Quality of Life and Fear of Falling among Home-Dwelling Older Women: a 12-month RCT and a One Year Follow-up. **J Aging Phys Act.** 2011.

KIRKWOOD, R.N.; TREDE, R.G.; MOREIRA, S.; KIRKWOOD, S.A., PEREIRA, L.S. Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly women with history of recurrent falls. **Gait Posture.** v.34, n.1, p. 60-4, 2011.

KRISHNAMOORTHY, V.; LATASH, M.L. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. **J. Physiol.** v. 565, n. 2, p. 675-684. 2005.

KRISHNAMOORTHY, V.; SCHOLZ, J. P.; LATASH, M. L. The use of flexible arm muscle synergies to perform an isometric stabilization task. **Clin Neurophysiol.** v.118, n.3, p. 525-537. 2007.

KUBICKI, A.; PETREMENT, G.; BONNETBLANC, F.; BALLAY, Y.; MOUREY F. Practice-Related improvements in postural control during rapid arm movement in older adults: a preliminary study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.66A, n.11, 2011.

LAESSEOE, U.; VOIGT, M. Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations. **Gait & Posture.** v.28, n.1, p.62-68. 2008.

LATASH, M. L., **Neurophysiological basis of movement.** **Human Kinetics.** 1998. 440p.

LATASH, M. L.; ARUIN, A. S.; NEYMAN, I.; NICHOLAS, J. J. Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. **Journal of Neurology.** v.58, n.3, p.326-334. 1995.

LATASH, M.; ANSON, J.G. Synergies in Health and Disease: Relations to Adaptive Changes in Motor Coordination. **Physical Therapy**. v.86, n.8, p.1151-1160. 2006.

LATASH, M.; SCHOLZ, J. P.; SHONER, G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. **Exerc Sport Sci Rev**. v.30, n.1, p.26-31. 2002.

LATASH, M.L.; MATTOS, D.J.; PARK, E.; KUHL, J., SCHOLZ, J.P. Unpredictable elbow joint perturbation during reaching results in multijoint motor equivalence. **J. Neurophysiol**, v.106, n.3, p.1424-36, 2011.

LAUGHTON, C. A.; SLAVIN , M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J. F. ; KERRIGAN, D. C.; PHILLIPS , E.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture** . v.18, n.2, p.101-108. 2003.

LAUFER, Y.; BARAK, Y.; CHEMEL, I. Age-related differences in the effect of a perceived threat to stability on postural control. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v.61, n.5, p.500-4, 2006.

LEE, W. A. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. **Journal of Motor Behavior**, v. 16, n. 2, p. 135-170. 1984.

LEGTTERS K. Fear of falling. **Physical Therapy**. v.82, n.3, p. 264-272. 2002.

LEWIS G.N.; MACKINNON, C.D.; TRUMBOWER, R.; PERREAULT, E.J. Co-contraction modifies the stretch reflex elicited in muscles shortened by a joint perturbation. **Exp Brain Res**. v.207, n.1-2, p.39-48, 2010.

LI, Z-M. Functional Degrees of Freedom. **Motor Control**.v.10, n.4, p.301-310. 2006.

LINDELÖF, N.; KARLSSON, S.; LUNDMAN, B. Experiences of a high-intensity functional exercise programme among older people dependent in activities of daily living. **Physiother Theory Pract**. 2011.

LIU, W.Y.; ZAINO, C.A.; MCCOY, S.W. Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. **Pediatr Phys Ther**.v.19, n.3, p.188-95, 2003.

LORD, S.; SHERRINGTON, C.; MENZ, M.; CLOSE, J. **Falls in older people**. Risk factors and strategies for prevention. Cambridge, 2000.

MAEJIMA, H.; MURASE, A.; SUNAHORI, H.; KANETADA, Y.; OTANI, T.; YOSHIMURA, O.; TOBIMATSU, Y. Neural adjustment in the activation of the lower leg muscles through daily physical exercises in community-based elderly persons. **J Exp Med**, v.211, n.2, p.141-9, 2007.

MAEJIMA, H.; SUNAHORI, H.; KANETADA, Y.; MURASE, A.; TOBIMATSU, Y.; OTANI, T.; YOSHIMURA, O. The neural adjustment of postural response through community-based daily exercises in elderly persons. **Clin Biomech.** v.24, n.6, p.499-503, 2009.

