



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS E
BIOLOGIA CELULAR

DANIELA ROSA GARCEZ

**AJUSTES POSTURAIIS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS
EM IDOSOS COM E SEM LOMBALGIA**

Belém

2021

DANIELA ROSA GARCEZ

**AJUSTES POSTURAIIS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS
EM IDOSOS COM E SEM LOMBALGIA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Biologia Celular, do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Pará como requisito para obtenção do título de doutora em Neurociências e Biologia Celular. Área de concentração em Neurociências.

Orientadora: Profa. Dra. Elizabeth Sumi Yamada.

Coorientadora: Profa. Dra. Bianca Callegari

Belém

2021

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a)
autor(a)**

R788a Garcez, Daniela Rosa.
Ajustes posturais antecipatórios e
compensatórios em idosos com e sem lombalgia /
Daniela Rosa Garcez. — 2021.
87 f. : il. color.

Orientador(a): Prof^a. Dra. Elizabeth Sumi Yamada
Coorientação: Prof^a. Dra. Bianca Callegari
Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Pará,
Instituto de Ciências Biológicas, Programa de Pós-
Graduação em Neurociências e Biologia Celular, Belém,
2021.

1. Idosos. 2. Ajustes Posturais. 3. Dor Lombar
Crônica. I. Título.

CDD 574.18

DANIELA ROSA GARCEZ

**AJUSTES POSTURAI S ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS
EM IDOSOS COM E SEM LOMBALGIA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Biologia Celular, do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Pará como requisito para obtenção do título de doutora em Neurociências e Biologia Celular. Área de concentração em Neurociências.

Aprovada em

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dra. Lucieny da Silva Pontes

Departamento de Ciência do Movimento Humano – CCBS

Universidade do Estado do Pará - Membro Externo

Prof. Dr. João Simão de Melo Neto

Faculdade de Fisioterapia e Terapia Ocupacional – ICS

Universidade Federal do Pará – Membro Interno da UFP

Prof. Dr. Givago da Silva Souza

Programa de Pós-graduação em Neurociências e Biologia Celular

Universidade Federal do Pará – Membro Interno do Programa.

Dedico este trabalho ao meu pai
Jurandyr Nascimento Garcez (*in
memorian*), minha eterna fonte de
inspiração.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por estar sempre me guiando, iluminando meus caminhos e dando força para nunca desistir.

Aos meus pais, Jurandyr Nascimento Garcez (*in memoriam*) e Heloisa Helena Garcez, por toda a dedicação e ensinamentos que me permitiram sempre avançar.

Meu agradecimento especial, à professora e à querida Bianca Callegari por todo o crescimento profissional e pessoal, por toda a paciência e o tempo dedicado, durante a caminhada neste doutorado.

À profa. Elizabeth Sumi Yamada pela confiança e incentivo no doutorado.

Aos discentes do Laboratório do Movimento Humano (LEMOH).

Aos amigos e colegas profissionais do Hospital Bettina Ferro de Souza e Fundação Santa Casa do Pará pela compreensão e apoio nos dias em que não pude estar na equipe de trabalho, em especial, Carla de Nazaré Magalhães.

À Universidade Federal do Pará e Fundação Santa Casa de Misericórdia do Pará pela grande oportunidade de realizar este doutorado.

Aos familiares que participaram de momentos nesta pesquisa, tias (Ângela, Maria do Carmo e Lúcia), Agostinho, Adriana, Andréa e Sofia.

À Dona Isabel que me ajudou incondicionalmente durante a pandemia e em momentos de perdas durante o doutorado.

À Beatriz Callegari por tantos momentos de alegria, amizade e amor neste período e à Miúcha por todos os momentos de amor, acolhimento e alegrias.

RESUMO

A dor lombar crônica (DLC) está associada a alterações no controle postural e é altamente prevalente em idosos. Pesquisas apontam que o envelhecimento e a DLC são descritos como fatores importantes que afetam o controle postural. O prejuízo no controle postural é um importante fator no risco de quedas. Pesquisas que avaliam o controle postural em idosos com DLC ainda são necessárias para maior efetividade nos programas de reabilitação do equilíbrio, visando maior controle postural e prevenção de quedas nesta população. O objetivo deste estudo é verificar a influência da DLC nos ajustes posturais antecipatórios (APAs) e compensatórios (CPAs), em idosos, durante um paradigma de perturbação auto-iniciado induzido por um movimento rápido do membro superior ao apontar um alvo. Idosos foram divididos em: Grupo com DLC (GDLC) (n=15) e Grupo Controle (GC) (n=15). A latência dos músculos dos membros inferiores e os deslocamentos do centro de pressão (COP) foram avaliados antes da perturbação até o fim do movimento. O momento T_0 (início do movimento) foi definido como a latência do deltóide anterior (DEL) e todos os parâmetros foram calculados em relação a este T_0 . O reto femoral (RT), semitendinoso (ST) e sóleo (SOL) demonstraram latência atrasada no GDLC comparado com o GC: RF (controle: $-0,094 \pm 0,017$ s; GDLC: $-0,026 \pm 0,012$ s, $t = 12$, $p < 0,0001$); ST (controle: $-0,093 \pm 0,013$ s; GDLC: $-0,018 \pm 0,019$ s, $t = 12$, $p < 0,0001$); e SOL (controle: $-0,086 \pm 0,018$ s; GDLC: $-0,029 \pm 0,015$ s, $t = 8,98$, $p < 0,0001$). Adicionalmente, o deslocamento do COP esteve atrasado no GDLC (controle: $-0,035 \pm 0,021$ s; GDLC: $-0,015 \pm 0,009$ s, $t = 3$; $p = 0,003$) e apresentou uma amplitude menor durante APAs; COP_{APA} [controle: 0,444 cm (0,187; 0,648); GDLC: 0,228 cm (0,096; 0,310), $U = 53$, $p = 0,012$]. O GDLC apresentou tempo maior para alcançar o deslocamento máximo após a perturbação (controle: $0,211 \pm 0,047$ s; GDLC $0,296 \pm 0,078$ s, $t = 3,582$, $p = 0,0013$). Isto indica que idosos do GDLC apresentam prejuízos para recuperar seu controle postural e menor eficiência dos ajustes antecipatórios durante a fase antecipatória. Nossos resultados sugerem que idosos do GDLC tem o controle *feedforward* alterado nos músculos do quadril e tornozelo, como verificado na latência dos músculos SOL, ST e RT. Este estudo é o primeiro no campo do envelhecimento que investiga ajustes posturais na população de idosos com DLC.

Avaliações clínicas nesta população devem considerar a estabilidade postural como parte de um programa de reabilitação.

Palavras-chave: Idosos. Ajustes Posturais. Dor Lombar Crônica.

ABSTRACT

Chronic low back pain (DLC) is associated with changes in postural control and is highly prevalent in the elderly. Research shows that aging and DLC are described as important factors that affect postural control. The postural control impairments increase the risk of falls. Researches evaluating the postural control in elderly people with DLC are still necessary for greater effectiveness in balance rehabilitation programs to prevention falls in this population. The objective of this study is to verify whether anticipatory postural adjustments (APAs) and compensatory postural adjustments (CPAs) are affected by DLC in elderly people by assessing their postural control during a self-initiated perturbation paradigm induced by rapid upper arm movement when pointing to a target. Elderly people were divided into: Group with DLC (GDLC) (n = 15) and Control Group (CG) (n = 15). The participants' lower limb muscle onset and center of pressure (COP) displacements were assessed prior to perturbation and throughout the entire movement. T₀ moment (i.e., the beginning of the movement) was defined as the anterior deltoid (DEL) onset, and all parameters were calculated with respect to it. The rectus femoris (RT), semitendinosus (ST), and soleus (SOL) showed delayed onset in the GDLC group compared with the control group: RF (control: -0.094 ± 0.017 s; GDLC: -0.026 ± 0.012 s, $t = 12$, $p < 0.0001$); ST (control: -0.093 ± 0.013 s; GDL: -0.018 ± 0.019 s, $t = 12$, $p < 0.0001$); and SOL (control: -0.086 ± 0.018 s; GDL: -0.029 ± 0.015 s, $t = 8.98$, $p < 0.0001$). In addition, COP displacement was delayed in the GDLC group (control: -0.035 ± 0.021 s; GDL: -0.015 ± 0.009 s, $t = 3$; $p = 0.003$) and presented a smaller amplitude during APA COP_{APA} [control: 0.444 cm (0.187; 0.648); GDLC: 0.228 cm (0.096; 0.310), $U = 53$, $p = 0.012$]. The GDLC group required a longer time to reach the maximum displacement after the perturbation (control: 0.211 ± 0.047 s; GDLC 0.296 ± 0.078 s, $t = 3.582$, $p = 0.0013$). This indicates that GDLC elderly patients have impairments to recover their postural control and less efficient anticipatory adjustments during the compensatory phase. Our results suggest that people with GDL have altered feedforward hip and ankle muscle control, as shown from the SOL, ST, and RT muscle onset. This study is the first study in the field of aging that investigates the postural adjustments of an elderly population with GDLC.

Clinical assessment of this population should consider postural stability as part of a rehabilitation program.

Keywords: Elderly. Postural Adjustments. Chronic Low Back Pain.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Deslocamento do COM do corpo resultante de uma força aplicada de 10 N em 300 ms no tornozelo (estratégia do tornozelo), no quadril (estratégia do quadril) e em ambos, quadril e tornozelo (estratégia combinada)	23
Figura 2	- Representação de uma plataforma de força e eixos de medida (A), exemplos do estatocinesigrama (B) e do estabilograma (C) de um indivíduo na postura ereta quieta por 40 segundos	28
Figura 3	- Tarefa experimental de apontar. Visualização da tarefa mostrando um participante na postura final. O diodo da barra foi colocado exatamente na frente do ombro direito dos participantes. Os participantes foram solicitados a apontar o dedo indicador, com o cotovelo estendido para o diodo central sempre que ele acendesse	43
Figura 4	- Detecção do onset do DEL após estímulos de LED e parâmetros cinemáticos. A linha azul tracejada representa o momento T0 da tarefa	46
Figura 5	- Deslocamento ântero-posterior do COP (eixo y) quando o participante movimentava o braço. A linha tracejada representa o início do movimento. Quatro variáveis: i. COP_{APA} , amplitude de deslocamento posterior do COP em T0; ii. COP_{disp} , deslocamento máximo para trás após T0; (Desenho 3A); iii COP_{onset} , tempo do início do deslocamento posterior antes de T0; e iv., $COP_{timetopeak}$ tempo para atingir o deslocamento máximo (Desenho 3B)	47
Figura 6	- Atividade muscular bruta retificada e filtrada com passa baixa de 6 Hz de um participante típico de cada grupo, registrada em uma única tentativa. A linha preta contínua vertical indica o início de atividade do DEL do braço (T0) e a linha tracejada o início de atividade dos músculos avaliados. Abreviações musculares: ST, semitendinoso, RF, reto femoral; SOL, sóleo; TA, tibial anterior. Antecipação do participante do GC em comparação com o do GDLC	50
Figura 7	- Início da atividade muscular para idosos do GC e idosos do GDLC. Abreviações musculares: RF, reto femoral; ST, semitendinoso; SOL, sóleo; TA, tibial anterior. As diferenças nas latências foram significativas quando $p < 0,05$ (*). Dados apresentados pela linha central = mediana, caixa = percentis 25 e 75, e bigodes = valores mínimo e máximo (valores médios dentro da caixa marcada como X)	51
Figura 8	- Deslocamento ântero-posterior do COP durante o movimento do braço de um sujeito do grupo controle e do grupo com dor lombar crônica durante uma única tentativa. Observe que o participante do GC apresentou um COP_{onset} mais precoce, uma amplitude maior no COP_{APA} e menos tempo para atingir o deslocamento máximo após T0 ($COP_{timetopeak}$ menor). Nenhuma diferença foi observada entre os grupos no COP_{disp}	52
Figura 9	- COP_{onset} (A), $COP_{timetopeak}$ (B), COP_{APA} (C) e COP_{disp} (D). As diferenças foram significativas quando $p < 0,05$ (*). Dados apresentados pela linha central = mediana, caixa = percentis 25 e 75, e bigodes = valores mínimo e máximo (valores médios dentro da caixa marcada como X)	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características da amostra	42
Tabela 2 - Características cinemáticas	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DLC	Dor Lombar Crônica	6
APAs	Anticipatory Postural Adjustments	8
COM	Centro de massa	20
COP	Centro de pressão	6
CPAs	Compensatory Postural Adjustments	8
APA	Anticipatory Postural Adjustments	8
ST	Semitendinoso	6
MMSS	Membros Superiores	6
GC	Grupo Controle	6
GDLC	Grupo Dor Lombar Crônica	6
LEMOH	Laboratório do Movimento Humano	40
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	40
MMII	Membros Inferiores	41
ODI	Index Disability Oswestry	40
DEL	Deltóide	6
Ag/ Agcl	Prata/ Cloreto de prata	44
PNRS	Pain Numerical Rating Scale	40
ACC/MD	Razão do tempo de aceleração pela duração do movimento	45
SENIAN	Surface EMG for Non - Invasive Assessment of Muscles	44
SOL	Sóleo	6
TA	Tibial Anterior	6
RF	Reto femoral	6
RT	Tempo de reação	45
PV	Pico de velocidade	45
TPV	Tempo para o pico de velocidade	45
MD	Duração total do movimento	45
COPdisp	Deslocamento do centro de pressão nos ajustes posturais compensatórios	47
COP _{timetopeak}	Tempo para o pico do deslocamento do centro de pressão nos ajustes posturais compensatórios	47
COP _{onset}	Latência do centro de pressão	47
COP _{APA}	Centro de pressão durante Ajustes Posturais Antecipatórios	47
GAS	Gastrocnêmio	55

LISTA DE SÍMBOLOS

p.	página	23
Hz	Hertz	25
ms	milisegundos	26
kg	quilograma	42
m	metro	42
kHz	quiloherz	44
mm	milímetros	44
s	segundos	46
m/s	metros/segundos	46
cm	centímetros	52

Sumário

1. INTRODUÇÃO	16
1.1. LOMBALGIA CRÔNICA INESPECÍFICA	16
1.2. CONTROLE POSTURAL	18
1.3. O CONTROLE POSTURAL E O ENVELHECIMENTO	28
1.4. O CONTROLE POSTURAL E A LOMBALGIA CRÔNICA	32
2. JUSTIFICATIVA	38
3. OBJETIVOS	39
3.1. OBJETIVO GERAL	39
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	39
4. MATERIAIS E MÉTODOS	40
4.1. TIPO DE ESTUDO, AMOSTRAGEM E PRINCÍPIOS ÉTICOS	40
4.2. AMOSTRA	40
4.3. PROTOCOLO EXPERIMENTAL PARA AVALIAÇÃO DOS AJUSTES POSTURAIS	42
4.4. INSTRUMENTAÇÃO PARA REGISTRO CINÉTICO, CINEMÁTICO E ELETROMIOGRÁFICO DURANTE A TAREFA DE APONTAR	43
4.5. ANÁLISE DE DADOS	44
4.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA	48
5. RESULTADOS	49
5.1. CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO MOVIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR	49
5.2. LATÊNCIA MUSCULAR	50
5.3. DESLOCAMENTOS DO COP	52
6. DISCUSSÃO	54
6.1. CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS	54
6.2. PADRÕES MUSCULARES ALTERADOS EM IDOSOS GDLC	55
6.3. CONTROLE DO COP PREJUDICADO EM IDOSOS DO GDLC	56
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS	60
REFERÊNCIAS	61
APÊNDICE A	68
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	68

ANEXO A	71
ANEXO B LISTA DE SÍMBOLOS	74
ANEXO C	75

1. INTRODUÇÃO

1.1. LOMBALGIA CRÔNICA INESPECÍFICA

Dor lombar ou lombalgia é definida como qualquer dor ou desconforto entre a borda inferior da décima segunda costela e a linha glútea inferior, com ou sem sintomas de irradiação para os membros inferiores (AIRAKSINEN *et al.*, 2006). A variação da intensidade da dor (leve, moderada e severa) pode influenciar na funcionalidade dos indivíduos (AIRAKSINEN *et al.*, 2006).

Esta pode ser classificada pela sua duração e identificação de acometimentos anatômicos e patológicos. Assim, a dor lombar aguda compreende um período menor que seis semanas, a dor subaguda de seis semanas até 12 semanas e a dor lombar crônica (DLC) compreende 12 semanas ou mais (AIRAKSINEN *et al.*, 2006; SOUZA *et al.*, 2019).

Lombalgia inespecífica refere-se a casos em que não é possível identificar a etiologia da dor de um paciente, o que ocorre nas lombalgias por acometimento específicos na coluna lombar, como por exemplo: infecções, fraturas de compressão, espondiloartropatias, malignidades e síndromes da cauda equina, ou por radiculopatias ou estenoses do canal vertebral (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017). A dor lombar inespecífica é a forma mais comum de lombalgia, representando cerca de 90% dos casos de lombalgia (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017).

A lombalgia apresentou uma prevalência mundial estimada em 9,4% em 2010, sendo crescente com o envelhecimento (HOY *et al.*, 2014). A dor lombar é mais frequente em idosos e se caracteriza por períodos mais longos nestes do que em adultos jovens (SOUZA *et al.*, 2019). Em adição, idosos com lombalgia apresentam maior incapacidade física do que os mais jovens e se aposentam mais cedo, sendo menos produtivos para a sociedade (MAHER; UNDERWOOD; BUCHBINDER, 2017; SOUZA *et al.*, 2019). Especificamente, idosos apresentaram uma variação na

prevalência mundial de 21,7% a 75%, sendo maior em países desenvolvidos, como Canadá (75%), Estados Unidos da América (67%), China (39,2%) e Japão (32%) (SOUZA *et al.*, 2019). No Brasil, a prevalência pontual de lombalgia em idosos (em um certo momento no tempo) é de 25% e dentro de um período de seis meses é de 43% (LEOPOLDINO *et al.*, 2016). A lombalgia em idosos está relacionada ao próprio envelhecimento e/ou a continuação da dor dos anos anteriores (SOUZA *et al.*, 2019).

Em idosos, a presença de desconforto nas regiões da coluna vertebral, como dor ou rigidez, apresentou associação com a presença de limitações funcionais relacionadas à realização de atividades de vida diária (EDMOND; FELSON, 2003).

Pesquisas apontam que o envelhecimento e a DLC são descritos como fatores importantes que afetam o controle postural (BLEUSE *et al.*, 2006; KANEKAR; ARUIN, 2014; KNOX *et al.*, 2018). O prejuízo no controle postural é um importante fator no risco de quedas (DROOTIN, 2011) e idosos tendem a sofrer mais quedas, por causas multifatoriais, levando a maior morbidade e mortalidade (DELLINGER; STEVENS, 2006).

A população idosa tem aumentado mundialmente, sugerindo maiores cuidados e custos de saúde no futuro (SUZMAN *et al.*, 2015). Programas de exercícios com treino do controle postural como parte da intervenção em idosos sem lombalgia têm demonstrado redução significativa nas quedas e no medo de cair, trazendo benefícios no desempenho da marcha e do equilíbrio (DROOTIN, 2011; JAGDHANE; KANEKAR;. ARUIN, 2016). Desta forma, estudos epidemiológicos e clínicos em idosos com lombalgia provêm informações para elaboração de planos de políticas públicas por gestores e profissionais de saúde. Dentro desta premissa, estudos que avaliam o controle postural em idosos com DLC são necessários para uma maior efetividade nos programas de reabilitação do equilíbrio, visando maior controle postural e prevenção de quedas nesta população.

1.2. CONTROLE POSTURAL

O estudo das funções sensoriais e motoras, assim como do seu controle, envolve alguns fatores que são muitas vezes um processo complexo, sem compreensão objetiva, simples e direta.

A forma ou modo como nos movimentamos no espaço, com certos segmentos do corpo em relação a outros, como mantemos a postura, como adotamos atitudes contra a força da gravidade, com ou sem forças adicionais externas, com coordenação e equilíbrio, são efetivadas pela contração dos músculos esqueléticos através de uma perfeita integração entre o sistema nervoso e o músculo esquelético (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003).

O estudo da neurofisiologia do controle postural é de grande complexidade, pois em condições estáticas e dinâmicas, vários centros de integração estão operando entre a medula espinhal e o encéfalo para sua manutenção (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003).

O controle das funções motoras está intimamente relacionado com informações aferentes conscientes ou inconscientes oriundas do meio ambiente e do meio interno corporal. O processamento das informações sensoriais pelo sistema nervoso central é importante para o controle motor global (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003; LUNDY-EKMAN, 2004)

Alguns pré-requisitos são essenciais para um adequado controle postural como: um normal tônus muscular, uma boa inervação recíproca, uma adequada integração das aferências corporais e funções cognitivas preservadas (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003).

O tônus muscular é um estado de tensão permanente do músculo, o qual deve ser alto suficiente para manter o controle dos segmentos corporais contra a gravidade e baixo o suficiente para permitir movimentos (BOBATH, 1978). Na postura sentada de indivíduos saudáveis foi demonstrado que a atividade tônica dos músculos axiais, entre esses os abdominais e eretores torácicos e lombares, são significativamente

diferentes entre eles, variando de 1% a 6% da contração voluntária máxima individual de cada músculo. A atividade tônica dos músculos eretores foram superiores aos músculos abdominais e foram simétricas para cada grupo muscular (MASANI *et al.*, 2009). Esses níveis de atividade tônica foram reportados na literatura dentro da faixa necessária para a manutenção da estabilidade e da postura na vertical (MASANI *et al.*, 2009).

Uma apropriada função da inervação recíproca permite o controle graduado dos músculos agonistas, sinergistas e antagonistas, resultando em contrações harmônicas e coordenadas, com uma velocidade, direção e ritmo do movimento de acordo com o planejamento motor para uma determinada tarefa. Contudo, o controle postural atua efetivamente através de comportamentos motores com estados de co-contratação e inibição recíproca nos músculos do tronco e membros inferiores para a manutenção da estabilidade (NAGAI *et al.*, 2011; LIANG; KAEWMANEE; ARUIN, 2020).

As aferências sensoriais, como visuais, labirínticas e somatossensoriais são de grande importância para a percepção do movimento e desta forma, para o controle postural (MANCHESTER *et al.*, 1989; SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003). Adicionalmente, as aferências auditivas foram apresentadas contribuindo no controle postural (LIANG; KAEWMANEE; ARUIN, 2020).

As aferências visuais auxiliam a escolha e monitoramento de um comportamento motor (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003; LUNDY-EKMAN, 2004; LIANG; KAEWMANEE; ARUIN, 2020). A visão provê informações a respeito do movimento e indicações para avaliar a posição ereta, visto que oferecerem referência da verticalidade (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003; LUNDY-EKMAN, 2004).

Informações visuais e auditivas apresentam um papel importante no controle postural diante de perturbações externas do equilíbrio e durante a aquisição de uma habilidade motora (LIANG; KAEWMANEE; ARUIN, 2020). Pesquisadores demonstraram que, com a perda da visão, menores são os ajustes posturais antecipatórios frente a uma perturbação externa, resultando em maiores estados de co-contratação na fase compensatória. Quando nenhuma informação visual e auditiva

foi fornecida, não foi verificado APAs (LIANG; KAEWMANEE; ARUIN, 2020). Adicionalmente, o mesmo estudo mostrou que após um treinamento com pistas auditivas (sem informações visuais), frente a perturbações externas, os participantes foram capazes de gerar APAs comparáveis ou maiores àqueles quando a informação visual estava disponível.

As aferências somatossensoriais auxiliam a percepção do posicionamento dos segmentos corporais no espaço e a relação espacial entre eles. As aferências labirínticas ocasionam a percepção do posicionamento da cabeça no ambiente e influenciam as reações de equilíbrio, através do deslocamento da cabeça no espaço (LUNDY-EKMAN, 2004).

