



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

CAMILA PEREIRA

**CONTROLE POSTURAL DE MULHERES IDOSAS NA VISÃO
DE DIFERENTES MÉTODOS DE ANÁLISE:
COGNIÇÃO, FATORES DETERMINANTES E DIFERENTES
INTERVENÇÕES COM EXERCÍCIOS FÍSICOS**

Londrina
2021

CAMILA PEREIRA

**CONTROLE POSTURAL DE MULHERES IDOSAS NA VISÃO
DE DIFERENTES MÉTODOS DE ANÁLISE:
COGNIÇÃO, FATORES DETERMINANTES E DIFERENTES
INTERVENÇÕES COM EXERCÍCIOS FÍSICOS**

Tese de Doutorado apresentado à UEL, como requisito para a obtenção do título de Doutora em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Denilson de Castro Teixeira.

Co-orientador: Prof. Dr. Rubens Alexandre da Silva Júnior.

Londrina
2021

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

P436c Pereira, Camila.

Controle postural de mulheres idosas na visão de diferentes métodos de análise : cognição, fatores determinantes e diferentes intervenções com exercícios físicos / Camila Pereira. - Londrina, 2021.
160 f. : il.

Orientador: Denilson de Castro Teixeira.

Coorientador: Rubens Alexandre da Silva Junior.

Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2021.

Inclui bibliografia.

1. Exercícios físicos para mulheres idosas - Tese. 2. Postura humana - Tese. 3. Envelhecimento - Tese. 4. Cognição - Tese. I. Teixeira, Denilson de Castro. II. Silva Junior, Rubens Alexandre da. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

CDU 796

CAMILA PEREIRA

**CONTROLE POSTURAL DE MULHERES IDOSAS NA VISÃO
DE DIFERENTES MÉTODOS DE ANÁLISE:
COGNIÇÃO, FATORES DETERMINANTES E DIFERENTES
INTERVENÇÕES COM EXERCÍCIOS FÍSICOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Educação Física da Universidade Estadual de Londrina - UEL, como requisito parcial para a obtenção do título de DOUTORA em Educação Física.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Denilson de Castro
Teixeira
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Cesar Ferreira Amorim
Universidade Cidade de São Paulo - UNICID

Prof^a. Dra. Vanessa Suziane Probst
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof^a. Dra. Luciana Lozza de Moraes Marchiori
Universidade CESUMAR - UNICESUMAR

Londrina, 22 de abril de 2021.

Dedico este trabalho aos meus pais, por toda a dedicação, carinho, apoio e amor incondicional por mim ao longo de toda a minha vida e ao longo da minha trajetória acadêmica, especialmente nesse processo de doutorado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por todo amor e por tudo o que tem feito por mim em toda a minha vida, por cada detalhe que tem se preocupado comigo e por ter me dado a vida e me proporcionado tantas coisas, especialmente fazer parte desse processo de doutoramento, pois sem Ele eu jamais conseguiria.

Agradeço ao meu querido orientador, Prof. Denilson de Castro Teixeira, o qual me ensinou e me ajudou muito nesse processo. Agradeço por toda a paciência comigo, e olha que foi muita paciência! Agradeço por ter compreendido todos os processos pelos quais passei durante esse tempo de doutorado. Sem ele não seria possível a realização desse trabalho e concretização desse sonho. Agradeço e reconheço todo o esforço, atenção não só comigo, mas com todos os seus alunos, pois ele não se tornou apenas um orientador, mas um amigo. Para mim ele é um exemplo de orientador.

Agradeço ao meu Co-orientador, Prof. Rubens Alexandre da Silva Júnior, por ter me apresentado essa temática de controle postural, que tanto gosto, e por ter me ensinado tanto.

Agradeço também, a todos os professores desse programa de pós-graduação, aos professores membros da banca, Prof. Felipe Arruda Moura, Prof. Cesar Ferreira Amorim, Profa. Vanessa Suziane Probst e Profa. Luciana Lozza de Moraes Marchiori que contribuíram tanto com o aperfeiçoamento desse trabalho. Obrigada por serem tão gentis e mansos ao falar, vocês também são exemplos para mim.