MAK, M.K.; PANG, M.Y.; MOK, V. Gait difficulty, postural instability, and muscle weakness are associated with fear of falling in people with Parkinson's disease. **Parkinsons Dis.** V.2012, p.1-5, 2011.

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, n.S2, p. ii12–ii18. 2006.

MARTIN, F. C.; HART, D.; SPECTOR, T; DOYLE, D. V.; HARARI, D. Fear of falling limiting activity in young-old women is associated with reduced functional mobility rather than psychological factors. **Age and Ageing** v.35, n.2.,p. 281-287. 2005.

MASSION, J.; AMBLARD, B.; ASSAIANTE, C.; MOUCHINO, L.; VERNAZZA, S. Body Control And Control Of Coordinated Movements In Microgravity. **Brain Research Reviews,** v.28, p.83-98, 1998.

MASSION, J.; IOFFE, M.; SCHMITZ, C.; VIALLET, F.; GANTCHEVA, R. Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. **Exp Brain Res,** v.128, n.1-2, p.229-35, 1999.

MCKEE, K.J.; ORBELL, S.; RADLEY, K.A. Predicting perceived recovered activity in older people after a fall. **Disabil Rehabil.** v.21, n.6, p.555–562, 1999.

MELZER, I.; KURZ, I.; SHAHAR, D.; LEVI, M.; ODDSSON, L. Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. **Age and Ageing.** v.36, n.5, p: 532–537.2007.

MOCHIZUKI, L. **Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio.** 2001. Tese (doutorado). Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2001

MOCHIZUKI, L., COSME, R. G.; AMADIO, A. C. Coordenação motora e controle postural por meio da análise multivariada. **Rev Motriz.** v.12, n.1, p.65-72. 2006.

MOCHIZUKI, L.. **Abordagem biomecânica para o estudo do controle postural: organização dos ajustes posturais** Tese (Livre Docência). Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo. São Paulo. 2008.

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

MOORE, D.S.; ELLIS, R.; KOSMA, M.; FABRE, J.M.; MCCARTER, K.S.; WOOD, R.H. Comparison of the validity of four fall-related psychological measures in a community-based falls risk screening. **Res Q Exerc Sport**. v.82, n.3, p.545-54, 2011.

MYERS, A.M.; POWELL, L.E.; MAKI, B.E. Psychological indicators of balance confidence: relationship to actual and perceived abilities. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v.51, p.M37–M43, 1996.

NAGAI, M.; WADA, M.; SUNAGA, N. Anxiety affects the postural sway of the antero-posterior axis in college students. **Neurosci Lett**. v.302, n.2, p.157-9, 2001.

NOUILLOT, P.; BOUISSET, S.; DO, M.C. Are There Anticipatory Segmental Adjustments Associated With Lower Limb Flexions When Balance Is Poor In Humans? **Neuroscience Letters**, v.279, p.77-80, 2000.

OLSON, S.L.; CHEN, S.S.; WANG, C.Y. Effect of a home exercise program on dynamic balance in elderly with a history of falls. **J Aging Phys Act**. v.19, n.4, p.291-305, 2011.

OKADA, S.; HIRAKAWA, K.; TAKADA, Y.; KINOSHITA, H. Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. **Eur J Appl Physiol**. v.85, n.1, p.10-8, 2001.

PANZER, V. P., BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical Assessment of Quiet Standing and Changes Associated With Aging. **Arch Phys Med Rehabil**. v.76, n.12, p.151-157.1995.

PATEL, M.; FRANSSON, P.A.; MAGNUSSON, M. Effects of ageing on adaptation during vibratory stimulation of the calf and neck muscles. **Gerontology**, v.55, n.1, p.82-91, 2009.

PATLA, A. E.; ISHAC, M. G.; WINTER, D. A. Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control. **Exp Brain Res**. v.143, n.3, p: 318-327. 2002.

PEREIRA, M .P.; GONÇALVES, M. Muscular coactivation around the knee reduces power production in elderly women. **Arch Gerontol Geriatr**, v.52, n.3, p.317-21, 2011.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force Platform Measurements as Predictors of fall among Older People – A Review. **Gerontology**. v.52, n.1, p:1–16. 2006.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force Platform Measurements as Predictors of fall among Older People – A Review. **Gerontology**. v.52, n.1, p:1–16. 2006.