O processamento e integração das funções sensoriais são importantes para uma eficaz sensação, *feedback* do movimento, para a percepção do ambiente e do ato motor no contexto do ambiente e para um adequado planejamento motor. Alterações nessas funções, quando uma ou mais aferências são transmitidas inadequadamente ou não são transmitidas, podem reduzir ou reorganizam as respostas motoras à manutenção do controle postural (MANCHESTER *et al.*, 1989; SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003; LIANG; KAEWMANEE; ARUIN, 2020).

As funções cognitivas, como a atenção, motivação, intenção, memória e solução de problemas também são importantes no controle postural (KAPLANSKI, 2001; SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003). Estudos têm indicado que em atividades de dupla tarefa (uma motora e outra cognitiva) as oscilações posturais ficam maiores quando uma atividade cognitiva é introduzida na postura bípede de jovens e idosos, com maiores deslocamentos corporais em idosos (KAPLANSKI, 2001; LAESSOE; VOIGT, 2008).

O controle postural ou controle do equilíbrio tem sido definido como a capacidade inerente do ser humano de realizar ajustes posturais para a manutenção da estabilidade, ou seja, o ato de manter, alcançar ou restaurar o centro de massa (COM) dentro da base de suporte (POLLOCK *et al.*, 2000). O COM corresponde ao centro de gravidade e é o ponto onde o vetor do peso corporal total passa no corpo humano. A base de suporte é área de contato entre a superfície do corpo e a superfície

de contato. O centro de pressão (COP) é o ponto de aplicação da resultante de forças verticais agindo sobre a superfície de apoio (POLLOCK *et al.*, 2000; DUARTE; FREITAS, 2010).

Um corpo na vertical está em equilíbrio quando o centro de massa está alinhado com o COP na postura bípede. Qualquer perturbação externa ou interna, como movimentos rápidos de braços e pernas desloca a projeção do COM para mais perto dos limites da base de suporte e o alinhamento do COM e COP é interrompido, podendo resultar em perda do equilíbrio corporal (SANTOS.; KANEKAR; ARUIN, 2010b). Alguns estudos demonstraram que em adultos na postura bípede, em perturbações previsíveis, antes da perturbação do equilíbrio, o COP e o COM estão em direções contrárias e em perturbações não esperadas, antes da perturbação, o COP e o COM estão na mesma direção (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010b; KANEKAR; ARUIN, 2014, 2015)

O sistema nervoso central para a manutenção do equilíbrio faz uso de ajustes posturais antecipatórios (APAs- *Anticipatory Postural Adjustments*) e compensatórios (CPAs- *Compensatory Postural Adjustments*) (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a). Quando um indivíduo executa movimentos voluntários para realizar uma tarefa aleatória, APAs começam antes do início de seus movimentos, a fim de prevenir ou minimizar quaisquer efeitos de tal perturbação (POLLOCK *et al.*, 2000; SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a). APAs são representados por ativações musculares posturais que iniciam a partir de 250 ms antes do movimento focal, em um mecanismo *feedforward* (SUBRAMANIAM; HUI-CHAN; BHATT, 2014). Após a perturbação, CPAs são mecanismos de controle baseados em *feedback* para restaurar o equilíbrio, através da ativação muscular após a perturbação (KANEKAR; ARUIN, 2014).

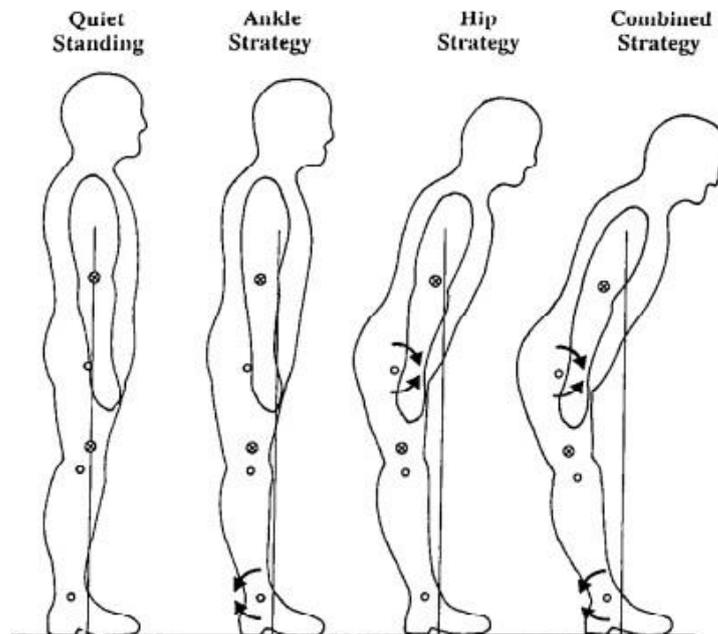
Estudos demonstram que em perturbações não esperadas para a postura, ocorrem somente ajustes posturais compensatórios e em perturbações preditivas, ocorrem principalmente ajustes posturais antecipatórios seguidos de ajustes posturais compensatórios para manutenção da estabilidade (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010b; KANEKAR; ARUIN, 2014). Adicionalmente, esses pesquisadores relataram uma relação importante entre APAs e CPAs, indicando que quando ocorre os ajustes antecipatórios e quanto maiores eles forem, menores serão os ajustes

compensatórios necessários para manter a estabilidade (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a; KANEKAR; ARUIN, 2014).

Para ajustar as reações e manter o equilíbrio, ocorrem atividades (ativação ou inibição) de diferentes músculos axiais e dos membros inferiores, que atuam em conjunto, como uma unidade funcional (conceituado como sinergia muscular) para a manutenção da estabilidade (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003). Na literatura, os maiores padrões de atividade muscular específicos nos músculos da perna ou coxa foram denominadas estratégias de tornozelo ou quadril, respectivamente. A estratégia do tornozelo é realizada pela ação dos músculos flexores e extensores do tornozelo. A estratégia do quadril é composta pela ação dos músculos em torno do quadril (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003)

A estratégia a ser usada é eleita pelo sistema nervoso central dependendo do tipo, direção e magnitude da perturbação, além da estabilidade corporal e o medo de cair. As estratégias do equilíbrio também podem ser substituídas rapidamente uma pela outra ou atuarem em combinações, caso seja necessário, para a manutenção da estabilidade durante o movimento humano (WINTER, 1995; SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003) (Figura 1). As seleções das estratégias do controle postural, portanto, variam dependendo dos objetivos de um indivíduo e do contexto ambiental. As estratégias que iniciam no quadril costumam seguir contrações musculares no sentido proximal-distal e as que iniciam no tornozelo, no sentido distal-proximal. Independente das estratégias há contrações nos músculos axiais posturais, que auxiliam no retorno da estabilidade (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003).

Figura 1 - Deslocamento do COM do corpo resultante de uma força aplicada de 10 N em 300 ms no tornozelo (estratégia do tornozelo), no quadril (estratégia do quadril) e em ambos, quadril e tornozelo (estratégia combinada).



Fonte: Winter (1995, p.199)

Por exemplo, na postura bípede, quando há deslocamento do centro de massa no sentido ântero-posterior, a estratégia do tornozelo é mais comum em situações onde a perturbação da estabilidade é menor e a superfície de apoio é firme. Ao contrário, a estratégia do quadril é mais usada quando ocorrem perturbações maiores e mais rápidas, em superfícies instáveis e menores que em relação ao tamanho dos pés (ex: em pé em uma viga) e/ou quando a estratégia do tornozelo não é suficiente para manter a estabilidade devido o deslocamento rápido do COM para fora da base de suporte (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003).

Quando os limites na base de suporte não são ultrapassados durante os movimentos corporais, significa que as estratégias do quadril e/ou do tornozelo atuaram eficientemente. Quando os limites na base de suporte são ultrapassados, as estratégias do quadril e tornozelo são acrescidas por estratégia do passo ou suporte para evitar a queda (POLLOCK *et al.*, 2000).

As estratégias motoras do equilíbrio são também influenciadas pela força e resistência muscular, e por componentes músculos-esqueléticos específicos como:

amplitude de movimento das articulações, mobilidade da coluna, propriedades musculares e alinhamento ósteomioarticular (SHUMWAY-COOK; WOOLACOTT, 2003).

O uso das estratégias do controle postural dentro de diferentes ambientes podem ser aprendidas pelo sistema nervoso central e assim, podem se tornar mais eficientes e eficazes com o treinamento e a prática (KANEKAR; ARUIN, 2015; JAGDHANE; KANEKAR; ARUIN, 2016). Na literatura já foi demonstrado que após uma única sessão de treinamento com 120 capturas de uma bola medicinal em jovens saudáveis, em diferentes direções, na postura bípede, resultou em melhores respostas durante APAs e menor deslocamento do COM durante CPAs no paradigma do pêndulo (KANEKAR; ARUIN, 2015)

Diferentes métodos clínicos e laboratoriais podem ser usados na avaliação do equilíbrio postural, com análises qualitativas e/ou quantitativas. Alguns testes e escalas do equilíbrio são encontrados na literatura científica com boa confiabilidade e validade como Escala de equilíbrio de Berg (BLUM; KORNER-BITENSKY, 2008) teste *Timed up and Go* (TUG) (CHRISTOPHER *et al.*, 2019) e o *Minibestest* (GODI *et al.*, 2013), contudo devido não serem sensíveis as pequenas alterações no controle postural não permitem uma caracterização completa do equilíbrio (ROCKWOOD *et al.*, 2000; BLUM; KORNER-BITENSKY, 2008; GODI *et al.*, 2013).

Na literatura, foram descritos diversos paradigmas na postura sentada e na postura bípede para análises quantitativas do controle postural. Na postura sentada as avaliações podem ocorrer em superfícies estáveis, com movimentos auto-iniciados do(s) membro(s) superior (es) ou inferior (es) ou com perturbações externas multidirecionais ou sentada em superfícies instáveis (MASANI *et al.*, 2009). Na postura bípede existem paradigmas em superfície estável com o movimento auto iniciado dos membros, a citar: uma elevação unilateral do membro superior, como apontar em alvo específico, puxar e empurrar o(s) braço(s), alcance de objetos, agarrar bola arremessada, paradigma do pêndulo ou bípede em plataforma com deslocamentos em todas as direções (BLEUSE *et al.*, 2006; HENRY *et al.*, 2006; HUANG; BROWN, 2013; KANEKAR; ARUIN, 2014; KNOX *et al.*, 2018).

Nestes diferentes paradigmas as análises quantitativas podem ser realizadas através de recursos tecnológicos, como: eletromiografia de superfície, para avaliações das latências e amplitudes das atividades musculares posturais antecipatórias e compensatórias; posturografia com plataforma de força, para avaliação das alterações do COP antes e após o movimento estudado; filmagens por câmeras, com sistema de análise do movimento tridimensional dos segmentos corporais, possibilitando dados cinemáticos dos movimentos (alcance, duração, tempo de reação, velocidade e aceleração) e a posição do centro de massa; sensores de movimento, como acelerômetros e giroscópios, encontrados em smartphones e Ipad2, que podem registrar as oscilações corporais durante a manutenção da estabilidade (MAYAGOITIA *et al.*, 2002; FRICK; ALBERTS, 2006; HSIEH *et al.*, 2019).

A eletromiografia de superfície é uma técnica não-invasiva de aquisição da atividade elétrica muscular que ocorre durante o ciclo de contração e relaxamento muscular. Esta registra um sinal que é a soma dos potenciais de ação no músculo que ocorrem dentro do alcance dos eletrodos de superfície. Os sinais elétricos, analógicos das fibras musculares, captados pelos eletrodos de superfície na pele, são amplificados, convertidos digitalmente e filtrados para posteriormente serem processados por *softwares* específicos. Os sinais brutos são usualmente filtrados, retificados e normalizados (KONRAD, 2006).

O processamento dos sinais é feito no domínio temporal, para análise da amplitude e do tempo de ativação muscular e no domínio de frequência, para a análise da frequência durante a atividade muscular. Assim, três características importantes são observadas: amplitude (expressa o nível de atividade do sinal), duração e frequência (KONRAD, 2006).

A retificação do sinal é o primeiro passo do processamento e envolve a eliminação dos valores negativos do sinal bruto. Isso é necessário para se obter a amplitude do sinal. A quantificação dessa amplitude pode ser realizada pelo cálculo da integral do envelope de amplitude ou pelo seu pico máximo. A duração do sinal representa o tempo de ativação do músculo avaliado. A frequência seria o número de ciclos por segundo. Frequências comuns aceitas para análise da contração muscular estão de 20 a 500 Hz (Hetz) em amostragens de 1000 a 2000Hz (KONRAD, 2006).

A normalização é realizada, após processamento dos dados, através de uma eletromiografia de referência. Os dados obtidos na avaliação de uma postura são apresentados como proporção ou percentagem de um valor de referência (da eletromiografia de referência). A normalização é necessária devido fatores que influenciam a magnitude da eletromiografia, como aspectos anatômicos, fisiológicos e técnicos. Adicionalmente permite comparar ensaios clínicos que tem replicação dos eletrodos nos músculos, comparar resultados intra e inter indivíduos, bem como comparar diferentes estudos (BURDEN, 2010).

Durante o processamento dos sinais de eletromiografia, uma janela temporal em relação ao movimento focal é escolhida de acordo com o objetivo da pesquisa. Em uma janela temporal do movimento primário, os valores (-) correspondem a uma atividade muscular antes do início do movimento primário e valores (+) após o início do movimento principal. Desta forma, análises das latências musculares (início da atividade/inibição do músculo) antes do movimento primário e análises das amplitudes (níveis) de atividade muscular em toda a janela temporal antes e após o movimento focal podem ser realizadas. Isso possibilita uma avaliação global do comportamento dos músculos dentro dos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015).

Pesquisas têm indicado que para avaliação do comportamento muscular na APA, a latência e a magnitude da atividade muscular deverão estar dentro do tempo de -250ms antes do movimento, a +50ms após o movimento focal e nos ajustes compensatórios em uma janela temporal de +50ms a +400ms em relação ao início do movimento primário (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015).

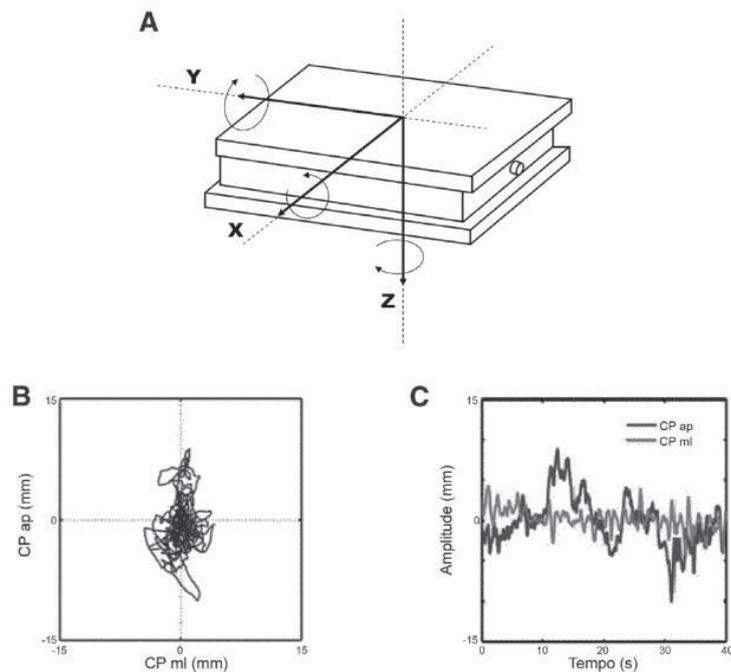
Durante a avaliação dos dados da amplitude dos sinais de eletromiografia, os valores negativos significam inibição e os positivos ativação dos músculos (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015).

Além da eletromiografia, a posturografia baseada na plataforma de força também é empregada para avaliações do equilíbrio em posturas estáticas e

dinâmicas. A estática ocorre em postura ereta e quieta e a dinâmica frente uma perturbação. Esse modelo de avaliação postural permite avaliar a oscilação do corpo através das medidas de posicionamento do COP e suas variáveis durante atitudes motoras estáticas ou dinâmicas. Avaliações do equilíbrio com o uso da plataforma de força são consideradas padrão-ouro na literatura científica (DUARTE; FREITAS, 2010).

A plataforma de força consiste em uma placa com sensores de força do tipo células de cargas, que ao medir todos os componentes de força sobre a plataforma, em três eixos de medidas (x, y e z), fornece o posicionamento do COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral. A visualização do COP é realizada por estatocinesigrama (deslocamento do COP na direção ântero-posterior versus COP na direção médio-lateral) e estabilograma (série temporal do COP em cada uma das direções); ver Figura 2. Os padrões de oscilações do COP são calculados e diversos parâmetros relacionados ao “tamanho” (comprimento e área) , tempo de reação, tempo para atingir o deslocamento máximo, velocidade e frequência do deslocamento podem ser apresentados (DUARTE; FREITAS, 2010; MOK; BRAUER; HODGES, 2011a, 2011b; LEE; CHEN; ARUIN, 2015). Por conseguinte, as análises do deslocamento do COP podem ser quantificadas durante ajustes posturais antecipatórios e compensatórios (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010b; LEE; CHEN; ARUIN, 2015).

Figura 2 - Representação de uma plataforma de força e eixos de medida (A), exemplos do estatocinesigrama (B) e do estabilograma (C) de um indivíduo na postura ereta, estacionária, por 40 segundos.



Fonte: Duarte e Freitas (2010, p. 185)

1.3. O CONTROLE POSTURAL E O ENVELHECIMENTO

O envelhecimento afeta os mecanismos do controle postural, aumentando tanto o risco de quedas quanto o medo de cair (SKELTON; BEYER, 2003). Estudos anteriores demonstraram que idosos apresentam alterações nos ajustes antecipatórios e compensatórios quando comparados com adultos jovens (BLEUSE *et al.*, 2006; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015; KUBICKI *et al.*, 2016).

Idosos em condições dinâmicas, como bípede em movimentos dos membros auto-iniciados, apresentaram uma tendência de diminuição do deslocamento do COP durante os ajustes antecipatórios, indicando menor habilidade nos ajustes posturais antecipatórios e, conseqüentemente, maior comportamento compensatório à manutenção da estabilidade quando comparados com adultos (KANEKAR; ARUIN, 2014).

(HUANG; BROWN, 2013), ao avaliarem idosos e adultos na postura bípede e com movimento auto-iniciado do membro superior, demonstraram aumento da magnitude do deslocamento do COP durante APAs, o que não resultou em um menor ajuste compensatório durante o equilíbrio. Os autores sugeriram que largas amplitudes de APAs poderiam refletir uma estratégia de controle para aumentar a margem de segurança para prevenção da perda do equilíbrio.

Assim, a diminuição ou aumento da magnitude do deslocamento do COP durante APAs em idosos, quando comparados com adultos, durante atividades dinâmicas, não resultaram em uma melhor recuperação do equilíbrio durante a fase dos ajustes compensatórios (HUANG; BROWN, 2013; KANEKAR; ARUIN, 2014). Outras pesquisas ainda são necessárias para uma melhor caracterização da variável magnitude do deslocamento corporal durante APAs e suas repercussões durante a busca da estabilidade no envelhecimento.

O declínio nas funções do sistema nervoso e musculoesquelético ocorrem com o envelhecimento, podendo prejudicar a estabilidade postural em idosos; a saber, de uma forma geral, o mais reportado na literatura : decaimento na recepção e processamento das sensações somatossensoriais, visuais, labirínticas, auditivas e funções cognitivas (MANCHESTER. *et al.*, 1989; WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993; KAPLANSKI, 2001), redução da força e da massa muscular nos membros inferiores (LARSSON; GRIMBY; KARLSSON, 1979; WOOLLACOTT.; MANCHESTER., 1993; HORTOBÁGYI *et al.*, 1995), diminuição das fibras tipo II, que geram contrações musculares rápidas, importantes para ajustes posturais rápidos (LARSSON; GRIMBY; KARLSSON, 1979; HORTOBÁGYI *et al.*, 1995; FREITAS JÚNIOR, 2003), diminuição de neurônios motores na medula espinhal, assim como redução na capacidade de transmissão do impulso nervoso no sistema nervoso central e diminuição do número e da ativação de unidades motoras (FRONTERA *et al.*, 1991; LEXELL, 1993; FREITAS JÚNIOR, 2003).

Diversas pesquisas que avaliaram o equilíbrio de idosos quando comparados com adultos jovens já documentaram importantes alterações, como: diferentes sequencias de ativações musculares em idosos nos membros inferiores, onde em algumas situações de instabilidade postural onde jovens ativaram efetivamente os

músculos ao redor do tornozelo, idosos utilizaram os músculos ao redor do quadril para a manutenção da estabilidade (MANCHESTER. *et al.*, 1989; WOOLLACOTT; MANCHESTER., 1993; BLEUSE *et al.*, 2006), elevadas atividades musculares posturais durante ajustes posturais compensatórios (CLAUDINO; ELOÁ; SANTOS, 2013; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015), maiores estados de atividades de co-contração na perna e/ou coxa e/ou tronco (WOOLLACOTT, 1993; WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993; BLEUSE *et al.*, 2006; NAGAI *et al.*, 2011; SCARIOT *et al.*, 2012; LEE; CHEN; ARUIN, 2015), atraso nas latências de músculos posturais no tronco, coxa e perna (WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015), maior tempo para o início do deslocamento do COP durante APAs (BLEUSE *et al.*, 2006; LEE; CHEN; ARUIN, 2015) e maior deslocamento do COP durante ajuste compensatório (HUANG; BROWN, 2013).

(KANEKAR; ARUIN, 2014), avaliaram o controle postural de idosos em relação a adultos jovens através da eletromiografia de superfície, plataforma de força e cinemetria usando o paradigma do pêndulo. Eles encontraram atraso na latência de APAs nos músculos posturais do tronco (erector lombar e reto abdominal) e membro inferior (solear, gastrocnêmio, bíceps femoral, semitendinoso e glúteo médio) em idosos. Além disso, houve atividade muscular menor durante APAs e maior durante os ajustes compensatórios nesse grupo. O deslocamento corporal através do COP mostrou que na fase antecipatória os idosos apresentaram um menor deslocamento e na fase compensatória um maior deslocamento quando comparados com adultos jovens, embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa entre os grupos em cada fase. O deslocamento do centro de massa foi similar na magnitude entre os grupos na fase antecipatória e maior na fase compensatória em idosos. Assim o estudo demonstrou maior instabilidade em idosos, com piores APAs (devido latência atrasada dos músculos posturais e menor deslocamento do COP) e conseqüentemente maiores ajustes compensatórios após a perturbação para a manutenção do equilíbrio.

(NAGAI *et al.*, 2011), avaliaram o comportamento do estado de co-contração nos músculos posturais do tornozelo (tibial anterior e solear) com EMGs e o deslocamento do COP com a plataforma de força, entre adultos e idosos. Os grupos foram avaliados em atividade bípede estática, com teste do alcance funcional, durante

os limites de estabilidade anterior e posterior e marcha. Os autores mostraram um maior estado de co-contracção nos músculos do tornozelo de idosos, não sendo encontrado essa diferença durante a tarefa dos limites de estabilidade para trás. Adicionalmente, eles demonstraram que a área do COP na postura bípede estática e a distância no teste do alcance funcional apresentaram coeficiente de correlação de Spearman positiva e negativa com a co-ativação dos músculos tibial anterior e solear, respectivamente ($r_s = 0,42$, $p < 0,05$; $r_s = -0,52$, $p < 0,05$). Este resultado indicou que idosos com baixa habilidade no equilíbrio apresentaram maior co-contracção muscular no tornozelo quando comparados com idosos com melhores habilidade no equilíbrio.