Agradeço aos integrantes e amigos do grupo de estudo GEPEHAF, aos que ajudaram de forma direta ou indireta na elaboração desse projeto. Agradeço em especial aos meus queridos amigos, e o doutorado me proporcionou muito deles, a Bruna Prado Gomes, Fabiana Cristina Scherer, Anderson da Silva Honorato, Renata Pires Tricânico Maciel e Walter Sepúlveda Loyola, os quais estiveram juntos em todo esse projeto de doutorado. Agradeço por terem “segurado as pontas” nos meses em que fiquei na Austrália no processo de Doutorado Sanduíche. Agradeço aos alunos que contribuíram nas intervenções, especialmente ao Richard e a Mayara.

Agradeço a minha amiga, que não é do grupo, mas me ajudou e me incentivou em todos esses anos de doutorado, a Géssika Castilho dos Santos.

Agradeço a todos os idosos que participaram desse projeto, eles foram essenciais para execução do projeto. Além disso, sempre tiveram uma palavra de apoio e incentivo para todos nós nesse processo.

Agradeço a minha linda família, meu pai Clemente Aparecido Pereira, a minha mãe Vera E. Morette Pereira e a minha irmã Ana Paula Ap. Pereira. Obrigada por tudo, obrigada pela paciência, atenção e cuidado comigo. Obrigada por se orgulhar de mim, amo vocês imensamente!

Agradeço ao meu namorado Luan Vinícius Bernardelli por ter me apoiado desde o momento em que fiz a minha inscrição para o processo de doutorado, até agora. Obrigada por ter tido paciência e por sonhar junto comigo.

Agradeço aos meus pastores, a todos os outros meus amigos, sei que todos oraram por mim para a conclusão do meu doutorado. Agradeço também aos profissionais da saúde que tem me ajudado em minha saúde mental nesse processo, pois isso é muito importante!

Enfim, agradeço a todos que fizeram parte desse processo, todos foram muito importantes para mim. “Vocês são belezinhas!”

À Universidade Estadual de Londrina (UEL), ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física (UEL/UEM), ao corpo docente e funcionários da Instituição, pelos ensinamentos e apoio.

Ao Ministério da Educação e da Cultura pelo aporte financeiro para a realização do projeto, e também à Capes, pela concessão de bolsa de estudos.

Obrigada a todos. Deus abençoe vocês!

“E sabemos que todas as coisas contribuem juntamente para o bem daqueles que amam a Deus, daqueles que são chamados segundo o seu propósito.”

(Romanos 8:28)

PEREIRA, Camila. **Controle postural de mulheres idosas na visão de diferentes métodos de análise:** cognição, fatores determinantes e diferentes intervenções com exercícios físicos. 2021. 166 f. Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2021.