PILKAR, R. B.; MOOSBRUGGER, J. C.; BHATKAR, V. V.; SCHILLING, R. J.; STOREY, C. M.; ROBINSON, C. J. A Biomechanical Model of Human Ankle Angle Changes Arising From Short Peri-Threshold Anterior Translations of Platform on Which a Subject Stands. **Eng Med Biol Soc**. v.1, p: 4308-4311. 2007.

PROFANE Prevention of falls Network Europe. Fall Efficacy Scale. Disponível em: <[http://www.profane.eu.org/eu\\_map/country\\_FESI.php?country=28](http://www.profane.eu.org/eu_map/country_FESI.php?country=28)> Acesso em: 10 de ago. 2008.

QUINN, G. P.; KEOUGH, M. J. **Experimental Design and Data Analysis for Biologists**. 2002. Cambridge. 191 p.

RAHMAN, S.; GRIFFIN, H.J.; QUINN, N.P.; JAHANSHAH, M. On the nature of fear of falling in Parkinson's disease. **Behav Neurol**. v.24, n.3, p.219-28, 2011.

RAMÍREZ, A.; LECUMBERRI, P.; GÓMEZ, M.; RODRIGUEZ-MAÑAS, L.; GARCÍA, F.J.; IZQUIERDO, M. Frailty assessment based on wavelet analysis during quiet standing balance test. **J Biomech**, v.44, n.12, p.2213-20, 2011.

RAMOS, L. R.; ROSA, T. E. da C.; OLIVEIRA, Z. M.; MEDINA, M. C. G.; SANTOS, F. R. G. Perfil do idoso em área metropolitana na região sudeste do Brasil: resultados de inquérito domiciliar. **Rev Saúde Pública**. v.27, n.02, p.87-94. 1993.

RANKIN, J. K.; WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A.; BROWN, L. A. Cognitive Influence on Postural Stability: A Neuromuscular Analysis in Young and Older Adults. **Journal of Gerontology**. v.55A, n.3, p.M112-M119. 2000.

RIETDYK, S.; PATLA, A.E.; WINTER, D.A.; ISAHAC, M.G.; LITTLE, C.E. Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. **Journal of Biomechanics**. v.32, p. 1149-1158, 1999.

ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. Research methods in biomechanics. United States: **Human Kinetics**, 2004.

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. **Journal of Gerontology**. v.56A, n.9, p.M589-M594. 2001.

ROTHWELL, J.C. The startle reflex, voluntary movement, and the reticulospinal tract. **Suppl Clin Neurophysiol**. v.58, p.223-31, 2006.

RUNGE, M.; HUNTER, G. Determinants of musculoskeletal frailty and the risk of falls in old age. **J Musculoskelet Neuronal Interact**, v.6, n.2, p.167-73, 2006.

SARAIVA, V.R. **Análise biomecânica dos ajustes posturais em indivíduos com dor lombar**. Dissertação (mestrado). Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2011.

SCHEFFER, A. C.; SCHUURMANS, M. J.; DIJK, N.; HOOFT, T.; ROOIJ, S. E. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. **Age and Ageing** . v.37, n.1, p.19-24. 2008.

SHIRATORI, T.; ARUIN, A.S. Anticipatory postural adjustments associated with rotational perturbations while standing on fixed and free-rotating supports. **Clinical Neurophysiology**. v.115, n.4, p.797–806. 2004.

SHUMWAY-COOK, A.; BALDWIN, M.; POLISSAR, N.L.; GRUBER, W. Predicting the probability for falls in community dwelling older adults. **Physical Therapy**, v.77, n.2, p.812-9, 1997.

SHUMWAY-COOK; WOOLACOT **Controle motor: teoria aplicações e práticas**. Manole. 2003.

SKELTON, D.A. Effects of physical activity on postural stability. *Age and Aging*. v,30-S4, p.33-39, 2001.

SLIJPER, H.; LATASH, M. The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. **Exp Brain Res**. v.135, n.1, p.81–93. 2000.