Estudos prévios também demonstraram uma maior sinergia de co-contracção ao redor das articulações do tornozelo e/ou quadril e/ou tronco em idosos quando comparados com adultos em diferentes atividades estáticas e dinâmicas e durante ajustes antecipatórios e compensatórios (bípede, bípede com movimento auto-iniciado do membro superior e marcha) (MANCHESTER *et al.*, 1989; WOOLLACOTT, 1993; WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993; KAPLANSKI, 2001; BLEUSE *et al.*, 2006; NAGAI *et al.*, 2011; SCARIOT *et al.*, 2012; LEE; CHEN; ARUIN, 2015).

A sinergia co-contracção tem indicado uma maior rigidez articular como forma de compensar o declínio neuromotor com o envelhecimento e, conseqüentemente, o pobre controle postural. Ainda, com o envelhecimento o medo de cair e o aumento de quedas podem também ser mais um aspecto indutivo para uma maior co-contracção em idosos. Na literatura, ainda não há um consenso sobre os benefícios dessas sinergias, sendo ainda necessárias pesquisas adicionais para esclarecer com maiores premissas se uma co-ativação elevada nas articulações do tronco e membros inferiores tem um efeito positivo ou negativo para o controle postural de idosos, especificando quais seriam os níveis adequados de co-contracção nessas articulações para o favorecimento de um melhor equilíbrio em idosos (MANCHESTER *et al.*, 1989; KAPLANSKI, 2001; BLEUSE *et al.*, 2006; NAGAI *et al.*, 2011).

Por conseguinte, outra importante alteração no idoso é a mudança no sequenciamento das sinergias musculares posturais. Mudanças nas seleções das estratégias do equilíbrio (uso da estratégia do quadril em vez da estratégia do tornozelo) para manutenção do controle postural em idosos já foram reportadas na

literatura em determinadas atividades (BLEUSE *et al.*, 2008; TYSON; CONNELL, 2009)

(BLEUSE *et al.*, 2008), ao avaliarem o sequenciamento da atividade muscular nos membros inferiores em adultos e jovens, no paradigma da elevação do braço em velocidade mais elevada, demonstraram que o início da atividade nos músculos de jovens aconteceram ao redor da articulação do tornozelo e em idosos na articulação do quadril.

A seleção da estratégia do quadril no lugar da estratégia do tornozelo pode ocorrer em situações de extremos desequilíbrios em jovens, por exemplo, em uma menor base de suporte e deslocamento rápido em uma plataforma (NASHNER; SHUPERT; HORAK, 1988). Acredita-se que pelo declínio no sistema nervoso e músculo esquelético em idosos que acarreta pior desempenho no controle postural, eles usam, em determinadas atividades, sem grandes forças perturbadoras da estabilidade, a estratégia do quadril para compensar a ineficiência da atividade muscular no tornozelo para manutenção do controle postural (WOOLLACOTT, 1993; BLEUSE *et al.*, 2006). Essas alterações no sequenciamento da atividade muscular de distal-proximal para proximal-distal em idosos dependerá das características individuais dos idosos, do ambiente, da tarefa e da presença de doenças do sistema nervoso e musculoesquelético que podem gerar maiores instabilidades posturais inerentes à condição do envelhecimento (WOOLLACOTT, 1993; BLEUSE *et al.*, 2006).

Em suma, como forma de compensar a deterioração morfofuncional no corpo humano durante o envelhecimento, idosos tentam adaptar suas respostas motoras, usando diferentes estratégias motoras para a manutenção da estabilidade postural e para prevenção de quedas, o que, por vezes, não é alcançada.

1.4. O CONTROLE POSTURAL E A LOMBALGIA CRÔNICA

Pesquisas que avaliaram o controle postural em indivíduos com lombalgia crônica têm indicado atraso na latência muscular dos músculos posturais do tronco

sugerindo que APAs e CPAs estão alteradas nestes indivíduos (HENRY *et al.*, 2006; SHERAFAT *et al.*, 2014; KNOX *et al.*, 2018).

O primeiro estudo que reportou alterações nos ajustes posturais antecipatórios nos músculos do tronco em indivíduos com lombalgia, como atraso na atividade nos músculos profundos do tronco (transverso do abdome), foi realizado em 1996 (HODGES PW, RICHARDSON, 1996).

Uma revisão sistemática recente afirmou que não estão disponíveis na literatura outras evidências além da latência, como as baseadas em medidas na plataforma de força ou cinemática (KNOX *et al.*, 2018). Contudo, alguns estudos com o uso da plataforma foram encontrados (HENRY *et al.*, 2006; MOK; BRAUER; HODGES, 2011b; SHERAFAT *et al.*, 2014; ETEMADI *et al.*, 2016).

Em relação a latência muscular, as diferenças entre adultos saudáveis e com DLC foram inconclusivos para os eretores espinhais, com alguns estudos indicando atraso na atividade destes músculos em indivíduos com lombalgia (SILFIES *et al.*, 2009; MEHTA *et al.*, 2010), e outros não mostrando diferença entre os grupos (AKBARI *et al.*, 2015; SADEGHI *et al.*, 2016). Em relação aos músculos abdominais, uma revisão sistemática sintetizou que o início de atividade muscular durante APAs está atrasada na população com dor crônica lombar quando comparados com controles saudáveis (KNOX *et al.*, 2018).

Entre os músculos abdominais, os que estão comumente acometidos com atraso na latência são músculos profundos, ou seja, transverso e oblíquo interno, sendo que estes músculos apresentam um importante papel no controle da rigidez, na estabilização, do tronco antes dos movimentos de algum membro, com destaque para a importante função no controle lombo-pélvico, e os oblíquos externos (HODGES; RICHARDSON, 1996; SILFIES *et al.*, 2009; HEDAYATI *et al.*, 2014; SADEGHI *et al.*, 2016; KNOX *et al.*, 2018).

Em contrapartida, a literatura aponta que a presença na diferença de atraso nas latências nos músculos profundos abdominais, ou mesmo ausência da antecipação nestes músculos, em indivíduos com dor lombar quando comparados

com indivíduos jovens saudáveis, estariam relacionados diretamente com o movimento humano estudado. Diferenças no início da ativação muscular no músculo transverso e oblíquo interno foram encontradas na postura bípede com elevação unilateral do membro superior (HODGES; RICHARDSON, 1996) o que não aconteceu na postura bípede com elevação bilateral dos membros superiores ou em prono com extensão unilateral do quadril (MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015).

(MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015), indicaram que em indivíduos com lombalgia crônica o controle dos movimentos lombo-pélvicos, importantes para o controle postural, durante movimentos dos membros superiores, estariam prejudicados por diminuição de atividades nos músculos que atravessam ou apresentam origem ou inserção na região lombo-pélvica, visto que foi demonstrado atraso na latência no músculo semitendinoso bilateral durante a postura bípede com elevação dos membros superiores (MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015). Isto sugeriu que, em indivíduos com DLC, tanto os músculos do tronco, como os dos membros inferiores podem alterar o controle postural pelo atraso em suas latências

Em Silfies *et al.* (2009), atrasos significativos nas latências dos músculos abdominais, eretores lombares e multífidos foram encontrados durante APAs em adultos com lombalgia crônica inespecífica em comparação com adultos saudáveis, durante o paradigma da postura bípede com elevação unilateral do membro superior. Neste estudo nem todos do grupo controle e do grupo com lombalgia crônica inespecífica (com instabilidade segmentar) apresentaram a mesma estratégia de sequenciamento de ativação muscular no tronco, mostrando que existe mais de uma sequência muscular axial na busca da estabilidade. No grupo controle o início das latências nos músculos oblíquo externo contralateral, multífidos e eretores lombar foram predominantemente antecipatórias e ativadas antes dos outros músculos abdominais. No grupo com dor lombar crônica (com instabilidade segmentar) ocorreram predominantemente em mecanismo *feedback*, com o músculo oblíquo externo contralateral sendo o primeiro a ativar (105ms após a latência do deltóide) e com grande variabilidade nas latências dos músculos axiais. Os pesquisadores indicaram uma forte evidência de uma alterada e inadequada estratégia de controle neuromuscular para a estabilização da coluna na postura bípede com elevação do membro superior.

Ainda há evidências limitadas das alterações no controle postural nos sujeitos com DLC (KNOX *et al.*, 2018) e, em particular, poucos estudos de APA incluem investigações relacionadas aos músculos dos membros inferiores (MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015; SADEGHI *et al.*, 2016; HEMMATI; PIROOZI; ROJHANI-SHIRAZI, 2018).

Até o momento, pesquisas que avaliaram o comportamento motor axial em indivíduos com DLC, quando comparados com adultos saudáveis, demonstraram alterações no pré-planejamento motor do tronco, como atrasos nas latências dos músculos posturais e alterações no sequenciamento de atividade muscular nesta região (SILFIES *et al.*, 2009; MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015; SADEGHI *et al.*, 2016).

Entre os raros estudos encontrados na literatura avaliando o comportamento motor postural do tronco e membros inferiores (MMII) (em indivíduos com DLC, foi verificado que tanto os músculos do tronco, como os dos membros inferiores apresentam diferentes programações motoras quando comparados com adultos saudáveis (MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015; SADEGHI *et al.*, 2016; HEMMATI; PIROOZI; ROJHANI-SHIRAZI, 2018).

(MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015), ao avaliarem o comportamento muscular do semitendinoso e glúteo máximo durante o paradigma na postura bípede com elevação dos membros superiores, entre adultos saudáveis e com DLC, demonstraram atividade muscular do glúteo máximo e do semitendinoso no grupo controle dentro dos mecanismos exclusivamente *feedforward* e no grupo de adultos com DLC no mecanismo *feedback* e mecanismos *feedforward*, com significativo atraso na latência do músculo, respectivamente.

(SADEGHI *et al.*, 2016), ao analisarem o comportamento do músculo gastrocnêmio contralateral ao movimento de elevação unilateral do membro superior na postura bípede durante APAs, entre adultos saudáveis e com DLC, encontraram uma maior antecipação deste músculo no grupo com DLC.

(HEMMATI; PIROOZI; ROJHANI-SHIRAZI, 2018), ao estudarem o comportamento dos músculos posturais do tronco e dos membros inferiores durante

uma perturbação externa em atividades de dupla tarefa, encontraram que com a demanda cognitiva (atividade de dupla tarefa), em perturbação esperada, ocorreu atraso na latência do músculo do tibial anterior, reto femoral e bíceps femoral e em condição não esperada, houve antecipação da latência e aumento da magnitude de atividade muscular no gastrocnêmio no grupo de indivíduos com DLC, demonstrando assim, a importância dos mecanismos de atenção para o controle postural nestes indivíduos.

Alguns estudos em indivíduos com lombalgia usaram como ferramenta de avaliação da instabilidade postural a plataforma de força. Estes estudos avaliaram apenas os ajustes compensatórios (HENRY *et al.*, 2006; MOK; BRAUER; HODGES, 2011b; SHERAFAT *et al.*, 2014; ETEMADI *et al.*, 2016).

Adultos com lombalgia ao serem comparados com adultos saudáveis apresentaram reduzido deslocamento e atrasado COP no plano sagital em cima de uma plataforma *translation* com perturbações não esperadas, durante a fase compensatória (HENRY *et al.*, 2006). Isto indicou uma menor habilidade durante os ajustes compensatórios nos pacientes com DLC. Os autores apresentaram como teoria que adultos com lombalgia usaram mais a estratégia do tornozelo e os adultos sem lombalgia utilizaram a do quadril. Isto teria ocorrido devido uma maior rigidez, uma maior atividade do tronco durante APAs para prevenção de movimentos dolorosos e assim, menores deslocamentos do COP no grupo com DLC.

(MOK; BRAUER; HODGES, 2011b), avaliaram o controle postural de adultos com lombalgia e sem lombalgia, no paradigma bípede com elevação dos membros superiores, em superfície de apoio em diferentes dimensões com olhos abertos e fechados, usando a plataforma de força. Os pesquisadores demonstraram maior tempo para a recuperação da estabilidade (através do tempo que o COP levou do início do deslocamento dos membros superiores, até o retorno para a posição de repouso) e maiores ajustes posturais (número de deslocamentos no sentido plano sagital entre o início de atividade dos membros superiores e a recuperação postural) nas diferentes condições do experimento no grupo com lombalgia. Não houve alterações significativas na excursão do COP entre os grupos. Assim, os autores encontraram maior prejuízo na habilidade de recuperar o controle postural em adultos

com dor lombar após os movimentos dos MMSS (membros superiores) na postura bípede.

A integração dos componentes da função sensorial, motora e de processos cognitivos são importantes para o controle da postura. A concorrência de uma demanda cognitiva durante atividades de grande instabilidade postural pode ocasionar piores respostas motoras para a manutenção do equilíbrio em acometidos com DLC (SHERAFAT *et al.*, 2014; ETEMADI *et al.*, 2016). Estudos ao introduzirem uma demanda cognitiva, como atenção para identificação da discriminação da intensidade do som em alto ou baixo, durante postura bípede em cima de uma plataforma móvel geradora de deslocamento ântero-posterior, verificaram piores respostas motoras para a manutenção do equilíbrio em acometidos com DLC (SHERAFAT *et al.*, 2014; ETEMADI *et al.*, 2016).

Indivíduos com DLC têm apresentado alterações ou adaptações nas estratégias de movimento da postura com o objetivo de manter o desempenho do movimento focal e a estabilidade postural. Isto pode ser influenciado por vários fatores, como: rigidez do tronco como mecanismo de prevenção da dor e para compensar o insuficiente sistema osteoligamentar (PANJABI, 2006); comprometimento da informação proprioceptiva do tronco (GILL; CALLAGHAN, 1998; TAIMELA; KANKAANPÄÄ; LUOTO, 1999), atrasados movimentos lombo-pélvicos (MOK; BRAUER; HODGES, 2011a) e redução do movimento lombo-pélvico (MOK; BRAUER; HODGES, 2004). Contudo, maiores estudos ainda são necessários para a compreensão do comportamento motor dos MMII durante ajustes posturais em indivíduos com DLC.

2. JUSTIFICATIVA

O envelhecimento pode ser acompanhado de patologias que podem alterar ainda mais o controle postural nos indivíduos e a presença de DLC é a segunda condição crônica mais prevalente nessa população (HODGES PW, RICHARDSON, 1996). Por conseguinte, tanto o envelhecimento, quanto a dor lombar se relacionam com alterações nos ajustes posturais e podem potencializar o risco de quedas.

A maioria dos estudos sobre controle postural em indivíduos com DLC é focada principalmente na musculatura do tronco e na população jovem, usando o paradigma da perturbação auto iniciada na postura vertical (KNOX *et al.*, 2018). Os músculos posturais dos MMII também são importantes para a manutenção da estabilidade postural e sua análise, sobretudo em indivíduos com DLC ainda são escassas e devem ter mais enfoque na literatura.

Avaliar atividades musculares posturais e o deslocamento do COP, durante APAs e CPAs, é importante para avaliação do risco de quedas em idosos com DLC, especialmente quando se trata de equilíbrio dinâmico na realização de atividades de vida diária. Além disso, o uso das estratégias motoras do controle postural podem se tornar mais eficazes com o treinamento, como já citado anteriormente (JAGDHANE; KANEKAR; ARUIN, 2016; KANEKAR; ARUIN, 2016). Nortear as especificidades durante APAs e CPAs nestes indivíduos conduzirão a programas mais direcionados e efetivos de reabilitação do equilíbrio nesta população.

Com base nessas premissas, este estudo tem como objetivo investigar a diferença de APAs e CPAs em idosos com e sem DLC, avaliando seu controle postural após um paradigma de perturbação auto-iniciado, com enfoque nos músculos dos membros inferiores. Como hipótese, acreditou-se que idosos com DLC apresentariam ativação muscular postural mais atrasada. Além disso, os deslocamentos do COP durante APAs seriam mais atrasados e menores em idosos com DLC e CPAs teriam maior pico de deslocamento, com maior tempo para alcançá-lo.

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GERAL:

- Investigar a influência da lombalgia nas reações de equilíbrio em idosos.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Avaliar o eletromiograma dos membros inferiores durante ajustes posturais antecipatórios em idosos com e sem lombalgia em uma perturbação auto-iniciada, na postura bípede.
- Estimar as características do deslocamento corporal do centro de pressão, através da plataforma de força, durante ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos com e sem lombalgia em uma perturbação auto-iniciada, na postura bípede.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Tipo de Estudo, Amostragem e Princípios Éticos

Este estudo é observacional e transversal.

A amostragem foi não probabilística do tipo de conveniência. O recrutamento da população foi realizado na comunidade e a triagem, e avaliações da pesquisa foram realizadas no Laboratório do Movimento Humano (LEMOH) da Universidade Federal do Pará, localizado na Avenida Generalíssimo Deodoro, n 01 CEP 66055-240, Belém-PA, no período de março de 2019 a março de 2020.

Todos os procedimentos utilizados nesta pesquisa foram aprovados pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Pará, do Instituto de Ciências da Saúde sob o parecer No 3.834.413. O consentimento informado por escrito (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido- TCLE- APÊNDICE A) foi obtido de todos os participantes antes dos procedimentos.

4.2. Amostra

Participaram do presente estudo 30 idosos. Estes foram divididos em dois grupos, pareados por idade, altura e peso: grupo com dor lombar crônica (GDLC) (n = 15, 4 sexo masculino e 11 feminino) e grupo controle (GC) (n= 15, 3 do sexo masculino e 12 feminino). Os idosos do GDLC foram compostos por pacientes que preencheram os critérios do questionário de identificação de dor lombar crônica e submetidos a diagnóstico realizado por geriatra para confirmação de dor crônica lombar não específica. Todos os idosos, acima de 60 anos (LEOPOLDINO *et al.*, 2016), foram avaliados previamente para verificação dos critérios de inclusão e exclusão. Os critérios de inclusão para o GDLC foram: (i) ter histórico de dor lombar unilateral ou bilateral crônico (≥ 3 meses) sem irradiação aos membros inferiores; (ii) capacidade de ficar em pé e andar independentemente; (iii) ter uma pontuação ≤ 2 na Escala numérica de classificação da dor (*Pain Numerical Rating Scale* -PNRS) (MOK;

BRAUER; HODGES, 2011b; HEDAYATI *et al.*, 2014; SADEGHI *et al.*, 2016) e (v) capacidade de entender comandos verbais para execução das tarefas necessárias. Os critérios de exclusão para o GDLC foram: DLC não mecânica (por exemplo, por fratura, malignidade, infecção), sinais radiculares, histórico de cirurgia nas costas, doença articular inflamatória diagnosticada, osteoporose grave, doença metabólica ou neuromuscular, outra patologia que acarrete dor crônica, qualquer doença circulatória, respiratória, neurológica ou cardíaca ou déficit cognitivo.

Para identificação da DLC o participante foi questionado sobre a prevalência da dor lombar atual e nos últimos 365 dias, onde foram coletadas informações sobre frequência, intensidade, duração e irradiação da dor lombar. Foi considerado um episódio de DLC “qualquer dor entre a última costela e a parte inferior das nádegas com persistência igual ou superior a 3 meses” (AIRAKSINEN *et al.*, 2006; SOUZA *et al.*, 2019). Pacientes que relataram dor lombar com irradiação para os membros inferiores (MMII) ou que apresentaram causas específicas para algias lombares foram descartados do estudo (AIRAKSINEN *et al.*, 2006; SOUZA, DE *et al.*, 2019).

Para caracterização da intensidade da dor sentida pelo voluntário foi usada a *Pain Numerical Rating Scale*. Esta é uma escala de 11 pontos, variando de 0 a 10, sendo 0 a ausência de dor e 10 um nível de dor insuportável (COOPER; KOHLMANN, 2001).

Para o grupo controle, os critérios de inclusão foram: não ter DLC ao longo do ano anterior ou dor nas costas que tenha durado mais de uma semana nos últimos 3 anos e capacidade de executar as tarefas necessárias do protocolo de avaliação da pesquisa. Os critérios de exclusão foram: histórias anteriores de distúrbios neurológicos ou musculoesqueléticos que poderiam induzir anormalidades visíveis da marcha ou presença de comprometimento cognitivo.

Com o objetivo de caracterizar a incapacidade funcional dos participantes, ambos os grupos realizaram o Índice de Incapacidade *Oswestry* (*Oswestry Disability Index -ODI-* APÊNDICE B) (FAIRBANK; PYNSENT, 2000). Este é uma escala que foi validada no Brasil em 2007 (VIGATTO; ALEXANDRE; FILHO, 2007) e avalia a presença e intensidade da dor, assim como a relação da presença da dor com a

capacidade funcional durante os cuidados pessoais, como vestir-se e tomar banho, elevar pesos, caminhar, quando está sentado, em pé, dormindo, na vida sexual e social. O ODI é classificado em incapacidade mínima (0 – 20%), incapacidade moderada (21- 40%), incapacidade severa (41 – 60%), paciente que se apresenta inválido (61 – 80%) e indivíduo restrito ao leito (81 – 100).

A tabela 1 resume as principais características dos participantes de ambos os grupos, demonstrando que estes não apresentaram diferenças quanto idade, peso e altura. No grupo de idosos com lombalgia o valor do PNRS indicou que a dor era categorizada como leve e que o ODI classificava o grupo com incapacidade mínima.

Tabela 1 - Características da amostra

	GC	GDLC	Valor -p
Idade (anos)	70,2± 4,6	70,13± 6,5	0,9745
Altura (m)	1,55± 0,04	1,55± 0,03	0,7935
Peso (Kg)	54,07± 2,21	54,53± 2,19	0,5676
PNRS	-	1,53± 0,63	-
ODI (%) #	0 (0; 4)	12,5 (10;16)	<0,0001

Fonte: o autor.

Nota. Valores são média ± SD [test t não pareado] e mediana (1/4;3/4) [teste Mann-Whitney, #]. O nível de significância foi menor que 0,05 Abreviações: PNRS, *Pain Numeric Pain Rating Scale*; ODI, *Oswestry Disability Index*.

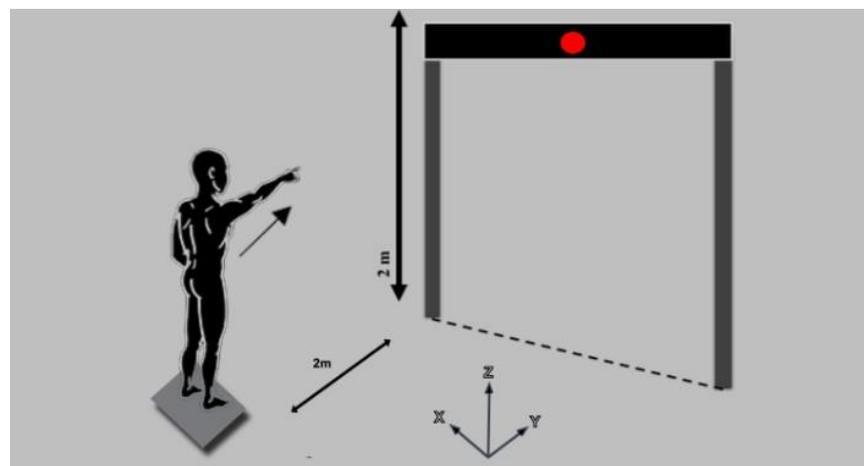
4.3. Protocolo experimental para avaliação dos ajustes posturais

Os sujeitos permaneceram descalços em uma plataforma de força e foram instruídos a usar uma posição agradável auto-selecionada, de modo que o ponto médio dos calcanhares fosse separado por uma distância igual à largura dos ombros, com os pés girados externamente até 15°. Eles eram obrigados a manter os olhos fixos em uma barra horizontal, colocada à sua frente, 2 metros acima do chão e 2 metros de distância dos pés dos participantes, com um LED (Diodo Emissor de Luz) alinhado ao seu ombro direito. Os indivíduos permaneceram com os braços para baixo ao longo do corpo e o dedo indicador direito apontando para o solo. Em seguida, eles

foram solicitados a mover o braço, usando o dedo indicador direito para apontar o LED toda vez que ele fosse ligado, em uma rodada de dez tentativas. (Figura 3). Para cada tentativa, os pesquisadores pediram aos participantes que mantivessem os cotovelos estendidos e levantassem os braços o mais rápido possível após perceber os estímulos visuais, mantendo o braço no ar por alguns segundos e, em seguida, movendo-o de volta à posição inicial. O tempo utilizado entre as tentativas foi realizado de forma aleatória, não ultrapassando 5 segundos. O momento T_0 (ou seja, o início do movimento) foi definido como o *onset* (latência) do DEL, cujo método de cálculo será descrito na próxima seção.