RESUMO

Introdução: Alterações decorrentes do envelhecimento humano podem acarretar inúmeros comprometimentos na funcionalidade da pessoa idosa, dentre eles o controle postural (CP), que é essencial para a realização das tarefas diárias e prevenção de quedas. **Objetivo:** Analisar o CP de idosas por meio dos métodos de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência, em várias condições de equilíbrio, 1) comparando o CP em idosas com diferentes estados cognitivos, 2) analisando quais fatores podem atuar como determinantes do CP, e 3) verificando os efeitos das intervenções Dança de Salão (DS), Pilates Solo (PS) e Treinamento Aeróbico na esteira (TA) no CP. **Métodos:** 129 idosas, foram avaliadas em relação ao CP, por meio de uma plataforma de força em cinco condições de equilíbrio: bipodal com olhos abertos (BIOA), bipodal com olhos fechados (BIOF), unipodal (UNIP), bipodal sobre espuma (BIES) e bipodal com realidade virtual (BIRV). A análise dos dados da plataforma foi feita pelo método de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência (frequência baixa, média e alta). Foram avaliados ainda, o estado cognitivo das idosas pelo MoCA (Montreal Cognitive Assessment), o estado de saúde, *status* de fragilidade, depressão, a composição corporal, a força de pressão manual e de flexão e extensão de joelhos por dinamômetros, as vitaminas D e B12, e a função física pelo *Short Physical Performance Battery*. As idosas foram alocadas em um dos grupos de intervenção e submetidas à 36 sessões de treinamento durante 12 semanas. **Resultados:** Na análise no domínio do tempo do CP, idosas com melhor cognição apresentaram menores resultados ($p < 0.05$) nas variáveis de CP que idosas com comprometimento cognitivo, nas condições BIOA, BIES, BIOF e BIRV. Já nos resultados no domínio do tempo-frequência, não foram observadas diferenças significativas ($p > 0.05$) em nenhuma das variáveis e condições testadas. Observou-se também, que variáveis, principalmente a idade, índice de massa corporal, MoCA, depressão, massa magra e força muscular, quando combinadas, conseguem explicar o equilíbrio postural em grande porcentagem. A intervenção DS reduziu os valores das variáveis de CP nas idosas pelo método de análise no domínio do tempo ($p < 0.05$) e apresentou menores valores que os outros grupos em todas as condições testadas. Já o grupo PS mostrou um aumento nas variáveis de CP nas condições BIOA e UNIP. Em relação ao método no domínio do tempo-frequência foi observado que na condição BIOA o grupo de TA apresentou melhoras pós intervenção. Na condição BIOF tanto o grupo TA quanto o DS apresentaram melhora pós intervenção, e o grupo DS apresentou melhores resultados em relação aos outros grupos tanto na condição BIOF como na posição UNIP. **Conclusão:** As idosas com melhor cognição apresentaram melhor CP que as outras idosas pelo método de análise no domínio do tempo, mas essas diferenças não foram percebidas pelo método no domínio do tempo-frequência. A idade, a composição corporal, a cognição e a força muscular, foram as principais preditoras do CP. Além disso, a intervenção com DS melhorou o CP de idosas, bem

como se destacou entre as outras intervenções.

Palavras-chave: controle postural; envelhecimento; cognição; exercício físico para idoso.

PEREIRA, Camila. **Postural control of elderly women in view of different methods of analysis:** cognition, determining factors and different interventions with physical exercises. 2021. 166 p. Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2021.

ABSTRACT

Introduction: Changes resulting from human aging can lead to numerous impairments in the functionality of the elderly, including postural control (CP), which is essential for carrying out daily tasks and preventing falls. **Objective:** To analyze the CP of elderly women through the methods of analysis in the time domain and in the time-frequency domain, in various equilibrium conditions, 1) comparing the CP in elderly women with different cognitive states, 2) analyzing which factors can act as determinants of CP, and 3) verifying the effects of interventions Ballroom Dancing (DS), Pilates Solo (PS) and Aerobic Training on the treadmill (TA) in CP. **Methods:** 129 elderly women were evaluated in relation to CP, using a force platform in five conditions: bipedal with eyes open (BIOA), bipedal with eyes closed (BIOF), unipodal (UNIP), bipedal on foam (BIES) and bipedal with virtual reality (BIRV). The analysis of the platform data was made by the method of analysis in the time domain and in the time-frequency domain (low, medium and high frequency). Cognitive status of the elderly women was also assessed by the MoCA (Montreal Cognitive Assessment), their health status, fragility status, depression, body composition, manual pressure and flexion strength and knee extension by dynamometers, vitamins D and B12, and physical function by the Short Physical Performance Battery. The elderly women were allocated to one of the intervention groups and submitted to 36 training sessions for 12 weeks. **Results:** In the analysis in the CP time domain, elderly women with better cognition showed lower results ($p < 0.05$) in the CP variables than elderly women with cognitive impairment, under the conditions BIOA, BIES, BIOF and BIRV. In the results in the time-frequency domain, no significant differences were observed ($p > 0.05$) in any of the variables and conditions tested. It was also observed that variables, mainly age, body mass index, MoCA, depression, lean mass and muscle strength, when combined, can explain the postural balance in a large percentage. The DS intervention reduced the values of the CP variables in the elderly women by the method of analysis in the time domain ($p < 0.05$) and showed lower values than the other groups in all conditions tested. The PS group, on the other hand, showed an increase in the CP variables under the BIOA and UNIP conditions. Regarding the method in the time-frequency domain, it was observed that in the BIOA condition, the TA group showed improvements after the intervention. In the BIOF condition, both the TA and DS groups showed improvement after the intervention, and the DS group showed better results in relation to the other groups both in the BIOF condition and in the UNIP position. **Conclusion:** The elderly women with better cognition had better PC than the other elderly women by the method of analysis in the time domain, but these differences were not perceived by the method in the time-frequency domain. Age, body composition, cognition and muscle strength were the main predictors of CP. In addition, the intervention with SD improved the CP of elderly women, as well as standing out among other interventions.