SLIJPER H, LATASH ML. The effects of muscle vibration on anticipatory postural adjustments. *Brain Res*. v.1015, n1-2, p.67-72, 2004.

STALENHOEF, P. A.; CREBOLDER, H. F. J. M.; KNOTTNERUS, J. A.; VAN DER HORST, F. G. E. M. Incidence, risk factors and consequences of falls among elderly subjects living in the community. **European Journal of Public Health**. v.7, n.3, p.328-334. 1997.

STAPLEY, P.; POZZO, T.; GRISHIN, A. The role of anticipatory postural adjustment during whole body forward reaching movements. **NeuroReport**. v.9, p.395-401, 1998.

TAKAHASHI, C. D.; REINKENSMEYER, D. J. Hemiparetic stroke impairs anticipatory control of arm movement. **Exp Brain Res** v.149, n.2, p.131-140. 2003.

TEYSSÈDRE, C.; LINO, F.; ZATTARA, M.; BOUISSET, S. Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. **Exp Brain Res**. v.134, n.4, p.435-440. 2000.

TINETTI, M. E.; BAKER, D. I.; MCAAY, G.; CLAUS, E. B.; GARRETT, P.; GOTTSCHALK, M.; KOCH, M. L.; TRAILOR, K.; HORWITZ, R. I. A multifactorial Intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. **The New England Journal of Medicine**, v.331, n.13, p.821-827, 1994.

TING, L.H.; MCKAY, L. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. Motor systems. **Current Opinion in Neurobiology**. v.17, n.6, p.622-628. 2007.

TORRES-OVIEDO, G.; TING,L.H. Subject specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts **J Neurophysiol**, v.103, n.6, p.3084–3098, 2010.



TRICON, V.; LE PELLECMULLER, A.; MARTIN, N.; MESURE, S.; AZULAY, J. ; VERNAZZA-MARTIN, S. Balance control and adaptation of kinematic synergy in aging adults during forward trunk bending. **Neuroscience Letters**. v.415, n.1, p: 81-86. 2007.

UEMURA, K.; YAMADA, M.; NAGAI, K.; ICHIHASHI, N. 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, 2011.

VERNAZZA-MARTIN, S.; MARTIN, N.; CINCERA, M.; PEDOTTI, A.; MASSION, J. Arm raising in humans under loaded vs. unloaded and bipedal vs. unipedal conditions. **Brain Research**, v.846, n.1, p.12-22. 1999.

VEUAS, B.J.; WAYNE, S.J.; ROMERO, L.J.; BAUMGARTNER, R.N.; GARRY, P.J. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. **Age and Ageing**. v.26, n.3, p.189-193. 1997.

VOELCKER-REHAGE, C.; ALBERTS, J. L. Effect of motor practice on dual-task performance in older adults. **Journal of Gerontology: Psychological Sciences**, v.62, n.3, p.141-148, 2007.

WALLMANN, H. W. Comparison of elderly nonfallers and fallers on performance measures of functional reach, sensory organization and limits of stability. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, p. M580-M583, 2001.

WEUVE, J.; KANG, J.H.; MANSON, J.E.; BRETELER, M.M.B.; WARE, J.H.; GRODSTEIN, F. Physical activity, including walking, and cognitive function in older people. **JAMA**, v.292, n.12, p.1454-61, 2004.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**. v. 3, n.4, p.193-214. 1995.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, K. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v.80, n. 3, p.1211-1221. 1998.

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

WOOLLACOTT, M.H. Age- related changes in posture and movement. **J Gerontol**. v.48, p. 56-60. 1993.

YAMASAKI, H.; FUJISAWA, H.; HOSHI, F.; NAGASAKI, H. Incomplete posture adjustment during rapid arm movement. **Percept Mot Skills**, v.108, n.3, p.915-32, 2009.

YARDLEY, L. Fear of Falling: Links Between Imbalance and Anxiety. **Clinical Gerontology**. v.13, p.195-201. 2004.

YIOU, E.; DEROCHE, T.; DO, M. C.; WOODMAN, T. Influence of fear of falling on anticipatory postural control of medio-lateral stability during rapid leg flexion **Eur J Appl Physiol** v. 111, p.611–620, 2011.