Durante este protocolo experimental (denominado tarefa de apontar) foram usados instrumentos para a quantificação dos movimentos corporais. Estes serão citados a seguir.

Figura 3 - Tarefa experimental de apontar. Visualização da tarefa mostrando um participante na postura final. O diodo da barra foi colocado exatamente na frente do ombro direito dos participantes. Os participantes foram solicitados a apontar o dedo indicador, com o cotovelo estendido para o diodo central sempre que ele acendesse.



Fonte: o autor.

4.4. Instrumentação para registro cinético, cinemático e eletromiográfico durante a tarefa de apontar

Durante a tarefa de apontar; os indivíduos permaneceram em bipedestação sob a plataforma de força de modelo Biomec 400-041, EMG System do Brasil, amostrada a 100 Hz, para registrar forças de reação do solo 3D. Através dos

resultados obtidos, calculamos as coordenadas do COP dos sujeitos na direção ântero-posterior.

Um sistema de análise de movimento tridimensional (Simi Motion, Simi, Alemanha), com três câmeras a uma frequência amostral de 120 Hz, gravou os movimentos dos participantes. Cada um deles tinham quatro marcadores reflexivos infravermelhos colocados nas articulações principais do membro superior direito (ou seja, na extremidade distal do dedo indicador; no processo estilóide da ulna; no epicôndilo lateral do cotovelo e no tubérculo maior do úmero).

O estudo registrou dados eletromiográficos de superfície (EMG) dos músculos do membro inferior direito dos sujeitos: tibial anterior (TA), sóleo (SOL), reto femoral (RF), semitendinoso (ST) e do membro superior direito unicamente o deltoide anterior (DEL). Foi usado para registrar a atividade muscular um dispositivo EMG (EMG System do Brasil®, modelo 811C, São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil); com uma taxa amostral de 2 KHz e um espectro de frequência de 20 a 500 Hz. Os sinais EMG foram amplificados (4.000) e digitalizados com resolução de 16 bits. Antes da colocação dos eletrodos Ag/ AgCl autoadesivos (Medtrace 200 – Kendall, Canadá), a pele dos participantes foi preparada utilizando Nuprep (*Weaver and Company – Aurora, Estados Unidos*) e álcool 70%. Todas as recomendações da *Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAN) foram seguidas neste estudo (HERMENS, 2000). Eletrodos ativos foram colocados em seus músculos em intervalos de 20 mm e o eletrodo de referência foi no maléolo fibular direito.

4.5. Análise de dados

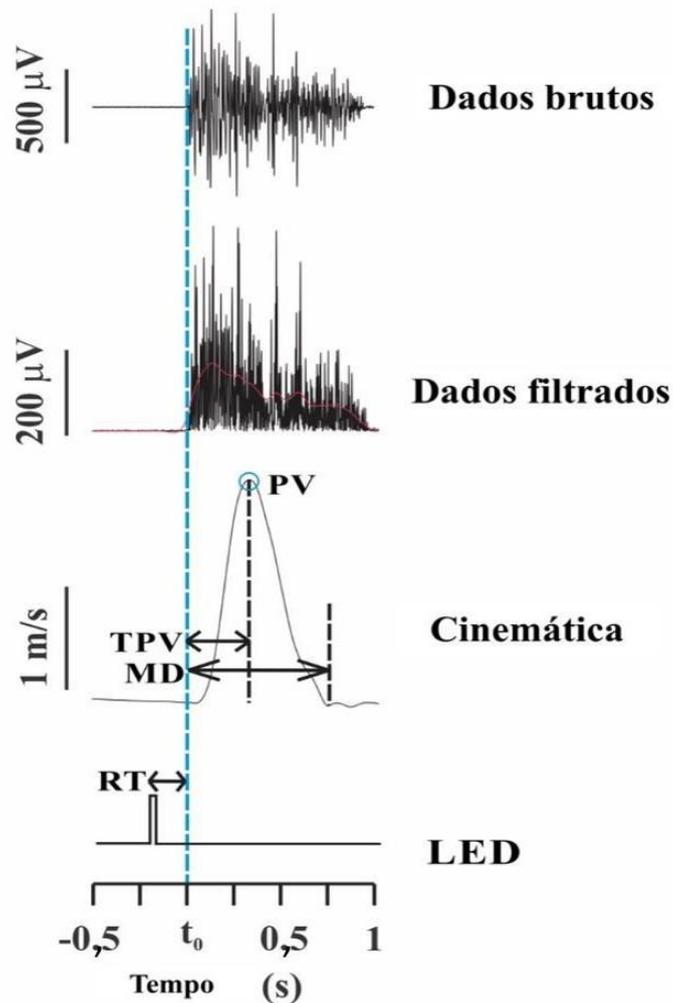
Pulsos de dados cinemáticos e de plataforma de força foram fornecidos para dois canais do EMG para permitir a sincronização de dados e análise *offline* foi realizada usando programa *MatLab* (MathWorks, Natick, MA, EUA). Dez tentativas foram realizadas para os cálculos.

Foram analisados parâmetros cinemáticos do movimento do braço dos participantes, extraídos pelo dedo indicador (trajetória e perfil de velocidade tangencial).

As coordenadas dos dados brutos nos eixos x, y e z foram gerados a partir da análise de vídeo e foram filtrados com um filtro *Butterworth* de segunda ordem de passa-baixa de 10 Hz.

As variáveis cinemáticas foram: (1) Tempo de reação (*Reaction Time* - RT), medido como o intervalo de tempo desde o estímulo do LED até o momento T_0 ; (2) pico da velocidade (*Peak Velocity*- PV), a velocidade máxima alcançada pelo braço de um sujeito durante a tarefa de apontar ; (3) Tempo até a velocidade de pico (*Time To Peak Velocity* - TPV), medido como o tempo do momento T_0 até o momento de velocidade máxima de pico; (4) Duração total do movimento (*Movement Duration* - MD), compreende o intervalo de tempo entre o momento T_0 e o final da tentativa, quando o dedo indicador de um sujeito para de apontar o diodo (a velocidade volta a 5% do pico); (5) o perfil de velocidade tangencial do indicador, calculado pela razão do tempo de aceleração (ou seja, fração do tempo de movimento necessária para atingir a velocidade de pico) pela duração total do movimento (*Acceleration time/ movement duration* - ACC / MD). Este perfil de velocidade é classicamente descrito como refletindo o conteúdo do planejamento motor (PAPAXANTHIS; POZZO; SCHIEPPATI, 2003). Mais especificamente, as assimetrias na duração relativa da aceleração (isto é, ACC / MD) demonstram diferentes planos motores para a execução e o controle dos movimentos do braço. A figura 4 apresenta a detecção do *onset* do DEL após os estímulos LED e os parâmetros cinemáticos.

Figura 4 - Detecção do onset do DEL após estímulos de LED e parâmetros cinemáticos. A linha azul tracejada representa o momento T_0 da tarefa.

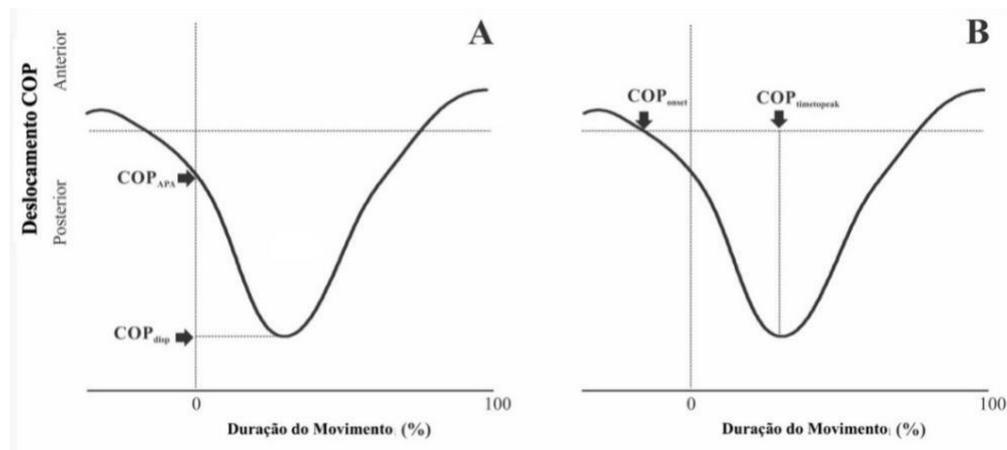


Fonte: o autor.

Os sinais EMG brutos foram filtrados entre 20 e 400 Hz, retificados por onda completa e filtrados bidirecionalmente usando um filtro *Butterworth* de passagem baixa de segunda ordem, zero lag de 6 Hz. O início do músculo (tanto em relação à ativação / inibição de um músculo) foi detectado em relação ao T_0 por meio de inspeção visual realizada por dois examinadores cegos. A filtragem passa-baixa gerou um envelope linear, que, em combinação com o sinal bruto, foi usado para a identificação visual do *onset* dos músculos. Em cada tentativa, calculamos o tempo de cada ativação muscular com referência ao início do DEL (SILFIES *et al*, 2009; KUBICKI *et al*, 2016).

Os deslocamentos do COP na direção ântero-posterior foram calculados conforme proposto por Winter (1995). A atividade de linha de base usada para o cálculo foi de - 500ms a -400ms em relação ao momento T_0 . O estudo analisou o deslocamento na dimensão ântero-posterior do COP, derivando quatro variáveis deste. Duas variáveis foram de natureza antecipatória, enquanto as outras duas variáveis são de natureza compensatória: (1) Início do deslocamento do COP antes do momento T_0 , medido como o momento em que o deslocamento do COP foi menor do que a média de seu valor de linha de base mais 2 SD (COP_{onset}) (MOK; BRAUER; HODGES, 2011b); (2) O deslocamento ântero-posterior do COP no momento T_0 (medido a partir da amplitude da linha de base), conhecido como a amplitude do deslocamento do COP em T_0 (COP_{APA}); (3) Deslocamento de pico medido como o deslocamento máximo após o momento T_0 ($COP_{disp.}$) e (4) o tempo para atingir o pico do máximo deslocamento ($COP_{timetopeak}$) (BLEUSE *et al.*, 2006; KANEKAR; ARUIN, 2014; LEE; CHEN; ARUIN, 2015). Ver Figura 5A e 5B.

Figura 5 (A e B) - Deslocamento ântero-posterior do COP (eixo y) quando o participante movimentava o braço. A linha tracejada representa o início do movimento. Quatro variáveis: i. COP_{APA} , amplitude de deslocamento posterior do COP em T_0 ; ii. COP_{disp} , deslocamento máximo para trás após T_0 ; (desenho 3A); iii. COP_{onset} , tempo do início do deslocamento posterior antes de T_0 ; e iv., $COP_{timetopeak}$ tempo para atingir o deslocamento máximo (desenho 3B).



Fonte: o autor.

4.6. Análise estatística

A significância estatística foi definida como $p \leq 0,05$. O tamanho da amostra ($n=15$ em cada grupo) foi calculada usando o poder de 80%, o intervalo de confiança de 95% e considerando a média e desvio de padrão em variáveis medidas de ambos os grupos. O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para analisar a normalidade das amostras. Mediana, com primeiro e terceiro quartil foram expressos para resultados não paramétricas e a média \pm desvio padrão para resultados paramétricos. Os dados foram comparados entre grupos. O teste t não pareado foi usado para análises paramétricas (idade, altura, peso, escore de PNRS, latência dos músculos durante APAs, COP_{onset} , $COP_{timetopeak}$, e os parâmetros cinemáticos MD, PV, RT e ACC/MD). O teste não paramétrico *Mann-Whitney* foi utilizado para dados não-paramétricos (pontuação ODI, TPV (parâmetro cinemático), COP_{APA} e COP_{disp}).

5. RESULTADOS

Nesta pesquisa avaliou-se as características do deslocamento corporal do centro de pressão, através da plataforma de força, durante ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos com e sem lombalgia em uma perturbação auto-iniciada, na postura bípede, assim como a latência dos músculos posturais dos membros inferiores, através da eletromiografia de superfície, durante ajustes posturais antecipatórios.

5.1. CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO MOVIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR

Com o objetivo de avaliar a semelhança do movimento do membro superior na tarefa de apontar entre os grupos, características cinemáticas como RT, PV, TPV, MD e ACC/MD, já descritas na metodologia, foram avaliadas. Os resultados mostraram que não houve diferenças nas características cinemáticas do movimento do membro superior entre os grupos (Tabela 2).

Tabela 2 - Características cinemáticas

	GC	GDLC	p-value
Tempo de reação (s)	0,160 ± 0,031	0,177 ± 0,068	0,407
Pico da velocidade (m/s)	5,375 ± 1,44	4,709 ± 1,062	0,161
Tempo de aceleração/ duração do movimento	0,462 ± 0,095	0,460 ± 0,060	0,959
Tempo até o pico da velocidade (s)	0,348(0,295; 0,377)	0,315(0,290; 0,353)	0,290
Duração do movimento(s)	0,669 ± 0,080	0,676 ± 0,092	0,815

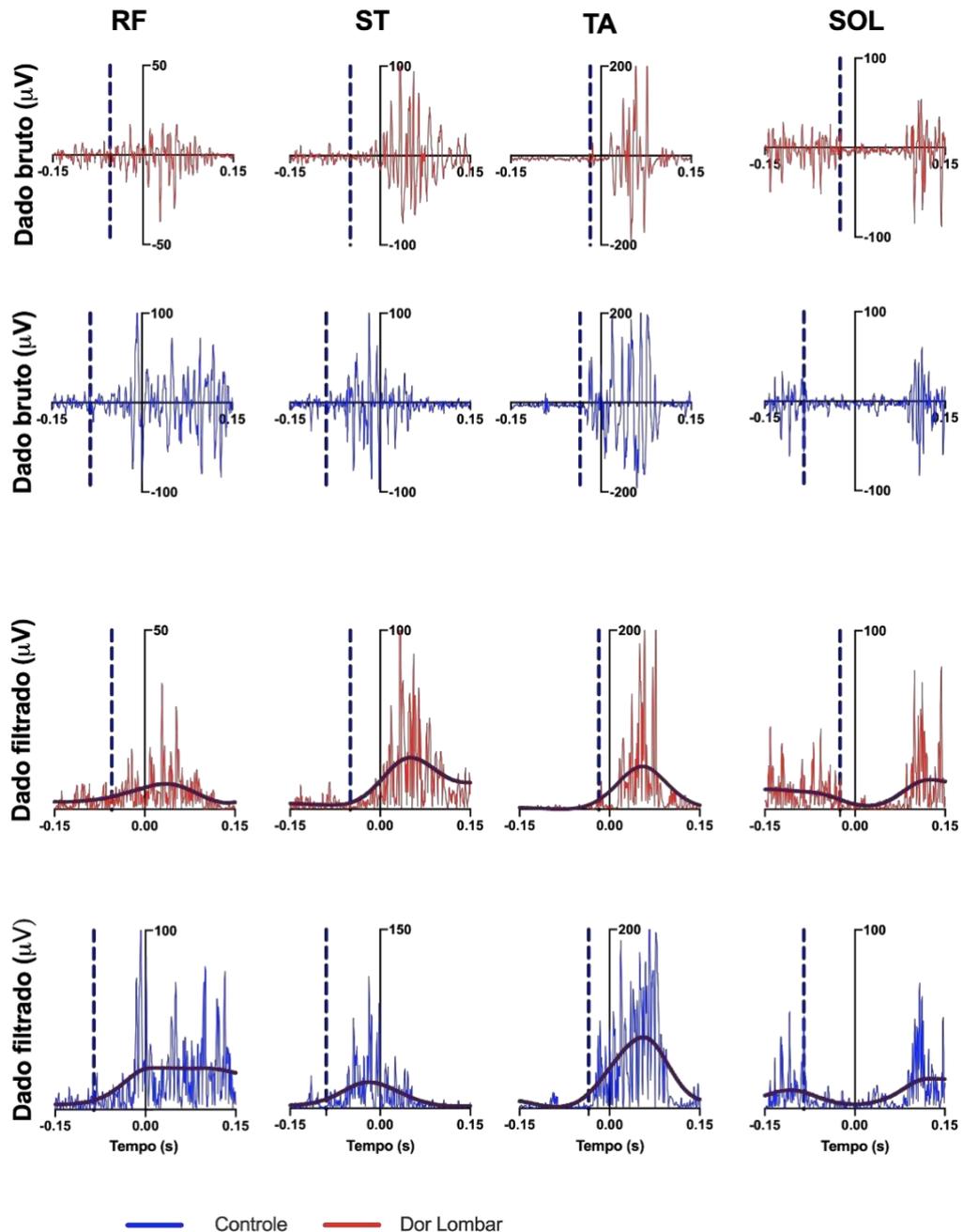
Fonte: o autor

Nota. Resultados expressados por média ± desvio padrão, em amostra com distribuição normal ou mediana e percentil em dados não paramétricos.

5.2. LATÊNCIA MUSCULAR

A figura 6 apresenta o início da atividade de cada músculo durante uma única tentativa de um idoso do GC e do GDLC.

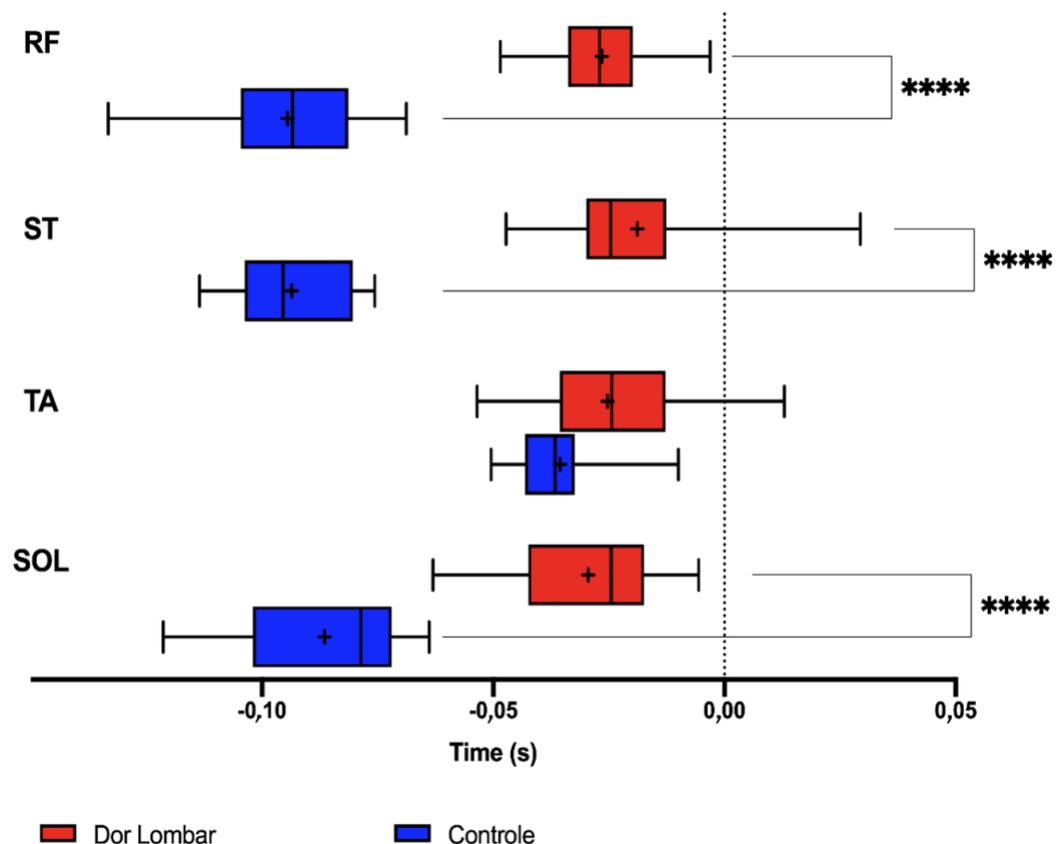
Figura 6 - Atividade muscular bruta retificada e filtrada com passa baixa de 6 Hz de um participante típico de cada grupo, registrada em uma única tentativa. A linha preta contínua vertical indica o início de atividade do DEL do braço (T_0) e a linha tracejada o início de atividade dos músculos avaliados. Abreviações musculares: ST, semitendinoso, RF, reto femoral; SOL, sóleo; TA, tibial anterior. Antecipação do participante do GC em comparação com o do GDLC.



Fonte: o autor

Os músculos proximais (RF e ST) e o músculo distal (SOL) demonstraram atraso nas latências no grupo GDLC quando comparados com o GC (Figura 7). O início da atividade muscular durante APA foi o seguinte: RF (controle: $-0,094 \pm 0,017$ s; GDLC: $-0,026 \pm 0,012$ s, $t = 12$, $p < 0,0001$); ST (controle: $-0,093 \pm 0,013$ s; GDLC: $-0,018 \pm 0,019$ s, $t = 12$, $p < 0,0001$); TA (controle: $-0,035 \pm 0,009$ s; GDLC: $-0,025 \pm 0,017$ s, $t = 1,96$, $p = 0,059$); e SOL (controle: $-0,086 \pm 0,018$ s; GDLC: $-0,029 \pm 0,015$ s, $t = 8,98$, $p < 0,0001$).

Figura 7 - Início da atividade muscular para idosos do GC e idosos do GDLC. Abreviações musculares: RF, reto femoral; ST, semitendinoso; SOL, sóleo; TA, tibial anterior. As diferenças nas latências foram significativas após teste t não pareado ($p < 0,05$, *). Dados apresentados pela mediana, percentis 25 e 75, e valores mínimo e máximo (média expressa como +).

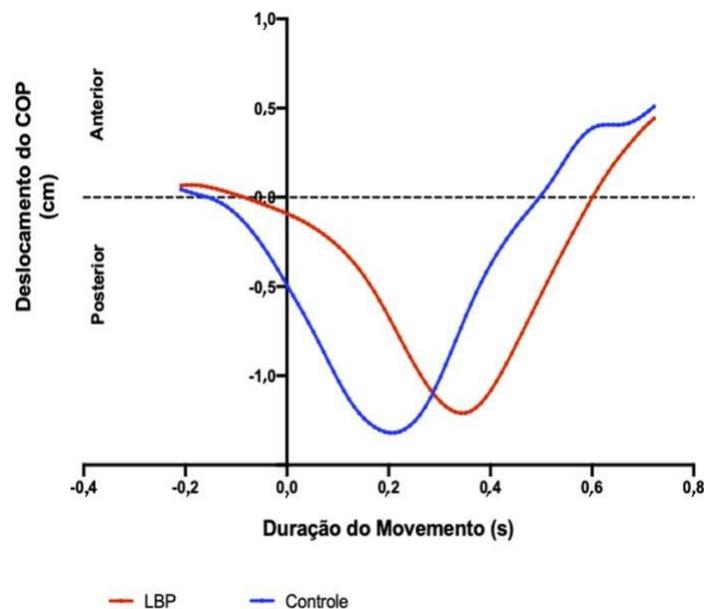


Fonte: o autor.