YIOU, E.; MANH-CUONG, D.E. Effects of medio-lateral postural perturbation induced by voluntary arm raising on the biomechanical organization of rapid step initiation. **Motor Control**, 2011.

YIOU, E.; MEZAOUR, M.; LE BOZEC, S. Anticipatory postural adjustments and focal performance during bilateral forward-reachtask under different stance conditions. **Motor Control**, v.13, n.2, p.142-60, 2009.

YOKOYA, T.; DEMURA, S.; SATO, S. Fall Risk Characteristics of the Elderly in an Exercise Class. **J Physiol Anthropol** . v.27, n.1, p. 25-32. 2008.

ZIJLSTRA, G. A.; HAASTREGT, J. C. M.; ROSSUM, E.; EIJK, J. T. M.; YARDLEY, L. ; KEMPEN, G. I. J. M. Interventions to Reduce Fear of Falling in Community-Living Older People: A Systematic Review. **JAGS**. v.55, n.4, p.603-615. 2007.

## ANEXO I - TERMO DE CONSENTIMENTO

### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

#### 1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo \_\_\_\_\_

Sexo  Masculino  
 Feminino

RG \_\_\_\_\_

Data de nascimento \_\_\_\_\_

Endereço completo \_\_\_\_\_

CEP \_\_\_\_\_

Fone \_\_\_\_\_

e-mail \_\_\_\_\_

#### 2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo \_\_\_\_\_

Natureza (grau de parentesco, tutor, curador,) \_\_\_\_\_

Sexo  Masculino  
 Feminino

RG \_\_\_\_\_

Data de nascimento \_\_\_\_\_

Endereço completo \_\_\_\_\_

CEP \_\_\_\_\_

Fone \_\_\_\_\_

e-mail \_\_\_\_\_

### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

#### 1. Título do Projeto de Pesquisa

Avaliação Biomecânica dos Ajustes Posturais em Idosos Caidores

#### 2. Pesquisador Responsável

Prof.Dr.Luis Mochizuki

#### 3. Cargo/Função

Coordenador de curso de graduação da Escola de Artes ,Ciências e Humanidades da USP

#### 4. Avaliação do risco da pesquisa:

RISCO MÍNIMO  RISCO BAIXO  RISCO MÉDIO  RISCO MAIOR |  
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

#### 5. Duração da Pesquisa

A pesquisa terá duração de aproximadamente 2 anos.

**III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:**

O propósito da pesquisa é verificar os ajustes posturais nos idosos em tarefas que usam os braços. A participação no estudo irá envolver o uso de equipamentos que analisam a atividade elétrica dos músculos.

Eu deverei seguir todas as instruções dadas pelo pesquisador;

A pesquisa não oferece riscos e desconfortos previstos, e sua conclusão irá beneficiar a população idosa no sentido de fornecer informações necessárias sobre quedas em idosos e dessa forma conseguir preveni-la.

**IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:**

Os resultados desse estudo podem ser publicados, mas meu nome não será revelado. A pesquisadora Ana Carolina B. Menegatti vai somente anotar as iniciais do meu nome e somente ela terá acesso às informações confidenciais;

Não haverá qualquer recompensa pela minha participação;

Meu consentimento poderá ser retirado e a minha participação interrompida a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos.

Haverá disponibilidade de assistência no HU ou HCFMUSP, por eventuais danos à saúde, decorrentes da pesquisa.

**V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.**

Ana Carolina B. Menegatti E-mail: carol.menegatti@usp.br Tel:30913184 Cel:72016697  
Av. Mello Moraes, 65 Cidade Universitária – SP

Hospital Universitário USP Av. Prof. Lineu Prestes, 2565 Cidade Universitária  
Tel: 3091-9200

**VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES**

O pesquisador explicou ao participante a natureza e o propósito, os potenciais benefícios e os possíveis riscos associados à participação neste estudo de pesquisa e respondeu a todas as perguntas feitas; Será fornecido ao participante uma cópia desse documento de consentimento assinado;

**VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
assinatura do sujeito da pesquisa  
ou responsável legal

\_\_\_\_\_  
assinatura do pesquisador  
(carimbo ou nome legível)

## ANEXO II ESCALA DE EFICÁCIA DE QUEDAS (FES I)

Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre o quanto você está preocupado com a possibilidade de cair. Para cada uma das atividades a seguir, por favor, marque a alternativa que mais se aproxima da sua própria opinião para mostrar o quanto você está preocupado com a possibilidade de uma queda se você realizasse essa atividade. Por favor, responda considerando como você comumente faz essa atividade. Se você comumente não faz a atividade (ex: alguém faz as compras para você), por favor responda como você acha que estaria preocupado em cair se fizesse a atividade.

Atividades	Não estou preocupado	Um pouco preocupado	Moderadamente preocupado	Muito preocupado
1- Limpar a casa (ex: esfregar, varrer, aspirar)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
2- Vestir-se ou despir-se	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
3- Preparar refeições diárias	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
4- Tomar banho (banheira ou chuveiro)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
5- Ir às compras	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
6- Sentar-se ou levantar-se da cadeira	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
7- Subir ou descer escadas	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
8- Andar pela vizinhança	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
9- Alcançar algum objeto acima da sua cabeça ou no chão	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
10- Atender ao telefone antes que pare de tocar	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
11- Andar em superfície escorregadia (molhadas ou enceradas)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
12- Visitar um amigo ou parente	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
13- Andar em um local onde haja multidão	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
14- Andar em superfícies irregulares (chão com pedras, piso mal conservado ou sem asfalto)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
15- Subir ou descer uma rampa	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>
16- Sair para eventos sociais (atividades religiosas, encontros familiares, reunião do clube)	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>

### ANEXO III- FICHA CADASTRAL

Nome:		
Idade:	Data de nascimento:	
Sexo:	feminino	masculino
Peso:	Estatura:	
Pratica atividade física:		
Se sim:	Semana	Tempo
	a mais de 6 meses	menos de 6 meses
Possui distúrbio visual incapacitante:		
É cardiopata:		
Possui alguma lesão e/ou dor articular:		
Se sim especifique:		
Faz uso de medicamento:		
Se sim especifique:		
Apresentou episódio de queda nos últimos 6 meses:		
Se sim, quantos:		
Observações gerais:		

Data de avaliação: / / assinatura: \_\_\_\_\_

## ANEXO IV – PRONTUÁRIO DO COMITÊ DE ÉTICA

Andamento do Projeto

[http://portal2.saude.gov.br/sisnep/extrato\\_projeto.cfm?CODIGO=38810](http://portal2.saude.gov.br/sisnep/extrato_projeto.cfm?CODIGO=38810)

Andamento do projeto - CAAE - 0058.0.342.000-10				
<b>Título do Projeto de Pesquisa</b>				
AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS AJUSTES POSTURAIIS EM IDOSOS CAIDORES				
<b>Situação</b>	<b>Data Inicial no CEP</b>	<b>Data Final no CEP</b>	<b>Data Inicial na CONEP</b>	<b>Data Final na CONEP</b>
Aprovado no CEP	17/12/2010 10:53:53	13/07/2011 11:49:36		
<b>Descrição</b>	<b>Data</b>	<b>Documento</b>	<b>Nº do Doc</b>	<b>Origem</b>
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	17/12/2010 10:53:53	Folha de Rosto	0058.0.342.000-10	CEP
3 - Protocolo Pendente no CEP	25/02/2011 11:52:55	Folha de Rosto	2010/66	CEP
4 - Protocolo Aprovado no CEP	13/07/2011 11:49:36	Folha de Rosto	2010/66	CEP
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	18/11/2010 17:19:08	Folha de Rosto	FR388103	Pesquisador

[Voltar](#)

## ANEXO V- QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

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

**NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

( ) Sim ( ) Não – Caso você responda não **Vá para seção 2: Transporte**

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você fez na **última semana** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos**:

1b. Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos, como parte do seu trabalho**? Por favor, **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho.

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - **Vá para a questão 1d.**

1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

1d. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho**?

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - **Vá para a questão 1f**

1e. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

1f. Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho**:

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - **Vá para a questão 2a.**

1g. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

### SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

2a. O quanto você andou na última semana de carro, ônibus, metrô ou trem?

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) nenhum - **Vá para questão 2c**

2b. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro na última semana.