5.3. Deslocamentos do COP

O COP se moveu em direção posterior antes e após o início do movimento de apontar, retornando gradativamente para o ponto de valor 0 após seu máximo deslocamento posterior durante a tarefa de apontar em idosos com e sem lombalgia crônica. Variáveis do COP tanto nos ajustes antecipatórios (COP_{onset} e COP_{APA}) como nos compensatórios ($COP_{disp.}$ e $COP_{timetopeak.}$) foram apresentados nesta pesquisa para maior caracterização do comportamento do equilíbrio dos idosos com lombalgia crônica. A figura 8 mostra o deslocamento ântero-posterior do COP de um único ensaio de um idoso controle e um idoso do GDLC.

Figura 8 - Deslocamento ântero-posterior do COP durante o movimento do braço de um sujeito do grupo controle e do grupo com dor lombar crônica durante uma única tentativa. Observe que o participante do GC apresentou um COP_{onset} mais precoce, uma amplitude maior no COP_{APA} e menos tempo para atingir o deslocamento máximo após T_0 ($COP_{timetopeak}$ menor). Nenhuma diferença foi observada entre os grupos no $COP_{disp.}$

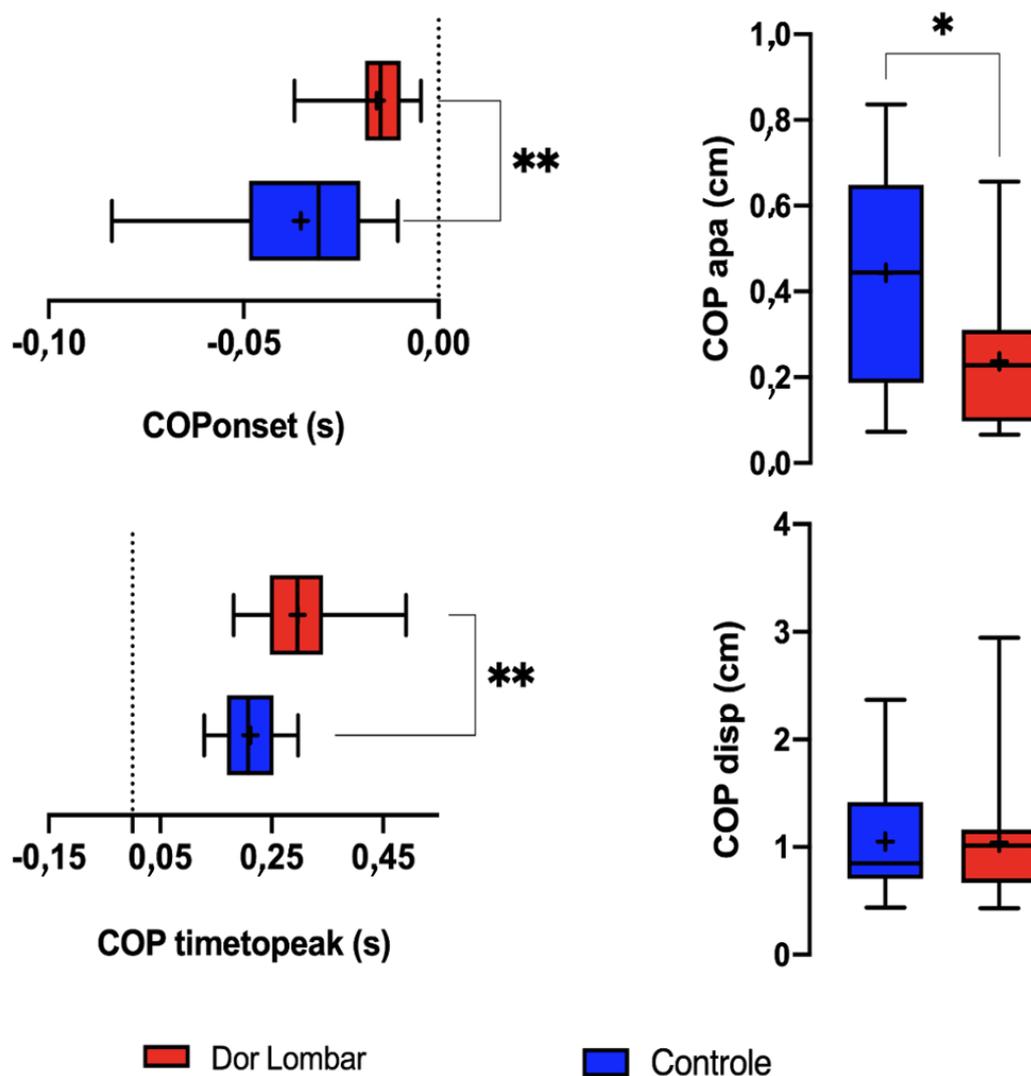


Fonte: o autor

A figura 9 apresenta o COP_{onset} (A), $COP_{timetopeak}$ (B), COP_{APA} (C) e COP_{disp} (D). O GDLC demonstrou COP_{onset} atrasado (controle: $-0,035 \pm 0,021$ s; GDLC: $-0,015 \pm 0,009$, $t = 3$; $p = 0,003$) e um COP_{APA} menor (controle: $0,444$ cm ($0,187$; $0,648$);

GDLC : 0,228 cm (0,096; 0,310, U = 53, p = 0,012) em comparação com o GC (Figura 9A e 9C). Embora ambos os grupos tenham alcançado um COPdisp semelhante após a perturbação [controle: 0,849 cm (0,703; 1,418); GDLC: 1,013 cm (0,666 ; 1,162), U = 105, p = 0,766], o GDLC precisou de mais tempo para alcançá-lo, apresentando um $COP_{timetoppeak}$ maior em comparação com o GC (controle: $0,211 \pm 0,047$, GDLC: $0,296 \pm 0,078$ s, t = 3,582, p = 0,0013) (Figura 9B e 9D).

Figura 9 – COPonset (A), $COP_{timetoppeak}$ (B), COP_{APA} (C) e COPdisp (D). As diferenças foram significativas após teste t não pareado para (A) e (B), e teste *Mann-Whitney* para (C) (p <0,05,*). Dados apresentados pela mediana, percentis 25 e 75, e valores mínimo e máximo (média expressa como +).



Fonte: o autor.

6. DISCUSSÃO

Esta pesquisa foi realizada com o objetivo de investigar o efeito da DLC nos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios em idosos, durante o desempenho de um paradigma de perturbação auto-iniciada. De uma forma geral, nossos resultados demonstraram um atraso na ativação dos músculos proximais dos membros inferiores (RF e ST) e distal (SOL) em idosos do GDLC, quando comparados a idosos do grupo controle. Durante a fase APA, o deslocamento do COP também foi atrasado e apresentou menor amplitude em idosos GDLC. O estudo não encontrou diferenças no pico de deslocamento do COP durante o período de CPA. Contudo, idosos com DLC demoraram mais tempo para alcançá-lo. Por conseguinte, uma vez que o aumento do tempo para estabilizar a postura tem sido associado a um controle postural insuficiente (BRAUER; WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, 2001) e a uma capacidade prejudicada de recuperar a estabilidade postural durante o movimento (do início ao fim do movimento do braço) (MOK; BRAUER; HODGES, 2011b), pacientes idosos GDLC apresentaram ajustes posturais antecipatórios menos eficientes e uma maior dificuldade de recuperação do seu controle postural durante a fase compensatória.

6.1. CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS

Ambos os grupos apresentaram características cinemáticas semelhantes durante todo o movimento do membro superior na tarefa de apontar, demonstrando desta forma, que ambos os grupos tiveram a mesma magnitude de perturbação.

A literatura sobre o paradigma da tarefa de apontar demonstra que os ajustes posturais de uma pessoa dependem da velocidade do movimento: quanto maior a velocidade, piores são os ajustes posturais (WOOLLACOTT.; MANCHESTER., 1993; BLEUSE *et al.*, 2006). Características cinemáticas, tais como pico de aceleração do membro (MOK; BRAUER; HODGES, 2011b), velocidade média (WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993) ou pico de velocidade (BLEUSE *et al.*, 2006) de um membro superior são comumente usadas para avaliar se a magnitude das perturbações são semelhantes. Assim, nossos resultados indicaram que as diferenças encontradas nos

ajustes posturais entre os grupos podem ter ocorrido pela presença da DLC, como fator determinante, e não por diferenças nas características do movimento realizado.

6.2. PADRÕES MUSCULARES ALTERADOS EM IDOSOS GDLC

O resultado da latência dos músculos proximais (RF e ST) e distal (SOL) foi consistente com nossa hipótese, uma vez que pacientes idosos do GDLC apresentaram início de atividade muscular atrasada quando comparados com idosos controles. Alguns estudos prévios relataram latência tardia de músculos posturais relacionados à presença de DLC durante a perturbação autoiniciada na postura ereta, porém a maioria desses estudos se concentraram principalmente nos músculos do tronco de indivíduos jovens (SILFIES *et al.*, 2009; MEHTA *et al.*, 2010; KNOX *et al.*, 2018).

Uma meta-análise recente revelou uma heterogeneidade significativa e substancial nas latências musculares (KNOX *et al.*, 2018) afirmando que o início de atividade dos músculos anteriores do tronco (isto é, transverso do abdome, oblíquo interno, oblíquo externo e reto abdominal) foi atrasado em indivíduos com DLC quando comparados com controles saudáveis, com quantidade aceitável de heterogeneidade. Os estudos relativos aos músculos posteriores do tronco (ou seja, eretores da coluna), por outro lado, foram controversos. Alguns desfechos indicaram início de atividade muscular tardio (SILFIES *et al.*, 2009) em indivíduos com DLC, enquanto outros não mostraram diferença entre os grupo (JACOBS; HENRY; NAGLE, 2009; SILFIES *et al.*, 2009; HEDAYATI *et al.*, 2014; AKBARI *et al.*, 2015).

A literatura da fase APA sobre os músculos dos membros inferiores em idosos com DLC é escassa, o que limita a comparação de nossos resultados. Até onde sabemos, apenas três estudos relacionados foram realizados, entre os quais um incluiu o TA, RF e Gastrocnêmio (GAS) (HEMMATI; PIROOZI; ROJHANI-SHIRAZI, 2018), enquanto os demais incluíram o ST (MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2014) e o GAS (SADEGHI *et al.*, 2016).

Embora (SADEGHI *et al.*, 2016) tenham encontrado latências atrasadas dos músculos do tronco em pacientes com DLC, uma ativação mais precoce do GAS

esteve presente neste grupo e outros autores já especularam que pacientes com DLC adotam com mais frequência a estratégia do tornozelo para distúrbios posturais do que indivíduos saudáveis (HEMMATI; PIROOZI; ROJHANI-SHIRAZI, 2018). Como o estudo de Sadeghi *et al.* (2016) não incluiu outros músculos dos membros inferiores em sua investigação, é difícil estender seus resultados aos nossos.

O atraso no início de atividade do músculo também é descrito na literatura como uma estratégia articular disfuncional (HEMMATI; PIROOZI; ROJHANI-SHIRAZI, 2018): a ativação mais atrasada do músculo TA em pacientes com DLC inespecífica pode ocorrer quando eles precisam realizar tarefas desafiadoras, sugerindo uma estratégia disfuncional do tornozelo nessa população. Nossos resultados apóiam essa premissa, uma vez que, neste estudo, os participantes do GDLC apresentaram latência atrasada do músculo SOL em comparação com os participantes do controle.

Apenas um estudo (MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2015) investigou as diferenças entre indivíduos com DLC e indivíduos saudáveis em relação ao ST. Os resultados demonstraram atraso na latência do ST em indivíduos com DLC quando comparados ao grupo controle.

Em resumo, nossos achados sugerem que os participantes do GDLC alteraram o controle motor *feedforward* nos músculos do quadril e tornozelo, conforme demonstrado pelos atrasos no início de atividade muscular do ST, RF e SOL. Esses achados são consistentes com as estratégias previamente descritas para jovens com DLC como: redução da estratégia do quadril (MOK; BRAUER; HODGES, 2004), aumento da atividade de co-contração do tronco (RADEBOLD *et al.*, 2000) e tempo de ativação alterado dos músculos posturais axiais (JACOBS; HENRY; NAGLE, 2009; SILFIES, *et al.*, 2009; HEDAYATI *et al.*, 2014; KNOX *et al.*, 2018)

6.3. CONTROLE DO COP PREJUDICADO EM IDOSOS DO GDLC

Nossos resultados do COP confirmaram parcialmente nossa hipótese, uma vez que observamos um COP_{onset} retardado e COP_{APA} reduzido em pacientes idosos com DLC quando comparados ao grupo controle.

Ao analisar os participantes antes de realizarem a tarefa de movimentação do braço, observou-se um deslocamento para trás do COP em ambos os grupos. A fase preparatória da rápida flexão bilateral ou unilateral dos membros superiores gera um deslocamento para frente do centro de massa (COM) e um deslocamento para trás do (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010b; KANEKAR; ARUIN, 2014; KANEKAR; ARUIN, 2015). O deslocamento para trás do COP ocorre antes da perturbação e continua ao longo da fase compensatória até que se recupere o controle postural, como encontrado também em nossos resultados (BLEUSE *et al.*, 2006).

A literatura mostra estudos que utilizaram COP_{onset} e COP_{APA} para avaliar a qualidade dos APAs, relatando que quanto menor a latência e a amplitude do COP, menos eficiente é o preparo para a perturbação esperada (BLEUSE *et al.*, 2006; KANEKAR; ARUIN, 2014; KANEKAR; ARUIN, 2015). Portanto, como hipotetizamos, os idosos do GC apresentaram APAs mais eficientes quando comparado com idosos do GDLC.

Ao contrário do esperado, nosso resultado não detectou diferenças entre os grupos em relação ao COP_{disp} após a perturbação. O tempo necessário para alcançá-lo foi maior em idosos do GDLC. Na literatura, o deslocamento máximo do COP após a perturbação e o tempo para atingir esse pico guiam as interpretações dos ajustes compensatórios após uma perturbação postural (BRAUER; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2001; BLEUSE *et al.*, 2006; MOK; BRAUER; HODGES, 2011b; ETEMADI *et al.*, 2016). Em geral, a literatura relata que menores excursões do COP após a perturbação caracterizam uma melhor recuperação postural (WOOLLACOTT.; MANCHESTER, 1993). Este comportamento motor foi esperado para o grupo controle quando comparado ao grupo GDLC, porém não ocorreu. Alguns autores demonstraram um deslocamento máximo do COP semelhante ou até menor em adultos com DLC quando comparados com indivíduos saudáveis (HENRY *et al.*, 2006; MOK; BRAUER; HODGES, 2011b; ETEMADI *et al.*, 2016). Segundo eles, diferentemente dos indivíduos saudáveis, os sujeitos com DLC podem evitar a ativação dos músculos necessários para a criação de determinados movimentos e forças corporais. Na verdade, isso indica uma restrição durante o período de recuperação após o movimento voluntário do braço.

O tempo para atingir o pico de deslocamento do COP, por outro lado, foi significativamente mais curto no grupo de idosos do GC, indicando que idosos saudáveis foram capazes de recuperar o equilíbrio mais rapidamente do que aqueles do GDLC. Tal resultado está de acordo com achados previamente relatados em adultos com e sem DLC (MOK; BRAUER; HODGES, 2011b; ETEMADI *et al.*, 2016), pois é bem conhecido que o aumento do tempo para estabilização postural está associado a um controle postural deficiente (BRAUER; WOOLLACOTT.; SHUMWAY-COOK, 2001; BRAUER; HODGES, 2011b; ETEMADI *et al.*, 2016). Portanto, nossos resultados do COP demonstram uma redução na qualidade da recuperação postural em idosos com DLC.

Alguns modelos teóricos apóiam nossos resultados relacionando músculos e COP. Em primeiro lugar, os pacientes com DLC têm uma propriocepção alterada na região lombo-pélvica, o que dificulta o cálculo das posições iniciais ou finais dos segmentos corporais ou a reprodução de uma posição previamente definida (GILL; CALLAGHAN, 1998). Enfrentando a falta de feedback de sua coluna lombar (ou seja, a posição da coluna é incerta), os pacientes com DLC apresentam controle ineficaz de sua posição do COM para usar a estratégia do quadril no controle postural (ou seja, quando o movimento lombo-pélvico está envolvido). A estratégia do quadril é complexa e requer interpretação das mudanças angulares no quadril e na coluna para calcular a posição COM (NASHNER; SHUPERT; HORAK, 1988). Isso poderia explicar porque idosos com DLC tiveram pior desempenho com a estratégia do quadril (MOK; BRAUER; HODGES, 2004).

O controle muscular postural alterado tem sido descrito em indivíduos com DLC como um mecanismo para minimizar o movimento do tronco e manter a rigidez protetora a fim de evitar dor ou lesões sucessivas (GILL; CALLAGHAN, 1998; BRUMAGNE *et al.*, 2000; DIEËN, VAN; CHOLEWICKI; RADEBOLD, 2003). Além disso, o medo de cair, comumente presente em idosos, também pode alterar o controle muscular de forma protetora (BRAUER; WOOLLACOTT.; SHUMWAY-COOK, 2001) Um tempo alterado de ativação muscular e aumento da co-contração nos músculos axiais em face de uma perturbação corporal tem sido relatado na literatura em indivíduos com DLC (RADEBOLD *et al.*, 2000; DIEËN, VAN; CHOLEWICKI; RADEBOLD, 2003; JACOBS; HENRY; NAGLE, 2009; SADEGHI *et al.*,

2016). Isso aumenta a rigidez da coluna e reduz o movimento da coluna (CHOLEWICKI; PANJABI; KHACHATRYAN, 1997; MOK; BRAUER; HODGES, 2007).

7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao realizar movimentos voluntários rápidos do braço, idosos com DLC apresentaram APAs prejudicados quando comparados ao grupo controle. O atraso na latência dos músculos proximais (RT e ST) e distal (SOL) do membro inferior direito e o início do deslocamento tardio do COP destacaram essa condição. Além disso, a incapacidade de alcançar uma recuperação postural oportuna (ou seja, maior $COP_{timetopeak}$) refletiu o controle postural atrasado durante a fase compensatória. Portanto, os idosos com DLC podem ter um risco maior de cair em situações que exigem recuperação rápida.

A avaliação clínica para essa população deve levar em conta a estabilidade postural durante os programas de reabilitação. A seleção de atividades motoras com o objetivo de melhorar o desempenho do controle postural devem ser realizadas de acordo com as perdas individuais e monitoradas continuamente para possíveis readaptações durante todo o programa de reabilitação do equilíbrio. Desta forma, avaliações quantitativas mais elaboradas, como as que foram apresentadas nesta pesquisa, são importantes na prática clínica para um acompanhamento mais eficiente das alterações durante APAs e CPAs desta população.

Maiores estudos ainda são necessários para uma maior compreensão sobre o comportamento motor durante perturbações autoiniciadas em idosos com DLC, como análise dos músculos axiais e avaliações das amplitudes da atividade muscular dos músculos posturais durante APAs e CPAs. Adicionalmente, outros paradigmas para avaliação do controle postural com diferentes forças perturbadoras da estabilidade devem ser realizadas, visto que a literatura nesta população ainda apresenta poucas evidências e ainda são necessárias maiores achados em diferentes condições e ambientes. Por fim, esta pesquisa demonstrou um protocolo de avaliação padrão ouro que pode ser empregado na prática clínica para avaliação e monitoramento do controle postural de idosos com lombalgia.

REFERÊNCIAS

- AIRAKSINEN, O. *et al.* Chapter 4: European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. **European Spine Journal**, v. 15, n. 2, p. 192–300, 2006.
- AKBARI, M. *et al.* Changes in postural and trunk muscles responses in patients with chronic nonspecific low back pain during sudden upper limb loading. **Medical Journal of the Islamic Republic of Iran**, v. 29, n. 1, p. 833–838, 2015.
- BERTUCCO, M.; CESARI, P. Does movement planning follow Fitts' law? Scaling anticipatory postural adjustments with movement speed and accuracy. **Neuroscience**, v. 171, n 1, p. 205–213, 2010.
- BLEUSE, S. *et al.* Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait and Posture**, v. 24, n. 2, p. 203–210, 2006.
- BLUM, L.; KORNER-BITENSKY, N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. **Physical therapy**, v. 88, n. 5, p. 559–66, 2008.
- BRAUER, S. G.; WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 8, p. M489–M496, 2001.
- BRUMAGNE, S. *et al.* The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain, v. 25, n. 8, p. 989–994, 2000.
- BOBATH, B. **Atividade postural reflexa anormal causada por lesões cerebrais**. 2 ed. São Paulo: Manole, 1978.
- BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 6, p. 1023–1035, 2010.
- CHIOVETTO, E.; BERRET, B.; POZZO, T. Tri-dimensional and triphasic muscle organization of whole-body pointing movements. **Neuroscience**, v. 170, n. 4, p. 1223–1238, 2010.
- CHOLEWICKI, J.; PANJABI, M. M.; KHACHATRYAN, A. **Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture**. **Spine**, v. 22, n. 19, p. 2207-2212, 1997.
- CHRISTOPHER, A. *et al.* The reliability and validity of the Timed Up and Go as a clinical tool in individuals with and without disabilities across a lifespan: a systematic review: Psychometric properties of the Timed Up and Go. **Disability and Rehabilitation**, p. 1–15, 2019.
- CLAUDINO, R.; ELOÁ, C. C.; SANTOS, M. J. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. **Clinical**

Neurophysiology, v. 124, n. 8, p. 1628–1637, 2013.

DELLINGER, A. M.; STEVENS, J. A. The injury problem among older adults: Mortality, morbidity and costs. **Journal of Safety Research**, v. 37, n. 5, p. 519–522, 2006.

DIEËN, J. H. V.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD, A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. **Spine**, v. 28, n. 8, p. 834-841, 2003.

DOUNSKAIA, N.; WISLEDER, D.; JOHNSON, T. Influence of biomechanical factors on substructure of pointing movements. **Experimental Brain Research**, v. 164, n. 4, p. 505-516, 2005.

DROOTIN, M. Summary of the updated american geriatrics society/british geriatrics society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 59, n. 1, p. 148–157, 2011.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

EDMOND, S. L.; FELSON, D. T. Function and Back Symptoms in Older Adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 51, n. 12, p. 1702–1709, 2003.

ETEMADI, Y. *et al.* Balance recovery reactions in individuals with recurrent nonspecific low back pain: Effect of attention. **Gait and Posture**, v. 44, p. 123–127, 2016.

FAIRBANK, J. C. T.; PYNSENT, P. B. The Oswestry Disability Index. **Spine**, v. 25, n. 22, p. 2940-2953, 2000.

FREITAS JÚNIOR, P. **Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos**. 130f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade)-Instituto de Biociência, Universidade Estadual Paulista, 2003.

FRICK, E. M.; ALBERTS, J. L. Combined use of repetitive task practice and an assistive robotic device in a patient with subacute stroke. **Physical therapy**, v. 86, p. 1378–1386, 2006.

FRONTERA, W. R. *et al.* A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. **Journal of Applied Physiology**, v. 71, n. 2, p. 644–650, 1991.

GILL, K. P.; CALLAGHAN, M. J. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. **Spine**, v. 23, n. 3, p. 371–377, 1998.

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

CORRIVEAU, H. *et al.* Postural control in the elderly: An analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. **Archives of Physical Medicine and**

Rehabilitation, v. 82, n. 1, p. 80–85, 2001.

HEDAYATI, R. *et al.* The study of the variability of anticipatory postural adjustments in patients with recurrent non-specific low back pain. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 27, n. 1, p. 33–40, 2014.

HEMMATI, L.; PIROOZI, S.; ROJHANI-SHIRAZI, Z. Effect of dual tasking on anticipatory and compensatory postural adjustments in response to external perturbations in individuals with nonspecific chronic low back pain: Electromyographic analysis. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 31, n. 3, p. 489–497, 2018.

HENRY, S. M. *et al.* Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 9, p. 881–892, 2006.

HERMENS, H. J. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. **Inefficient muscular stabiliation**. **Spine**, v. 21, n. 22, p. 2640–2650, 1996.