2c. Em quantos dias da última semana você andou de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para a questão 2e.**

2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

2e. Em quantos dias da última semana você caminhou por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

\_\_\_\_\_ dias por **SEMANA** ( ) Nenhum - **Vá para a Seção 3.**

2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta?



(NÃO inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

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

Novamente pense *somente* naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

**3a.** Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar **no jardim ou quintal**.

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum - **Vá para questão 3c.**

**3b.** Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas **no jardim ou no quintal**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**3c.** Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão **dentro da sua casa**.

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum - **Vá para questão 3e.**

**3d.** Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas **dentro da sua casa** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**3e.** Em quantos dias da ultima semana você fez atividades físicas **vigorosas no jardim ou quintal** por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum - **Vá para a seção 4.**

**3f.** Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas **no quintal ou jardim** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

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

Novamente pense somente nas atividades físicas que 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, em quantos dias da ultima semana você caminhou **por pelo menos 10 minutos contínuos no seu tempo livre**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum - **Vá para questão 4c**

**4b.** Nos dias em que você caminha **no seu tempo livre**, quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**4c.** Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular.

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum - **Vá para questão 4e.**

**4d.** Nos dias em que você faz estas atividades moderadas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**4e.** Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **vigorosas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido.

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum - **Vá para seção 5.**

**4f.** Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

### SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

**5a.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**5b.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

## ANEXO VI – TESTE TINETTI

1) Equilíbrio sentado:	(0) Inclina-se ou desliza na cadeira (1) Estável, seguro
2) Levanta-se da cadeira:	(0) Incapaz sem ajuda (1) Capaz, usa membros superiores para auxiliar (2) Capaz sem usar membros superiores
3) Tentativas para se levantar:	(0) Incapaz sem ajuda (1) Capaz, requer mais de uma tentativa (2) Capaz de se levantar, uma tentativa
4) Equilíbrio de pé imediato (primeiros 5 segundos):	(0) Instável (cambaleia, move os pés, oscila o tronco) (1) Estável, mas usa dispositivo de auxílio à marcha (2) Estável sem dispositivo de auxílio
5) Equilíbrio de pé:	(0) Instável (1) Instável, mas aumenta a base de suporte (entre os calcanhares > 10 cm de afastamento) e usa dispositivo de auxílio (2) Diminuição da base sem dispositivo de auxílio
6) Desequilíbrio no esterno (sujeito na posição de pé com os pés o mais próximo possível, o examinador empurra suavemente o sujeito na altura do esterno com a palma da mão 3 vezes seguidas:	(0) Começa a cair (1) Cambaleia, se agarra e se segura em si mesmo (2) Estável
7) Olhos fechados:	(0) Instável (1) Estável
8) Girar 360°:	(0) Instabilidade (se agarra, cambaleia) (1) Passos descontinuados (2) Continuidade
9) Sentar-se:	(0) Inseguro (não avalia bem a distância, cai na cadeira) (1) Usa os braços ou não tem movimentos suaves (2) Seguro, movimentos suave
Escore de equilíbrio:	_____/16

## ANEXO VII - TESTE DE MARCHA DE TINETTI

Instruções: Sujeito de pé com o examinador, caminha num corredor ou na sala, primeiro no seu ritmo usual e, em seguida, rápido, porém muito seguro, com os dispositivos de auxílio à marcha usuais:

1) Iniciação da marcha:	(0) Imediato e após o comando Vá (qualquer hesitação ou múltiplas tentativas para iniciar) (1) Sem hesitação
2) Comprimento e altura do passo:	a) Perna D em balanceio: (0) Não passa o membro E (1) Passa o membro E  (0) Pé D não se afasta completamente do solo com o passo (1) Pé D se afasta completamente do solo  b) Perna E em balanceio (0) Não passa o membro D (1) Passa o membro D  (0) Pé E não se afasta completamente do solo com o passo (1) Pé E se afasta completamente do solo
3) Simetria do passo:	(0) Passos D e E desiguais (1) Passos D e E parecem iguais
4) Continuidade do passo:	(0) Parada ou descontinuidade entre os passos (1) Passos parecem contínuos
5) Desvio da linha reta (distância aproximada de 3 m X 30 cm):	(0) Desvio marcado (1) Desvio leve e moderado ou usa dispositivo de auxílio à marcha (2) Caminha em linha reta sem dispositivo de auxílio
6) Tronco:	(0) Oscilação marcada ou usa dispositivo de auxílio à marcha (1) Sem oscilação, mas com flexão de joelhos ou dor lombar ou afasta os braços enquanto anda (2) Sem oscilação, sem flexão, sem uso dos braços ou de dispositivo de auxílio à marcha
7) Base de apoio:	(0) Calcanhares afastados (1) Calcanhares quase se tocando durante a marcha
Escore de Marcha:	_____/12

## ANEXO VIII – CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA

### Idosos Sedentários Caidores

Sujeitos	Idade	Massa	Estatura	IPAQ	FES	AFA	AFL	Tinetti
Li	74	55	1,5	sedentário	39	17	15	28
Ce	70	78	1,6	sedentário	22	33	26	28
Já	77	70	1,65	sedentário	35	22	20	28
Em	70	70	1,57	sedentário	40	24	22	28
Bi	78	66	1,6	sedentário	62	20	15	28
Je	77	68	1,55	sedentário	38	23	18	28
Qi	75	54	1,52	sedentário	35	17	15	28
Nj	70	69	1,48	sedentário	33	23	21	28
Bl	71	65	1,6	sedentário	21	30	25	28
Nz	71	61	1,59	sedentário	26	27	23	28
Média e DP	73,3±3,1	65,6±6,9	1,57±0,5		35±12	23,6±4,9	20±3,9	28±0

### Idosos Sedentários não caidores

Sujeitos	Idade	Massa	Estatura	IPAQ	FES	AFA	AFL	Tinetti
Ri	71	73	1,50	sedentário	20	30	27	27
Do	70	84	1,51	sedentário	20	33	30	27
Mt	71	84	1,73	sedentário	20	35	33	27
Ag	70	79	1,59	sedentário	21	35	32	27
Bt	71	68	1,64	sedentário	21	29	29	27
Lz	71	60	1,60	sedentário	21	27	26	27
Ap	71	68	1,48	sedentário	22	25	23	27
Mh	71	50	1,65	sedentário	22	28	27	27
Vi	70	75	1,55	sedentário	19	34	32	27
Re	73	74	1,60	sedentário	25	30	28	27
Média e DP	70,9±0,8	71,5±10,5	1,6±0,09		21±2	30,6±3,3	28,7±3	27±0

### Idosos ativos caidores

Sujeitos	Idade	Massa	Estatura	IPAQ	FES	AFA	AFL	Tinetti
Ol	70	65	1,60	Ativo	58	13	12	28
Mn	73	75	1,51	Ativo	45	30	18	28
To	75	55	1,40	Ativo	45	21	12	25
Mr	77	65	1,65	Ativo	35	17	15	28
Ro	75	65	1,65	Ativo	45	23	16	28
Mp	70	60	1,60	Ativo	25	17	15	28
Ru	80	54	1,50	Ativo	24	20	20	28
Al	70	63	1,55	Ativo	34	25	23	28
Zi	77	54	1,58	Ativo	39	21	19	23
lu	86	54	1,50	Ativo	44	16	15	25
Média e DP	75,3±4,82	61±6,57	1,55±0,07		39±10	20,3±4,7	16,5±3,3	27±1

Idosos Ativos não caidores

Sujeitos	Idade	Massa	Estatura	IPAQ	FES	AFA	AFL	Tinetti
Iz	71	57	1,47	Ativo	20	22	22	28
Pi	72	64	1,68	Ativo	24	23	20	28
Jô	70	58	1,45	Ativo	23	24	22	28
Ml	71	67	1,60	Ativo	19	26	25	28
Na	70	54	1,48	Ativo	17	17	15	28
He	70	72	1,56	Ativo	20	30	30	28
Se	70	70	1,70	Ativo	16	30	25	28
Mi	72	49	1,45	Ativo	31	29	21	28
Ma	70	45	1,40	Ativo	18	26	25	28
Ge	74	63	1,73	Ativo	20	27	35	28
Média e DP	71 ±1,26	59,9±8,44	1,55±0,11		21±4	25,4±3,9	24±5,2	28±0