HORTOBÁGYI, T. *et al.* The influence of aging on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 50A, n. 6, p. B399–B406, 1995.

HOY, D. *et al.* The global burden of low back pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 73, n. 6, p. 968–974, 2014.

HSIEH, K. L. *et al.* Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. **Gait and Posture**, v. 67, p. 160–165, 2019.

HUANG, M.; BROWN, S. H. Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. **Gait & Posture**, 2013.

JACOBS, J. V.; HENRY, S. M.; NAGLE, K. J. People With Chronic Low Back Pain Exhibit Decreased Variability in the Timing of Their Anticipatory Postural Adjustments. **Behavioral Neuroscience**, v. 123, n. 2, p. 455–458, 2009.

JAGDHANE, S.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The Effect of a Four-Week Balance Training Program on Anticipatory Postural Adjustments in Older Adults: A Pilot Feasibility Study. **Current Aging Science**, 2016. v. 9, n. 4, p. 295–300.

KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The effect of aging on anticipatory postural control. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 4, p. 1127–1136, 2014.

KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 2, p. 400–405, 2015.

KAPLANSKI, I. M. N. B. J. Age-Related Changes of Postural Control: Effect of Cognitive Tasks. **Gerontology**, v. 47, p. 189–194, 2001.

KENNEDY, A. *et al.* Adaptation of the Feedforward Postural Response to Repeated Continuous Postural Perturbations. **Neuroscience and Medicine**, v. 4, n. 11, p. 45–49, 2013.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**, Arizona: Noraxon Inc., 2006.

KNOX, M. F. *et al.* Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a systematic review and meta-analysis. **Spine Journal**, v. 18, n. 10, p. 1934–1949, 2018.

KUBICKI, A. *et al.* The early indicators of functional decrease in mild cognitive impairment. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 8, p. 193, 2016.

LAESOE, U.; VOIGT, M. Anticipatory postural control strategies related to predictive perturbations. **Gait Posture**, v. 28, p. 62–68, 2008.

LARIVIÈRE, C. *et al.* An exploratory study on the effect of pain interference and attentional interference on neuromuscular responses during rapid arm flexion movements. **Clinical Journal of Pain**, v. 29, n. 3, p. 265–275, 2013.

LARSSON, L.; GRIMBY, G.; KARLSSON, J. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. **Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology**, v. 46, n. 3, p. 451–456, 1979.

LEE, Y.; CHEN, B.; ARUIN, A. S. Older adults utilize less efficient postural control when performing pushing task. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 6, p. 966–972, 2015.

LEOPOLDINO, A. A. O. *et al.* Prevalência de lombalgia na população idosa brasileira: revisão sistemática com metanálise. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 56, n. 3, p. 258–269, 2016.

LEXELL, J. Ageing and human muscle: observations from Sweden. / Le vieillissement et le muscle humain: observations suédoises. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 18, n. 1, p. 2–18, 1993.

LIANG, H.; KAEWMANEE, T.; ARUIN, A. S. The role of an auditory cue in generating anticipatory postural adjustments in response to an external perturbation. **Experimental Brain Research**, v. 238, n. 3, p. 631–641, 2020.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação**. 2 ed. São Paulo: Elsevier, 2004. 477p.

MAHER, C.; UNDERWOOD, M.; BUCHBINDER, R. Non-specific low back pain. **The Lancet**, v. 389, n. 10070, p. 736–747, 2017.

MANCHESTER, D. *et al.* Visual , Vestibular and Somatosensory Contributions to Balance Control in the Older Adult. *Journal of Gerontology*, v. 44, n. 4, p. M118–127, 1989.

MASANI, K. *et al.* Postural reactions of the trunk muscles to multi-directional perturbations in sitting. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 176–182, 2009.

MASSÉ-ALARIE, H. *et al.* Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 440–447, 2014.

MAYAGOITIA, R. E. *et al.* Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. **Gait and Posture**, v. 16, n. 1, p. 55–59, 2002.

MEHTA, R. *et al.* Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. **Journal of Motor Behavior**, v. 42, n. 2, p. 135–144, 2010.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. **Spine**, v. 29, n. 6, p. 107–112, 2004.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. **Spine**, v. 32, n. 19, p. E537–543, 2007.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Changes in lumbar movement in people with low back pain are related to compromised balance. **Spine**, v. 36, n. 1, p. 45–52, 2011a.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Postural recovery following voluntary arm movement is impaired in people with chronic low back pain. **Gait and Posture**. v. 34, n. 1, p. 97–102, 2011b.

NAGAI, K. *et al.* Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 53, n. 3, p. 338–343, 2011.

NASHNER, L. M.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B. Head-trunk movement coordination in the standing posture. **Progress in Brain Research**, v. 76, p. 243–251, 1988.

PANJABI, M. M. A hypothesis of chronic back pain: Ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. **European Spine Journal**, v. 15, n. 5, p. 668–676, 2006.

PAPAXANTHIS, C.; POZZO, T.; SCHIEPPATI, M. Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. **Experimental Brain Research**, v. 148, p. 498–503, 2003.

POLLOCK, A. S. *et al.* What is balance? **Clinical Rehabilitation**, v. 14, n. 4, p. 402–406, 2000.

RADEBOLD, A. *et al.* Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. **Spine**, v. 25, n.8, p. 947–954, 2000.

ROCKWOOD, K. *et al.* Feasibility and measurement properties of the Functional Reach and the Timed Up and Go tests in the Canadian Study of Health and Aging. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 2, p. 70–74, 2000.

SADEGHI, M. *et al.* Preparatory brain activity and anticipatory postural adjustments accompanied by externally cued weighted-rapid arm rise task in non-specific chronic low back pain patients and healthy subjects. **SpringerPlus**, v. 5, p. 674, 2016.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 388–397, 2010a.

SANTOS, M. J.; KANEKAR, N.; ARUIN, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2 . Biomechanical analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 398–405, 2010b.

SCARIOT, V. *et al.* Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios ao pegar uma bola em condição de estabilidade e instabilidade postural. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, p. 228–235, 2012.

SHERAFAT, S. *et al.* Effect of dual-tasking on dynamic postural control in individuals with and without nonspecific low back pain. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 37, n. 3, p. 170–179, 2014.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLACOTT, M. **Controle Motor - Teoria e Aplicações Práticas**. São Paulo: Manole, 2003. 592p.

SILFIES, S. P. *et al.* Differences in Feedforward Trunk Muscle Activity in Subgroups of Patients With Mechanical Low Back Pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, n. 7, p. 1159–1169, 2009.

SKELTON, D. A.; BEYER, N. Exercise and injury prevention in older people. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 13, n. 1, p. 77–85, 2003.

SOUZA, I. M. B. DE *et al.* Prevalence of low back pain in the elderly population: A systematic review. **Clinics**, v. 74, p. e89, 2019.

SUBRAMANIAM, S.; HUI-CHAN, C. W.-Y.; BHATT, T. Effect of dual tasking on intentional vs. reactive balance control in people with hemiparetic stroke. **Journal of Neurophysiology**, v. 112, n. 5, p. 1152–1158, 2014.

SUZMAN, R. *et al.* Health in an ageing world - What do we know? **The Lancet**, v. 385, n. 9967, p. 484–486, 2015.

TAIMELA, S.; KANKAANPÄÄ, M.; LUOTO, S. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position: A controlled study. **Spine**, v. 24, n. 13, p. 1322–1327, 1999.

TYSON, S. F.; CONNELL, L. A. How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. **Clinical rehabilitation**, v. 23, n. 9, p. 824–840, 2009.

VIGATTO, R.; ALEXANDRE, N. M. C.; FILHO, H. R. C. Development of a Brazilian Portuguese Version of the Oswestry Disability Index. **Spine**, v. 32, n. 4, p. 481–486, 2007.

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

WOOLLACOTT, M. H. Age-related changes in posture and movement. **Journals of Gerontology**, v. 48, p. 56–60, 1993.

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: Are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journals of Gerontology**, v. 48, n. 2, p. 64–70, 1993.

superfície você ficará de pé em cima de uma plataforma de força (um tipo de balança), que irá recolher dados a respeito do seu equilíbrio, e ocorrerá uma filmagem, enquanto você irá apontar com o dedo indicador, o mais rápido possível, para uma lâmpada que irá se acender e apagar. Serão quatro câmeras, que irão gravar o movimento realizado por você. O exame de eletromiografia avaliará o início de atividade elétrica dos músculos em relação ao início da trajetória do movimento de apontar.

Será necessário uso de roupas adequadas durante a avaliação, pois serão colados os eletrodos em alguns músculos, portanto você deve estar de camiseta e short que deixem os braços e pernas livres, além disso, permanecerão apenas os avaliadores na sala para evitar qualquer tipo de desconforto.

Sua participação não ocasionará nenhum risco à sua saúde, contudo sensações de desapontamento pela execução não satisfatória das tarefas solicitadas durante os instrumentos de avaliações poderão ocorrer, sendo eliminadas através de orientações contínuas durante todo o processo de avaliação. A qualquer momento poderão ser esclarecidas as dúvidas que surgirem em relação à pesquisa. Para evitar o risco de quebra do sigilo dos seus dados individuais avaliados, os resultados serão analisados somente em conjunto e a sua identidade será preservada através de códigos, sendo que esses códigos não estarão disponíveis para acesso de pessoas que não façam parte da equipe da pesquisa. Possíveis riscos para o pesquisador relacionados a não obtenção do número suficiente de indivíduos por meio de desistência poderão ocorrer, para evitar tal situação será enfatizada a importância de sua permanência na pesquisa, contudo sua colaboração não será obrigatória, podendo desistir a qualquer momento sem que isto traga qualquer tipo de prejuízo para você.

A participação nesta pesquisa não lhe causará nenhuma despesa em relação aos procedimentos de avaliações efetuados no estudo e não haverá compensação financeira relacionada à sua participação.

Entre os benefícios da sua participação nesta pesquisa, cita-se: a avaliação do seu equilíbrio em diferentes posturas e a contribuição desses achados para a comunidade científica, com possibilidade destes resultados serem publicados em congressos e artigos científicos, sem tornar possível a sua identificação, em todas as fases desta pesquisa, sendo mantida em sigilo e anonimato.

Cada dano ocorrido para você, participante nesta pesquisa, caberá indenização, nos termos da lei.

Caso você desejar, poderá pessoalmente tomar conhecimento dos resultados finais da sua participação e desta pesquisa.

- Desejo conhecer os meus resultados e o desta pesquisa
 Não desejo conhecer os meus resultados e o desta pesquisa

Você receberá duas vias deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido a ser rubricada em todas as páginas e assinadas ao seu término por você e pelo pesquisador responsável. Uma via ficará com você e a outra com o seu pesquisador

Com base nos esclarecimentos, declaro que eu (participante) estou ciente dos procedimentos envolvidos na pesquisa “**Ajustes posturais antecipatórios: avaliam o equilíbrio de idosos com dor e sem dor lombar?**”, concordo de livre espontânea vontade em participar como voluntário(a) e ainda declaro que obtive todas as informações necessárias, bem como todos os eventuais esclarecimentos quanto às dúvidas por mim apresentadas.

Assinatura da pesquisadora responsável: Bianca Callegari

Tel.:(91)982210054 Av Generalíssimo Deodoro n1- Belém PA

Assinatura do(a) participante (a) / voluntário (a) da pesquisa

Belém, _ de _____ de 2020

Comitê de Pesquisa do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará
Complexo de Sala de Aula/ICS- Sala 13- Campus Universitário, n 01. Guamá.
CEP. 66.075-110. Belém- Pará. Tel: (91) 3201-7735e-mail: cepces@ufpa.br

ANEXO A

Oswestry Disability Index -ODI

Índice Oswestry 2.0 de Incapacidade.

Por favor, você poderia completar este questionário? Ele é elaborado para nos dar informações de como seu problema nas costas (ou pernas) têm afetado seu dia-a-dia. Por favor, responda a todas as seções. Marque apenas um quadrado em cada seção, aquele que mais de perto descreve você hoje.

Seção 1: Intensidade da dor.

<input type="checkbox"/>	Sem dor no momento
<input type="checkbox"/>	A dor é leve nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é moderada nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é mais ou menos intensa nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é muito forte nesse momento
<input type="checkbox"/>	A dor é a pior imaginável nesse momento

Seção 2: Cuidados pessoais (Vestir-se, tomar banho etc)

<input type="checkbox"/>	Eu posso cuidar de mim sem provocar dor extra
<input type="checkbox"/>	Posso me cuidar mas me causa dor
<input type="checkbox"/>	É doloroso me cuidar e sou lento e cuidadoso
<input type="checkbox"/>	Preciso de alguma ajuda, mas dou conta de me cuidar
<input type="checkbox"/>	Preciso de ajuda em todos os aspectos para cuidar de mim
<input type="checkbox"/>	Eu não me visto, tomo banho com dificuldade e fico na cama.

Seção 3: Pesos

<input type="checkbox"/>	Posso levantar coisas pesadas sem causar dor extra
<input type="checkbox"/>	Se levantar coisas pesadas sinto dor extra
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de levantar coisas pesadas, mas dou um jeito, se estão bem posicionadas, e.g., numa mesa.
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de levantar coisas pesadas mas dou um jeito de levantar coisas leves ou pouco pesadas se estiverem bem posicionadas.
<input type="checkbox"/>	Só posso levantar coisas muito leve
<input type="checkbox"/>	Não posso levantar nem carregar nada.

Seção 4: Andar

<input type="checkbox"/>	A dor não me impede de andar (qualquer distância)
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de andar mais que 2 Km
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de andar mais que ? Km
<input type="checkbox"/>	A dor me impede de andar mais que poucos metros
<input type="checkbox"/>	Só posso andar com bengala ou muleta
<input type="checkbox"/>	Fico na cama a maior parte do tempo e tenho que arrastar para o banheiro

Seção 5: Sentar

	Posso sentar em qualquer tipo de cadeira pelo tempo que quiser
	Posso sentar em minha cadeira favorita pelo tempo que quiser
	A dor me impede de sentar por mais de 1 hora
	A dor me impede de sentar por mais de ? hora
	A dor me impede de sentar por mais que 10 minutos
	A dor me impede de sentar

Seção 6- De pé

	Posso ficar de pé pelo tempo que quiser sem dor extra
	Posso ficar de pé pelo tempo que quiser, mas sinto um pouco de dor
	A dor me impede de ficar de pé por mais de 1 h
	A dor me impede de ficar de pé por mais ? hora
	A dor me impede de ficar de pé por mais de 10 minutos
	A dor me impede de ficar de pé

Seção 7: Sono

	Meu sono não é perturbado por dor
	Algumas vezes meu sono é perturbado por dor
	Por causa da dor durmo menos de 6 horas
	Por causa da dor durmo menos de 4 horas
	Por causa da dor durmo menos de 2 horas
	A dor me impede de dormir.

Seção 8: Vida sexual (se aplicável)

	Minha vida sexual é normal e não me causa dor extra
	Minha vida sexual é normal, mas me causa dor extra
	Minha vida sexual é quase normal, mas é muito dolorosa
	Minha vida sexual é muito restringida devido à dor
	Minha vida sexual é praticamente inexistente devido à dor.
	A dor me impede de ter atividade sexual.

Seção 9: vida social

	Minha vida social é normal e eu não sinto dor extra
	Minha vida social é normal, mas aumenta o grau de minha dor.
	A dor não altera minha vida social, exceto por impedir que faça atividades de esforço, como esportes, etc
	A dor restringiu minha vida social e eu não saio muito de casa
	A dor restringiu minha vida social a minha casa
	Não tenho vida social devido a minha dor.

Seção 10: Viagens

	Posso viajar para qualquer lugar sem dor.
	Posso viajar para qualquer lugar, mas sinto dor extra

	A dor é ruim, mas posso viajar por 2 horas
	A dor restringe minhas viagens para distâncias menores que 1 hora
	A dor restringe minhas viagens para as necessárias e menores de 30 minutos
	A dor me impede de viajar, exceto para ser tratado.

Para cada seção de seis afirmações o ponto total é 5. Se a primeira afirmação é marcada, o ponto é 0. Se for o último, o ponto é 5. As afirmações intermediárias são pontuadas de acordo com este rank. Se mais que uma afirmação for assinalada em cada seção, escolha o maior ponto. Se todas as 10 seções forem completadas a pontuação é calculada da seguinte maneira: Se 16 pontos foi o ponto total sendo que são 50 os pontos possíveis, $16/50 \times 100 = 32\%$. Se uma seção não for marcada ou não se aplica a pontuação é calculada da seguinte maneira, de acordo com o exemplo de pontuação máxima de 16: $16/40 \times 100 = 35,5\%$. O autor recomenda arredondar a porcentagem para um número inteiro.

Interpretação dos resultados:

0% a 20% - incapacidade mínima
 21% a 40% - incapacidade moderada
 41% a 60% - incapacidade intensa
 61% a 80% - aleijado
 81% a 100% - inválido

Interpretação dos resultados no pós-operatório

0% a 20% - excelente
 21% a 40% - bom
 41% a 60% - inalterado
 > 60% - piora

VIGATTO, R.; ALEXANDRE, N. M. C.; FILHO, H. R. C. Development of a Brazilian Portuguese Version of the Oswestry Disability Index. **Spine**, 2007. v. 32, n. 4, p. 481–486.

ANEXO B

UFPA - INSTITUTO DE
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO
PARÁ



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Ajustes posturais antecipatórios: avaliam o equilíbrio de idosos com dor e sem dor lombar?

Pesquisador: Bianca Callegari

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 25317119.4.0000.0018

Instituição Proponente: Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará - ICS/ UFPA

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA CIENCIA, TECNOLOGIA E INOVACAO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.834.413

Apresentação do Projeto:

A dor lombar é um importante problema de saúde com grandes consequências do ponto de vista socioeconômico e está associada a altos custos para o sistema de saúde, absenteísmo no trabalho e redução no desempenho funcional. Os ajustes posturais antecipatórios (APAs) são considerados componentes valiosos do controle postural e pretende-se utiliza-los na instrumentalização da avaliação do risco de quedas em idosos, com e sem dor lombar através do mapeando de seus efeitos. Objetivo geral: Avaliar e comparar o equilíbrio frente a perturbações auto induzidas, de idosos com e sem dor lombar, através dos os ajustes posturais antecipatórios. Metodologia: Serão avaliados idosos, acima de 60 anos, divididos em dois grupos: Grupo com dor lombar (n=25) e Grupo sem dor lombar (n=25). Os idosos serão submetidos aos protocolos de avaliação utilizando uma tarefa de alcançar, descrita na literatura como "poiting task" (tarefa de apontamento rápido de um alvo com o cotovelo estendido e na posição em pé). A atividade eletromiográfica avaliará a latência (inicio da ativação) dos músculos em relação ao inicio da trajetória do movimento de apontar. Para tal, eletrodos autoadesivos descartáveis serão fixados nos ventres musculares dos músculos: deltoide (DE), Semitendíneo (ST), soléo (SOL), reto femoral (RF) e tibial anterior (TA) no hemicorpo ipsilateral ao membro superior que fará o movimento, sendo posicionados com 2 cm de distância, quando estes estiverem realizando o movimento de apontar de pé em cima de uma plataforma de força, sendo avaliado também os desvios do centro de equilíbrio (COP); ambos

Endereço: Rua Augusto Corrêa nº 01- Campus do Guamá, UFPA- Faculdade de Enfermagem do ICS - sala 13 - 2º and.
Bairro: Guamá **CEP:** 66.075-110
UF: PA **Município:** BELEM
Telefone: (91)3201-7735 **Fax:** (91)3201-8028 **E-mail:** cepccs@ufpa.br



OPEN Postural adjustments impairments in elderly people with chronic low back pain

Daniela Rosa Garcez^{1,2}, Gizele Cristina da Silva Almeida^{3,4}, Carlos Felipe Oliveira Silva³, Tainá de Souza Nascimento³, Anselmo de Athayde Costa e Silva⁵, Ana Francisca Rozin Kleiner⁶, Givago da Silva Souza^{4,2}, Elizabeth Sumi Yamada^{3,7} & Bianca Callegari^{3,5,8✉}

Chronic low back pain (CLBP) is associated with postural control impairments and is highly prevalent in elderly people. The objective of this study is to verify whether anticipatory postural adjustments (APAs) and compensatory postural adjustments (CPAs) are affected by CLBP in elderly people by assessing their postural control during a self-initiated perturbation paradigm induced by rapid upper arm movement when pointing to a target. The participants' lower limb muscle onset and center of pressure (COP) displacements were assessed prior to perturbation and throughout the entire movement. T_0 moment (i.e., the beginning of the movement) was defined as the anterior deltoid (DEL) onset, and all parameters were calculated with respect to it. The rectus femoris (RT), semitendinosus (ST), and soleus (SOL) showed delayed onset in the CLBP group compared with the control group: RF (control: -0.094 ± 0.017 s; CLBP: -0.026 ± 0.012 s, $t=12$, $p < 0.0001$); ST (control: -0.093 ± 0.013 s; CLBP: -0.018 ± 0.019 s, $t=12$, $p < 0.0001$); and SOL (control: -0.086 ± 0.018 s; CLBP: -0.029 ± 0.015 s, $t=8.98$, $p < 0.0001$). In addition, COP displacement was delayed in the CLBP group (control: -0.035 ± 0.021 s; CLBP: -0.015 ± 0.009 s, $t=3$; $p=0.003$) and presented a smaller amplitude during APA COP_{APA} (control: 0.444 cm (0.187; 0.648); CLBP: 0.228 cm (0.096; 0.310), $U=53$, $p=0.012$). The CLBP group required a longer time to reach the maximum displacement after the perturbation (control: 0.211 ± 0.047 s; CLBP 0.296 ± 0.078 s, $t=3.582$, $p=0.0013$). This indicates that CLBP elderly patients have impairments to recover their postural control and less efficient anticipatory adjustments during the compensatory phase. Our results suggest that people with CLBP have altered feedforward hip and ankle muscle control, as shown from the SOL, ST, and RT muscle onset. This study is the first study in the field of aging that investigates the postural adjustments of an elderly population with CLBP. Clinical assessment of this population should consider postural stability as part of a rehabilitation program.

Low back pain (LBP) is one of the most frequent symptoms reported by older people. It is defined as any pain or discomfort between one's last ribs and the lower gluteal line, with or without irradiation symptoms to the lower limbs¹. Pain duration is one of the criteria for classifying LBP types. Long-duration pain is defined as chronic low back pain (CLBP)². The most typical classification of CLBP is nonspecific CLBP, which refers to cases in which the etiology of a patient's pain is unidentifiable³. In addition, CLBP is a risk factor for incapacity and invalidity^{3,4}; it is the leading cause of functional limitations associated with the performance of daily living activities^{3,4}, with

¹University Hospital Bettina Ferro de Souza, Federal University of Pará, R. Augusto Corrêa, n1, Belém, Pará 66075-110, Brazil. ²Neuroscience and Cell Biology Graduate Program, Federal University of Pará, R. Augusto Corrêa, n 1, Belém, Pará 66075-110, Brazil. ³Laboratory of Human Motricity Sciences, Federal University of Pará, Av. Generalíssimo Deodoro 01, Belém, Pará 66050-160, Brazil. ⁴Tropical Medicine Center, Federal University of Pará, Av. Generalíssimo Deodoro 92, Belém, Pará 66050-240, Brazil. ⁵Master's Program in Human Movement Sciences, Federal University of Pará, Av. Generalíssimo Deodoro 01, Belém, Pará 66050-160, Brazil. ⁶Department of Physiotherapy, Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luiz km235, caixa postal 676, São Carlos, São Paulo 13565-905, Brazil. ⁷Graduate Program in Medical Sciences and Oncology, Federal University of Pará, Rua dos Mundurucus 4487, Belém, Pará 66073-005, Brazil. ⁸Instituto de Ciências da Saúde, Avenida Generalíssimo Deodoro, nº1, Belém, Pará 66055-240, Brazil. ✉email: callegari@uol.com.br



OPEN

Postural adjustments impairments in elderly people with chronic low back pain

Daniela Rosa Garcez^{1,2}, Gizele Cristina da Silva Almeida^{3,4}, Carlos Felipe Oliveira Silva³, Tainá de Souza Nascimento³, Anselmo de Athayde Costa e Silva⁵, Ana Francisca Rozin Kleiner⁶, Givago da Silva Souza^{4,2}, Elizabeth Sumi Yamada^{2,7} & Bianca Callegari^{3,5,8}✉

Chronic low back pain (CLBP) is associated with postural control impairments and is highly prevalent in elderly people. The objective of this study is to verify whether anticipatory postural adjustments (APAs) and compensatory postural adjustments (CPAs) are affected by CLBP in elderly people by assessing their postural control during a self-initiated perturbation paradigm induced by rapid upper arm movement when pointing to a target. The participants' lower limb muscle onset and center of pressure (COP) displacements were assessed prior to perturbation and throughout the entire movement. T_0 moment (i.e., the beginning of the movement) was defined as the anterior deltoid (DEL) onset, and all parameters were calculated with respect to it. The rectus femoris (RT), semitendinosus (ST), and soleus (SOL) showed delayed onset in the CLBP group compared with the control group: RF (control: -0.094 ± 0.017 s; CLBP: -0.026 ± 0.012 s, $t = 12$, $p < 0.0001$); ST (control: -0.093 ± 0.013 s; CLBP: -0.018 ± 0.019 s, $t = 12$, $p < 0.0001$); and SOL (control: -0.086 ± 0.018 s; CLBP: -0.029 ± 0.015 s, $t = 8.98$, $p < 0.0001$). In addition, COP displacement was delayed in the CLBP group (control: -0.035 ± 0.021 s; CLBP: -0.015 ± 0.009 s, $t = 3$; $p = 0.003$) and presented a smaller amplitude during APA COP_{APA} [control: 0.444 cm (0.187; 0.648); CLBP: 0.228 cm (0.096; 0.310), $U = 53$, $p = 0.012$]. The CLBP group required a longer time to reach the maximum displacement after the perturbation (control: 0.211 ± 0.047 s; CLBP 0.296 ± 0.078 s, $t = 3.582$, $p = 0.0013$). This indicates that CLBP elderly patients have impairments to recover their postural control and less efficient anticipatory adjustments during the compensatory phase. Our results suggest that people with CLBP have altered feedforward hip and ankle muscle control, as shown from the SOL, ST, and RT muscle onset. This study is the first study in the field of aging that investigates the postural adjustments of an elderly population with CLBP. Clinical assessment of this population should consider postural stability as part of a rehabilitation program.

Low back pain (LBP) is one of the most frequent symptoms reported by older people. It is defined as any pain or discomfort between one's last ribs and the lower gluteal line, with or without irradiation symptoms to the lower limbs¹. Pain duration is one of the criteria for classifying LBP types. Long-duration pain is defined as chronic low back pain (CLBP)². The most typical classification of CLBP is nonspecific CLBP, which refers to cases in which the etiology of a patient's pain is unidentifiable³. In addition, CLBP is a risk factor for incapacity and invalidity^{3,4}; it is the leading cause of functional limitations associated with the performance of daily living activities^{3,4}, with

¹University Hospital Bettina Ferro de Souza, Federal University of Pará, R. Augusto Corrêa, n^o 1, Belém, Pará 66075-110, Brazil. ²Neuroscience and Cell Biology Graduate Program, Federal University of Pará, R. Augusto Corrêa, n^o 1, Belém, Pará 66075-110, Brazil. ³Laboratory of Human Motricity Sciences, Federal University of Pará, Av. Generalíssimo Deodoro 01, Belém, Pará 66050-160, Brazil. ⁴Tropical Medicine Center, Federal University of Pará, Av. Generalíssimo Deodoro 92, Belém, Pará 66050-240, Brazil. ⁵Master's Program in Human Movement Sciences, Federal University of Pará, Av. Generalíssimo Deodoro 01, Belém, Pará 66050-160, Brazil. ⁶Department of Physiotherapy, Federal University of São Carlos, Rodovia Washington Luiz km235, caixa postal 676, São Carlos, São Paulo 13565-905, Brazil. ⁷Graduate Program in Medical Sciences and Oncology, Federal University of Pará, Rua dos Mundurucus 4487, Belém, Pará 66073-005, Brazil. ⁸Instituto de Ciências da Saúde, Avenida Generalíssimo Deodoro, n^o 1, Belém, Pará 66055-240, Brazil. ✉email: callegaribi@uol.com.br

a higher prevalence in women aged 60–69 years⁵. In fact, aging and CLBP are important factors that affect an individual's postural control^{6–8}.

Postural control is necessary to maintain one's center of mass within the basis of support, preventing falls. When perceiving an upcoming perturbation that may result in center of mass (COM) displacement, our central nervous system uses anticipatory postural adjustments (APAs) and compensatory postural adjustments (CPAs)^{9,10}. Hence, when individuals execute voluntary movements that generate self-initiated perturbations, APAs are triggered before their movements begin to prevent or minimize any effects from such perturbation^{10,11}. This is observed during rapid arm movement, such as in a pointing task at maximum velocity. APAs are represented by postural muscle activations beginning from –150 to –100 ms prior to the focal movement, in a feed-forward centrally programmed mechanism¹². CPAs are a feedback-based control mechanism that restore balance through muscle activation following perturbation^{7,10}. Center of pressure (COP) displacements are classically described to assess APAs (measured as the onset of COP displacement and its amplitude prior to perturbation) and CPAs (described as the recovery time necessary to set back to the initial position, and the COP amplitude after perturbation)^{7,8,13,14}.

Studies have reported an important relation between APAs and CPAs, indicating that the greater the anticipatory adjustments, the less necessary are the compensatory adjustments to maintain one's stability^{7,10}.

Aging affects postural control, increasing both the risk of falls and the fear of falling¹⁵. Previous studies have reported that the elderly population presented the delayed onset of postural muscles during APAs^{7,14,16}, decreased APAs and/or increased CPAs postural muscle activation⁷, different muscle patterns or strategies to maintain posture^{8,14,17}, and delayed COP onset during APAs, when compared with young people^{8,14}.

Postural control in people with CLBP has been described in the literature, albeit with inconclusive evidence. Most studies are primarily focused on the trunk musculature and young population, using self-initiated perturbation in the upright posture^{6,18}. Differences in spinal erector muscle were investigated between healthy and CLBP adults. Some studies indicated a delay in the onset of this muscle^{18,19} in CLBP individuals, whereas others showed no differences between groups²⁰. A recent systematic review reported that the onset of abdominal muscles during APAs was delayed in the CLBP population when compared with healthy controls⁶. However, the authors stated that evidence other than muscle latency, such as those based on measures from force platforms or kinematics, are not available in the literature. Once changes caused by CLBP in APAs onsets affect the movements and forces to which one's trunk is exposed during an activity, its functional consequences remain unclear²¹. In addition, only a few APA studies in individuals with CLBP included investigations pertaining to lower limb muscles^{22,23}.

Hence, the literature provides limited evidence regarding changes in postural control in CLBP patients. Moreover, such studies excluded the elderly population and, therefore, do not provide information regarding postural control in older people with LBP. Evaluating postural strategies and balance is paramount when assessing and rehabilitating elderly patients, since they pose a high risk of falling, particularly when performing daily life activities.

This study aims to investigate the differences in APAs and CPAs in elderly people with and without CLBP by assessing their postural control after a self-initiated perturbation paradigm. We hypothesize that elderly people with CLBP will present delayed and increased COP displacements during the APA phase owing to a higher COP displacement during the CPA period. This implies that they will require more time to restore postural control. Additionally, we hypothesize that muscle onset during APAs will be delayed in elderly people with CLBP.

Materials and methods

The cross-sectional observational study performed in this investigation was approved by the Ethics Committee of the Federal University of Pará (protocol #25317119.4.0000.0018) as well as the Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement. Written informed consent was obtained from all participants before the study was started. The study was performed from March 2019 to March 2020.

Participants. Thirty elderly participants participated in the present study. They were segregated into two groups, matched by age, height, and weight: CLBP ($n = 15$; 4 males; 11 females) and control ($n = 15$; 3 males; 12 females). The elderly with CLBP were submitted to a geriatrician-confirmed diagnosis of nonspecific CLBP, of which the inclusion criteria were as follows: (1) history of chronic unilateral or bilateral CLBP (≥ 3 months) without pain referral to their lower limbs; (2) the ability to stand and walk independently; (3) having a score ≤ 2 on the numeric pain rating scale (NRS)^{13,24,25}; and (4) the ability to understand verbal commands for executing the required tasks^{26,27}. The exclusion criteria were nonmechanical CLBP (e.g., fracture, malignancy, and infection); radicular signs; history of back surgery; diagnosis of inflammatory joint disease; severe osteoporosis; metabolic or neuromuscular diseases; other chronic pain pathologies; any major circulatory, respiratory, neurological, or cardiac diseases; or cognitive deficit.

For the control group, the inclusion criteria were not having CLBP throughout the previous year or back pain lasting longer than one week in the previous 3 years. The exclusion criteria were previous histories of neurological or musculoskeletal disorders that induced visible gait abnormalities. To better characterize the sample, both groups completed the Oswestry disability index (ODI)²⁸ for assessing function disability. Table 1 summarizes the main characteristics of the participants from both groups.

Experimental setup for APA assessment. The participants stood with bare feet on a force platform and were instructed to use a self-selected pleasant position such that the mid-point of their heels were separated by a distance equal to the width of their shoulder, with feet externally rotated up to 15°, which is considered a natural comfortable position. They were instructed to observe a horizontal bar that was placed in front of them, 2 m above the floor, and 2 m away from the participants' feet, with a light-emitting diode (LED) aligned to their right

	CTL group	CLBP group	p-value
Age (years)	70.2 ± 4.6	70.13 ± 6.5	0.9745
Height (m)	1.56 ± 0.04	1.55 ± 0.03	0.7935
Weight (kg)	54.07 ± 2.21	54.53 ± 2.19	0.5676
NRS	–	1.53 ± 0.63	–
ODI (%) #	0 (0; 4)	12.5 (10; 16)	<0.0001

Table 1. Sample characteristics. Data expressed as mean ± SD if presented with a normal distribution, or median and percentiles if presented with nonparametric distribution. The level of significance was 0.05. *NRS* numeric pain rating scale, *ODI* Oswestry disability index.

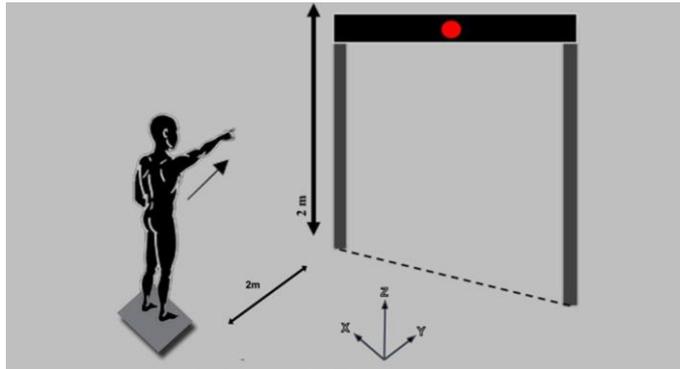


Figure 1. Experimental setup for task showing a participant in final posture. Central diode of the bar was placed exactly in front of participants' right shoulder. Participants were asked to point their index finger, with extended elbow, at the central diode whenever it was turned on.

shoulder. The participants stood with their arms relaxed down along their bodies, and their right index finger pointing to the ground. Subsequently, they were asked to move the arm, using their right index fingers to point the LED every time it was turned on in a ten-trial round. Electrical activity in the anterior deltoid (DEL) was visually verified prior to switching on the LED to ensure that the deltoid muscle was relaxed. For every trial, the participants were instructed to extend their elbows and raise their arms as fast as possible after perceiving the visual stimuli, maintaining their arm in the air for a few seconds and then moving it back to the initial position (Fig. 1).

Kinetic, kinematic, and electromyographic recording. In this study, a force platform (Biomec 400-041, EMG System) sampled at 100 Hz was used to record three-dimensional ground reaction forces. Using the obtained data, we computed the coordinates of the participants' COP in the anteroposterior direction. A three-dimensional motion analysis system (Simi Motion, Simi, Germany) with three cameras at a sampling frequency of 120 Hz was used to record the participants' movements. Each of them comprised four infrared reflective markers placed at the main joints of their right upper limb (i.e., index, wrist, elbow, and shoulder). Surface electromyographic (EMG) data were recorded from the participants' dominant-side leg muscles: tibialis anterior (TA), soleus (SOL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), and anterior deltoid (DEL), using an EMG device (Emgsys 30,306, EMG System do Brasil, Brazil), with a sampling rate of 2 kHz and a frequency spectrum of 20–500 Hz. The EMG signals were amplified (4000) and digitized with a 16-bit resolution. The participants' skin was prepared for the placement of Ag/AgCl electrodes (Medtrac 200-Kendall, Canada) using Nuprep (Weaver and Company, Aurora, United States) and an alcohol-based sanitizer. By following the recommendations of the Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles guidelines²⁹, we placed active electrodes on their muscles at 20 mm intervals and the reference electrode on their right fibular malleolus.

Data analysis. Raw EMG signals were bandpass filtered between 20 and 400 Hz, full-wave rectified, and bidirectionally filtered using a 6 Hz low-pass, second-order, zero-lag Butterworth filter. Muscle onset (concerning both the activation/inhibition of a muscle) was detected in relation to T_0 via visual inspection performed by two blinded examiners. The low-pass filtering generated a smooth envelope, which, in combination with the raw signal, was used for the visual identification of the muscle onsets. T_0 moment (i.e., the beginning of the movement) was defined as the onset of DEL. After the onset of each trial, we calculated the timing of each muscle activation with reference to the DEL onset^{16,18}.

Triggers of kinematics and force platform data were provided to two channels of the EMG to permit data synchronization and offline analysis using MatLab programs (MathWorks, Natick, MA, USA). Ten trials were

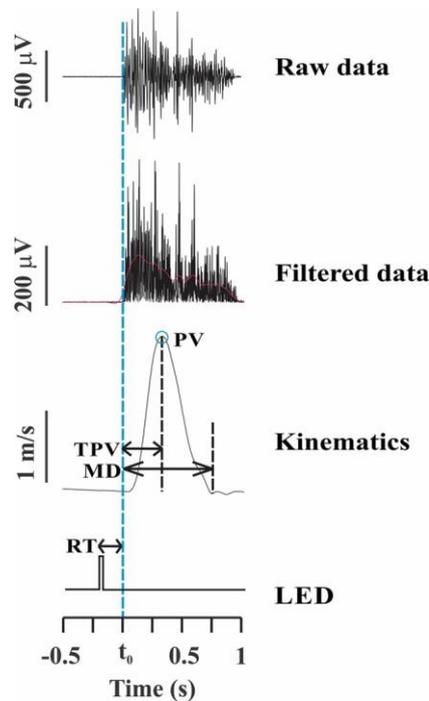


Figure 2. DEL onset detection after LED stimuli and using kinematic parameters. Dashed blue line represents T_0 moment of the task.

performed for the calculations. The kinematic parameters of the participants' arm movements extracted by the index finger (trajectory and tangential velocity profile) were analyzed. The raw coordinate data on the x-, y-, and z-axes were generated from the video analysis and then filtered using a bidirectional 10-Hz low-pass, second-order Butterworth filter. The kinematic variables were (1) the reaction time (RT), measured as the time interval from the LED stimuli to T_0 moment; (2) the peak velocity (PV): the maximum velocity reached by a participant's arm during the pointing task; (3) the time to peak velocity (TPV), measured as the time from the T_0 moment to the maximum peak velocity moment; (4) the total movement duration (MD): the time interval between the T_0 moment and the end of the trial when a participant's index finger stops pointing to the diode (velocity returns to zero); and (5) the index tangential velocity profile, which was calculated by the ratio of acceleration time (i.e., the fraction of movement time required to reach peak velocity) to the total movement duration (ACC/MD). This velocity profile is classically described as reflecting the content of motor planning³⁰. More specifically, asymmetries in the relative acceleration duration (i.e., ACC/MD) demonstrate different motor plans for the execution and control of arm movements.

Figure 2 presents the DEL onset detection after the LED stimuli and the kinematic parameters.

COP displacements in the anteroposterior direction were calculated based on previous studies³¹. The baseline activity used for the calculation was from -500 to -400 ms in relation to the T_0 moment. The displacement in the anteroposterior COP dimension was analyzed and four variables were derived from it. The first two variables were anticipatory in nature, whereas the other two variables were compensatory in nature: (1) the beginning of the COP displacement before T_0 moment, measured as the time when the COP displacement was smaller than the mean of its baseline value plus 2 standard deviation (SD) (COP_{onset}) (Fig. 3B)¹³; (2) the anteroposterior COP displacement at T_0 moment (measured from the baseline amplitude), which is anticipatory in nature, known as the amplitude of the COP displacement at T_0 (COP_{APA}) (Fig. 3A); (3) the peak displacement measured, which is compensatory in nature (COP_{disp}), as the maximum displacement after T_0 moment (Fig. 3A); and (4) the time to reach this peak maximum displacement ($COP_{timetopeak}$) (Fig. 3B)^{7,8,14}.

Statistical analysis. GraphPad Prism 6 (San Diego, California, USA) and BioEstat 5.3 (Belém, Pará, Brazil) for Windows was used to perform the statistical procedures of this study. The data distribution was tested via the Shapiro–Wilk test. Medians with first and third quartiles were reported for nonparametric outcomes, whereas the mean and SD for parametric outcomes. Data were compared between groups. Unpaired t-test was performed to compare the parametric outcomes (age, height, weight, muscles onset during APAs, COP_{onset} , and $COP_{timetopeak}$); and the kinematic parameters PV, MD, RT, and ACC/MD), whereas the Mann–Whitney test was performed to compare nonparametric outcomes (ODI score, time to peak velocity, CO_{APA} , and COP_{disp}). For all these statistical treatments, the significance level was $p \leq 0.05$.

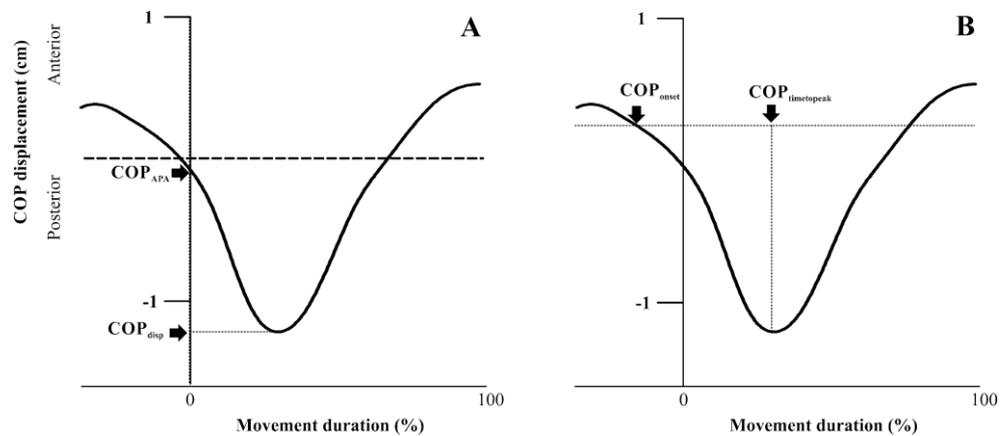


Figure 3. (A, B) Anteroposterior COP displacement (y-axis) when a participant moves his/her arm. Dashed line represents movement onset. Four variables: (1) COP_{APA} , amplitude of backward COP displacement at T_0 ; (2) COP_{disp} , maximum backward displacement after T_0 ; (A); (3) COP_{onset} , time of initial backward displacement before T_0 ; and (4) $COP_{timetopeak}$, time to reach maximum displacement (B).

	Control group	CLBP group	p-value
Reaction time (s)	0.160 ± 0.031	0.177 ± 0.068	0.407
Peak velocity (m/s)	5.375 ± 1.44	4.709 ± 1.062	0.161
Acceleration time/movement duration	0.462 ± 0.095	0.460 ± 0.060	0.959
Time to peak velocity (s)	0.348 (0.295; 0.377)	0.315 (0.290; 0.353)	0.290
Movement duration (s)	0.669 ± 0.080	0.676 ± 0.092	0.815

Table 2. Comparison between kinematic parameters. Data expressed as mean ± SD if presented with a normal distribution, or median and percentiles if presented with nonparametric distribution.

Results

Kinematic characteristics. Table 2 summarizes the pointing task kinematic parameters. In this study, no statistical differences were observed between groups in terms of kinematic features.

Muscle latency. Figure 4 presents each muscle onset of a single trial of one control elderly participant and one CLBP elderly participant.

Proximal muscles (RF and ST) and the distal muscle (SOL) showed delayed onset in the CLBP group when compared with the control group (Fig. 5). The onset of APA activity was as follows: RF (control: -0.094 ± 0.017 s; CLBP: -0.026 ± 0.012 s, $t = 12$, $p < 0.0001$); ST (control: -0.093 ± 0.013 s; CLBP: -0.018 ± 0.019 s, $t = 12$, $p < 0.0001$); TA (control: -0.035 ± 0.009 s; CLBP: -0.025 ± 0.017 s, $t = 1.96$, $p = 0.059$); and SOL (control: -0.086 ± 0.018 s; CLBP: -0.029 ± 0.015 s, $t = 8.98$, $p < 0.0001$).

Displacements of COP. Figure 6 presents the anteroposterior COP displacement of a single trial of one control elderly participant and one CLBP elderly participant.

Figure 7 depicts the COP_{onset} (A), $COP_{timetopeak}$ (B), COP_{APA} (C), and COP_{disp} (D). The CLBP group showed delayed COP_{onset} (control: -0.035 ± 0.021 s; CLBP: -0.015 ± 0.009 , $t = 3$; $p = 0.003$) and a smaller COP_{APA} (control: 0.444 cm (0.187; 0.648); CLBP: 0.228 cm (0.096; 0.310), $U = 53$, $p = 0.012$) compared with the control group (Fig. 7A,C). Although both groups reached a similar COP_{disp} after perturbation [control: 0.849 cm (0.703; 1.418); CLBP: 1.013 cm (0.666; 1.162), $U = 105$, $p = 0.766$], the CLBP group required more time to reach it, presenting a higher $COP_{timetopeak}$ compared with the control group (control: 0.211 ± 0.047 , CLBP 0.296 ± 0.078 s, $t = 3.582$, $p = 0.0013$) (Fig. 7B,D).

Discussion

The study was conducted to investigate the effects of CLBP on APAs and CPAs in elderly people during a self-initiated perturbation paradigm. In general, our results demonstrated a delayed activation of the lower limb proximal muscles (RF and ST) and the distal muscle (SOL) in elderly patients with CLBP compared with the match-aged control elderly. During the APA phase, the COP displacement delayed and presented a smaller amplitude in the CLBP elderly. No differences were observed in the peak of COP displacement during the CPA period. However, the CLBP elderly required more time to reach it. Since a longer time for stabilizing posture is associated with poor postural control³² and impaired ability to recover postural stability throughout the movement (from

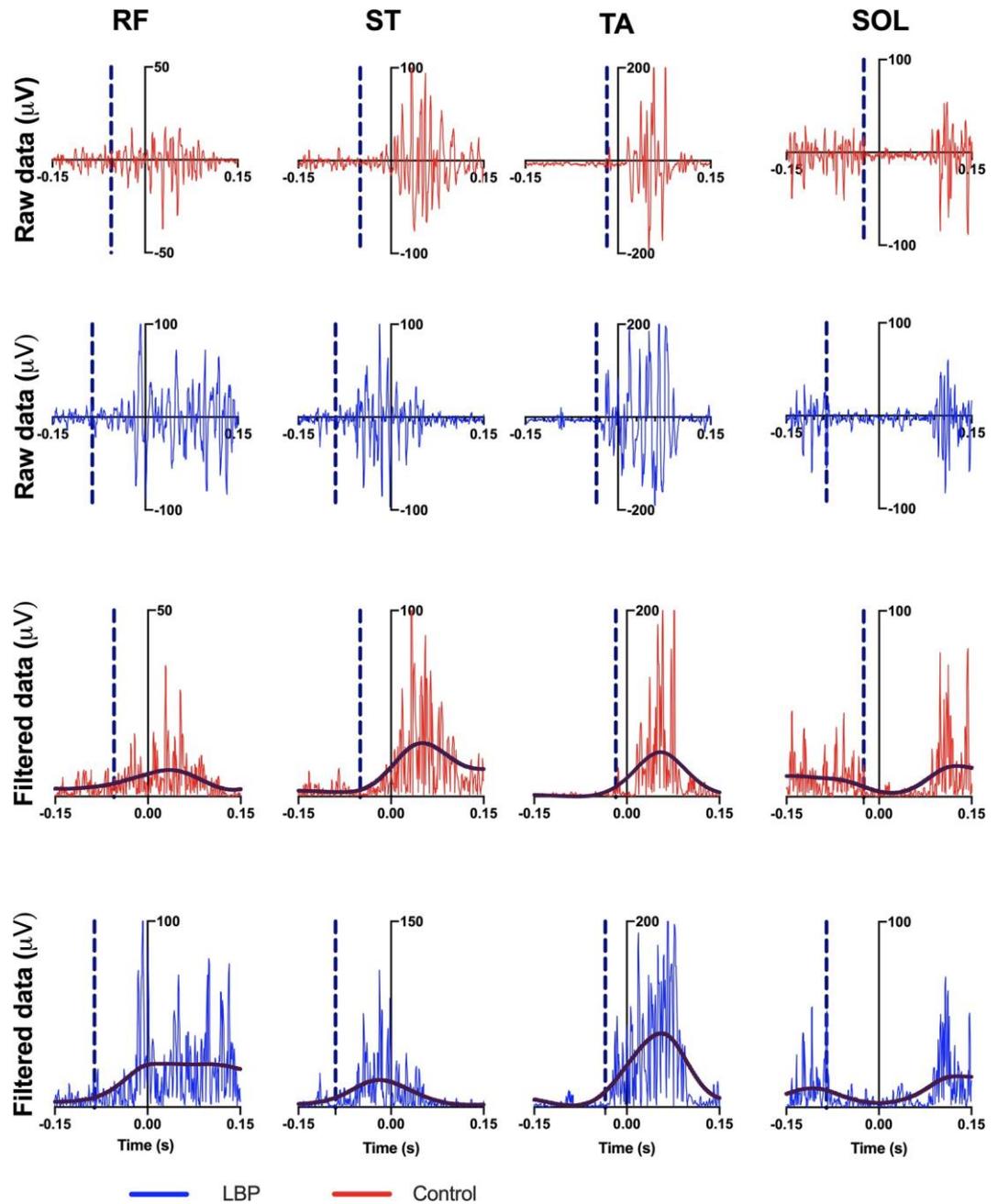


Figure 4. Raw and rectified 6 Hz low-pass filtered muscles activity of a typical participant of each group, recorded during one single trial. Vertical blue dashed line indicates muscles onset (t_0). Muscle abbreviations: *ST* semitendinosus, *RF* rectus femoris, *SOL* soleus, *TA* tibialis anterior. Control participants' anticipation compared with CLBP results.

the beginning through the end of one's arm movement)¹³, the CLBP elderly patients have exhibited less efficient anticipatory adjustments and greater difficulty in recovering postural control during the compensatory phase.

Kinematic characteristics. Both groups presented similar kinematic features, demonstrating that they fully performed the task similarly, i.e., with the same perturbation magnitude. Studies regarding the pointing task paradigm demonstrated that a person's postural adjustments depended on velocity: the higher the speed, the worse was the postural adjustments^{8,17}. The glenohumeral joint was subjected to opposing forces when the direction of shoulder motion was changed; acceleration and deceleration were involved when performing movement tasks. Accelerations caused by rotation forces in this joint resulted in multipoint reaction forces that may perturb other parts of an individual's body³³. Hence, kinematic characteristics, such as limb acceleration peak¹³, mean speed¹⁷, or velocity peak⁸ of one's upper limb are typically used to guarantee similar perturbation mag-

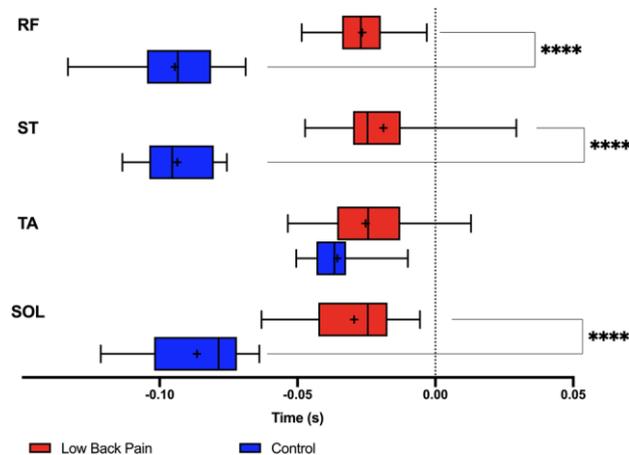


Figure 5. Muscle activity onsets for both control elderly and CLBP elderly participants. Muscle abbreviations: *RF* rectus femoris, *ST* semitendinosus, *SOL* soleus, *TA* tibialis anterior. Differences in latencies were significant when $p < 0.05$ (*). Data expressed by central line = median, box = 25 and 75 percentiles, and whiskers = min and max values (mean values inside box marked as X).

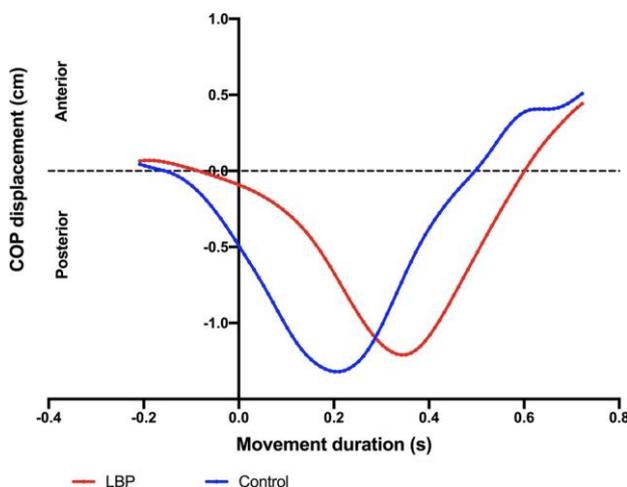


Figure 6. Anteroposterior COP displacement during arm movement of a typical participant recorded during one single trial. CLBP participants presented an earlier COP_{onset} , a higher amplitude in COP_{APA} , and less time to reach the maximum displacement after T_0 (lower $COP_{timetopeak}$). No differences was observed between groups in COP_{disp} .

nitudes. Furthermore, our results indicate that differences in postural adjustments between groups may have CLBP as a determining factor, rather than differences in the movement performed.

Altered muscular patterns in CLBP elderly. The results of the *ST*, *RF*, and *SOL* muscle onsets were consistent with our hypothesis, since the CLBP elderly patients presented delayed activation when compared with the control elderly participants. Some studies have previously reported delayed muscle activation related to CLBP during self-initiated perturbation in the upright posture; however, most of them primarily focused on young participants' trunk muscles^{6,18,19}. A recent meta-analysis revealed a significant and substantial heterogeneity in muscle onsets⁶, stating that the onset of anterior trunk muscles (i.e., transverse abdominis, internal oblique, external oblique, and rectus abdominis) was delayed in CLBP participants when compared with healthy controls, with an acceptable amount of heterogeneity. Meanwhile, studies concerning posterior trunk muscles (i.e., spinal erectors) were controversial. Some outcomes indicated delayed muscle onset¹⁸ in CLBP individuals, whereas others showed no difference between groups^{18,20,24,34}. Studies regarding lower limb muscles are scarce, thereby limiting the comparison of their results with ours. To our knowledge, only three related studies have been performed, among which one included the *TA*, *RF*, and *GAS*³⁵, whereas the others included the *ST*²³ and no *GAS*²⁵. Sadeghi et al.²⁵ discovered delayed activation of the trunk muscles in patients with CLBP; earlier activation of *GAS* was present in this group, and the authors speculated that CLBP patients adopted the ankle

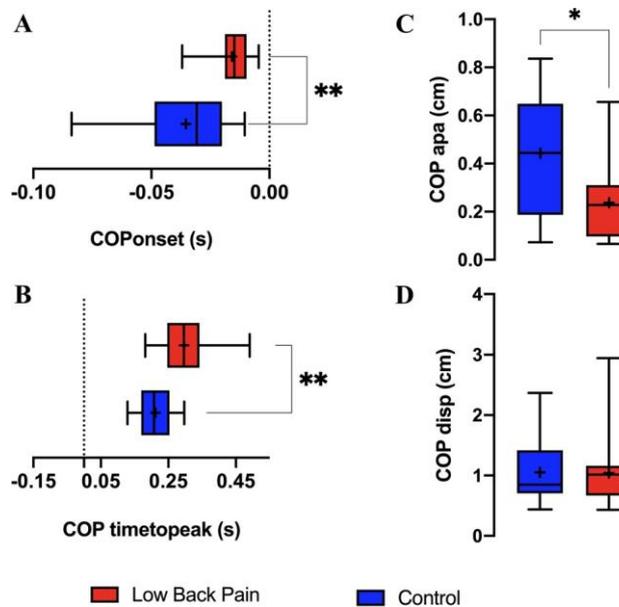


Figure 7. (A) COP_{onset} ; (B) $COP_{timetoppeak}$; (C) COP_{APA} , and (D) COP_{disp} . Differences were significant when $p < 0.05$ (*). Data expressed by central line = median, box = 25 and 75 percentiles, and whiskers = min and max values (mean values inside box marked as X).

strategy²² more frequently toward postural disturbance than healthy participants. Because that study included no other lower limb muscles, it was difficult to extend its results to ours.

Delayed muscle onset is also described in the literature as a dysfunctional joint strategy³⁵: delayed TA muscle activation in patients with nonspecific CLBP may occur when they perform challenging tasks, suggesting a dysfunctional ankle strategy in this population. Our results support this premise, since, in this study, the CLBP participants presented delayed SOL activation compared with the control participants.

Only one study²² investigated the differences between people with CLBP and healthy individuals with ST. Even though the results showed that the ST was delayed in CLBP participants, we cannot compare them with our ST findings because the authors did not investigate postural perturbation (i.e., the participants were performing a hip extension in prone).

In summary, our findings suggest that CLBP participants have altered feedforward motor control in the hip and ankle muscles, as demonstrated by delayed onsets of the ST, RF, and SOL. These findings are consistent with previously described strategies for young people with CLBP, such as decreased hip strategy³⁶, increased trunk co-contraction activity³⁷, and altered activation time of axial postural muscles^{6,18,24,34}.

Impaired COP control in CLBP elderly. Our COP results partially confirmed our hypothesis, as we observed delayed COP_{onset} and reduced COP_{APA} in CLBP elderly patients when compared with the control group. By analyzing the participants before performing the arm-moving task, we observed a backward displacement of COP in both groups. Rapid bilateral or unilateral upper limb flexion generated self-perturbation, in which a forward center of mass (COM) displacement resulted in a backward displacement of the COP³⁸. This occurred prior to perturbation and continued throughout the compensatory phase until postural control was recovered, as indicated in our results^{8,39}.

Previous studies used COP_{onset} and COP_{APA} to assess the quality of APAs; it was reported that the smaller the onset and amplitude of the COP, the less efficient was the preparation for the expected perturbation^{7,8}. Therefore, as hypothesized, the control group delivered more efficient APAs when compared with the CLBP elderly patients.

Contrary to the expected results, no differences were observed between groups in terms of the COP_{disp} after disturbance. However, the time required to reach it was higher in the CLBP elderly participants. The maximum displacement of COP after perturbation and the time to reach this peak guided the interpretations of compensatory adjustments after postural disturbance^{7,8,13,40}. In general, it has been reported that smaller COP excursions after perturbation characterize better postural recovery⁷. We anticipated this result from the control group instead of the CLBP group; however, the phenomenon did not occur. Some authors have demonstrated a similar or even lower maximum COP displacement in adults with CLBP when compared with healthy participants^{13,40,41}. According to them, in contrast to healthy individuals, CLBP participants may avoid activating muscles that are required to create specific body movements and forces. In fact, it indicates a constraint during the recovery period after voluntary arm movement to prevent falling. This results in a smaller COP excursion, decreasing the driving force to return to equilibrium⁴². This may explain why differences were not observed between both groups. Meanwhile, the time to reach the peak of COP displacement was significantly shorter in the control elderly group, indicating that the healthy elderly participants were able to recover their balance faster than those with CLBP.

This outcome is consistent with findings previously reported in adults with and without CLBP^{13,40}, as it is well known that increased time for postural stabilization is associated with poor postural control^{13,32,40}. Therefore, our COP results demonstrate a reduction in the quality of postural recovery in elderly individuals with CLBP.

Some theoretical models support our findings related to muscles and COP. First, patients with CLBP have an altered proprioception in their lumbar-pelvic region, which resulted in difficulties in the calculations of the initial or final positions of body segments or in reproducing a previously set position⁴³. Owing to the lack of feedback from their lumbar spine (i.e., the spine position was uncertain), CLBP patients presented ineffective control of their COM position to use the hip strategy in postural control (i.e., when lumbo-pelvic movement was involved). The hip strategy is complex and requires the interpretation of angle changes at the hip and spine to calculate the COM position⁴⁴. This may explain why the CLBP elderly individuals performed worse when using the hip strategy³⁶.

Altered postural muscle control was described in CLBP participants as a mechanism to minimize trunk motion and maintain protective stiffness to avoid pain or successive injuries^{43,45,46}. Moreover, the fear of falling, typically present in elderly people, may alter muscle control in a protective manner³². An altered timing of muscle activation and increased co-contraction in the axial muscles during body perturbation has been reported in individuals with CLBP^{25,34,37,45}. This increases spinal stiffness and reduces spinal movement^{47–49}.

Finally, when performing rapid voluntary arm movements, the CLBP elderly participants presented impaired APAs when compared with the control group. Delayed lower limb proximal and SOL muscles and COP onset highlighted this condition. In addition, their inability to achieve timely postural recovery (i.e., higher COP_{timetopeak}) reflected delayed postural control during the compensatory phase. Hence, elderly individuals with CLBP might encounter a higher risk of falling under situations that require rapid recovery. Clinical assessment for this population should account for postural stability during rehabilitation programs.

Data availability

Data available as “Supplementary files”.

Received: 5 June 2020; Accepted: 9 February 2021

Published online: 26 February 2021

References

- Airaksinen, O. *et al.* Chapter 4: European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur. Spine J.* **15** (2006).
- de Souza, I. M. B., Sakaguchi, T. F., Yuan, S. L. K., Matsutani, L. A., do Espírito-Santo, A. S., Pereira, C. A. B. & Marques, A. P. Prevalence of low back pain in the elderly population: A systematic review. *Clinics* **74**, e789. <https://doi.org/10.6061/clinics/2019/e789> (2019).
- Edmond, S. L. & Felson, D. T. Function and back symptoms in older adults. *J. Am. Geriatr. Soc.* **51**, 1702–1709 (2003).
- Cooper, J. K. & Kohlmann, T. Factors associated with health status of older Americans. *Age Ageing* **30**, 495–501 (2001).
- Hoy, D. *et al.* The global burden of low back pain: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann. Rheum. Dis.* **73**, 968–974 (2014).
- Knox, M. F., Chipchase, L. S., Schabrun, S. M., Romero, R. J. & Marshall, P. W. M. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: A systematic review and meta-analysis. *Spine J.* <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2018.06.008> (2018).
- Kanekar, N. & Aruin, A. S. The effect of aging on anticipatory postural control. *Exp. Brain Res.* <https://doi.org/10.1007/s00221-014-3822-3> (2014).
- Bleuse, S. *et al.* Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait Posture* **24**, 203–210 (2006).
- Santos, M. J., Kanekar, N. & Aruin, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **20**, 388–397 (2010).
- Santos, M. J., Kanekar, N. & Aruin, A. S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **20**, 398–405 (2010).
- Teyssedre, C., Lino, F., Zattara, M. & Bouisset, S. Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Exp. Brain Res.* **134**, 435–440 (2000).
- Massion, J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.* **38**, 35–56 (1992).
- Mok, N. W., Brauer, S. G. & Hodges, P. W. Postural recovery following voluntary arm movement is impaired in people with chronic low back pain. *Gait Posture* **34**, 97–102 (2011).
- Lee, Y. J., Chen, B. & Aruin, A. S. Older adults utilize less efficient postural control when performing pushing task. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **25**, 966–972 (2015).
- Skelton, D. A. & Beyer, N. Exercise and injury prevention in older people. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* **13**, 77–85 (2003).
- Kubicki, A., Fautrelle, L., Bourrelier, J., Rouaud, O. & Mourey, F. The early indicators of functional decrease in mild cognitive impairment. *Front. Aging Neurosci.* **8**, 1–11 (2016).
- Woolacott, M. H. & Manchester, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: Are changes in response characteristics due to changes in strategy? *J. Gerontol.* **48**, M64–70 (1993).
- Silfies, S. P., Mehta, R., Smith, S. S. & Karduna, A. R. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.10.033> (2009).
- Mehta, R., Cannella, M., Smith, S. & Silfies, S. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. *J. Mot. Behav.* **42**, 135–144 (2010).
- Akbari, M., Sarrafzadeh, J., Maroufi, N. & Haghani, H. Changes in postural and trunk muscles responses in patients with chronic nonspecific low back pain during sudden upper limb loading. *Med. J. Islam. Repub. Iran* **29**, 833–838 (2015).
- Mok, N. W., Brauer, S. G. & Hodges, P. W. Changes in lumbar movement in people with low back pain are related to compromised balance. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **36**, 45–52 (2011).
- Massé-Alarie, H., Beaulieu, L. D., Preuss, R. & Schneider, C. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait Posture* **41**, 440–447 (2015).
- Massé-Alarie, H., Beaulieu, L. D., Preuss, R. & Schneider, C. The side of chronic low back pain matters: Evidence from the primary motor cortex excitability and the postural adjustments of multifidi muscles. *Exp. Brain Res.* **235**, 647–659 (2017).
- Hedayati, R. *et al.* The study of the variability of anticipatory postural adjustments in patients with recurrent non-specific low back pain. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **27**, 33–40 (2014).

25. Sadeghi, M., Talebian, S., Olyaei, G. R. & Attarbashi Moghadam, B. Preparatory brain activity and anticipatory postural adjustments accompanied by externally cued weighted-rapid arm rise task in non-specific chronic low back pain patients and healthy subjects. *Springerplus* **5**(1), 674. <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2342-y> (2016).
26. Roach, K. E. *et al.* The sensitivity and specificity of pain response to activity and position in categorizing patients with low back pain. *Phys. Ther.* **77**, 730–738 (1997).
27. Ferreira-Valente, M. A., Pais-Ribeiro, J. L. & Jensen, M. P. Validity of four pain intensity rating scales. *Pain* **152**, 2399–2404 (2011).
28. Fairbank, J. C. T. & Pynsent, P. B. The Oswestry disability index. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. <https://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00017> (2000).
29. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **10**, 361–374 (2000).
30. Papaxanthis, C., Pozzo, T. & Schieppati, M. Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. *Exp. Brain Res.* **148**, 498–503 (2003).
31. Winter, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9) (1995).
32. Brauer, S. G., Woollacott, M. & Shumway-Cook, A. The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons. *J. Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **56**, M489–M496 (2001).
33. Matsui, K., Tachibana, T., Nobuhara, K. & Uchiyama, Y. Translational movement within the glenohumeral joint at different rotation velocities as seen by cine MRI. *J. Exp. Orthop.* <https://doi.org/10.1186/s40634-018-0124-x> (2018).
34. Jacobs, J. V., Henry, S. M. & Nagle, K. J. People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behav. Neurosci.* **123**, 455–458 (2009).
35. Hemmati, L., Pirooz, S. & Rojhani-Shirazi, Z. Effect of dual tasking on anticipatory and compensatory postural adjustments in response to external perturbations in individuals with nonspecific chronic low back pain: Electromyographic analysis. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **31**, 489–497 (2018).
36. Mok, N. W., Brauer, S. G. & Hodges, P. W. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **29**, E107–E112 (2004).
37. Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. & Patel, T. C. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **25**, 947–954 (2000).
38. Kennedy, A., Bugnariu, N., Guevel, A. & Sveistrup, H. Adaptation of the feedforward postural response to repeated continuous postural perturbations. *Neurosci. Med.* <https://doi.org/10.4236/nm.2013.41007> (2013).
39. Chiovetto, E., Berret, B. & Pozzo, T. Tri-dimensional and triphasic muscle organization of whole-body pointing movements. *Neuroscience* **170**, 1223–1238 (2010).
40. Etemadi, Y., Salavati, M., Arab, A. M. & Ghanavati, T. Balance recovery reactions in individuals with recurrent nonspecific low back pain: Effect of attention. *Gait Posture* **44**, 123–127 (2016).
41. Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L. & Bunn, J. Y. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clin. Biomech.* **21**, 881–892 (2006).
42. Corriveau, H., Heébert, R., Prince, F. & Rache, M. Postural control in the elderly: An analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **82**, 80–85 (2001).
43. Gill, K. P. & Callaghan, M. J. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine* **23**, 371–377 (1998).
44. Nashner, L. M., Shupert, C. L. & Horak, F. B. Head-trunk movement coordination in the standing posture. *Prog. Brain Res.* **76**, 243–251 (1988).
45. Van Dieën, J. H., Cholewicki, J. & Radebold, A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **28**, 834–841 (2003).
46. Brumagne, S., Cordo, P., Lysens, R., Verschuere, S. & Swinnen, S. The role of paraspinous muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **25**, 989–994 (2000).
47. Cholewicki, J., Panjabi, M. M. & Khachatryan, A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* **22**, 2207–2212 (1997).
48. Gardner-Morse, M. G. & Stokes, I. A. F. Trunk stiffness increases with steady-state effort. *J. Biomech.* **34**, 457–463 (2001).
49. Mok, N. W., Brauer, S. G. & Hodges, P. W. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. **32**(19), E537–E43. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31814541a2> (2007).

Acknowledgements

We thank Bruno Giovanni Afonso da Silva and Bruna Callegari for the development of Figure 1.

Author contributions

Conceived and designed the experiments: B.C., D.R.G. Performed the experiments: B.C., D.R.G., G.C.S.A., C.F.O.S., T.S.N. Analyzed the data: B.C., D.R.G., G.S.S., A.A.C.S. Contributed with materials and analysis tools: B.C., G.S.S., E.S.Y. Wrote the paper: D.R.G., A.K., B.C., E.S.Y. Approved the final version to be submitted: D.R.G., B.C., G.C.S.A., C.F.O.S., T.S.N., A.A.C.S., A.R.K., G.S.S., E.S.Y.

Funding

This research was supported by the following Grants: Pará Amazon Research Support Foundation (FAPESPA) Grant number #180/2012; and Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES)/COFECUB research Grant number #819-14. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript. Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ).

Competing interests

The authors declare no competing interests.

Additional information

Supplementary Information The online version contains supplementary material available at <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83837-2>.

Correspondence and requests for materials should be addressed to B.C.

Reprints and permissions information is available at www.nature.com/reprints.

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

© The Author(s) 2021