Key-words: postural balance; cognition; aging; exercise.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

MÉTODOS GERAIS

Figura 1 – Fluxograma das etapas do estudo	31
Figura 2 – Fluxograma da elegibilidade da amostra.....	33
Figura 3 – Poder amostral.....	34
Figura 4 – Ilustração do teste de agilidade e equilíbrio dinâmico	39

ARTIGO 2

Figura 1 – Análises de mediação multimodal	97
---	----

ARTIGO 3

Figura 1 – Fluxograma da elegibilidade da amostra.....	110
---	-----

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Sistema de Equilíbrio Postural: subsistemas, funções e efeitos mais importantes do envelhecimento.....	23
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABEP	Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa
A-COP	Área de Oscilação do Centro de Pressão
AP	Ântero-posterior
AVD	Atividades de Vida Diária
<i>B</i>	Coeficiente Beta não Padronizado
BIOA	Bipodal com Olhos Abertos
BIOF	Bipodal com Olhos Fechados
UNIP	Unipodal
BIES	Bipodal sobre uma Espuma
BIRV	Bipodal com Realidade Virtual
CCL	Comprometimento Cognitivo Leve
CCM	Comprometimento Cognitivo Moderado
CEFE	Centro de Educação Física e Esporte
CEPPOS	Centro de Pesquisa e Pós Graduação em Ciências da Saúde
CM ²	Centímetros Quadrado
CN	Cognição Normal
COG	Centro de Gravidade
COM	Centro de Oscilação de Massa
COP	Centro de Pressão
DEXA	Dual-energy X-ray Absorptiometry
DP	Desvio Parão
DS	Dança de Salão
EFS	Edmonton Frail Scale
EGD-15	Escala de Depressão Geriátrica com 15 itens
FES-I	Falls Efficacy Scale Internacional
HZ	Hertz
IC 95%	Intervalo de Confiança de 95%
ICC	Coeficiente de Correlação Intraclasse
IMC	Índice de Massa Corporal
IQ	Intervalo Interquartil
Kg	Quilograma

MEEM	Mini Exame do Estado Mental
ML	Médio-lateral
MoCA	Montreal Cognitive Assessment
PK TOQ	Pico de Torque
PROEXT	Programa de Apoio à Extensão Universitária do Ministério da Educação
PS	Pilates Solo
R	Coeficiente de Correlação
R ²	Coeficiente de Determinação
RV	Realidade Virtual
SE	Erro Padrão
SEM	Coeficiente de Correlação Intraclasse
SNC	Sistema Nervoso Central
SPPB	Short Physical Performance Battery
<i>t</i>	Distribuição <i>t</i> de Student
TA	Treinamento Aeróbico
TW	Total Work/Trabalho Total
UEL	Universidade Estadual de Londrina
VEL	Velocidade de Oscilação do Centro de Pressão
β	Coeficiente Beta Padronizado
\bar{x}	Média

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	OBJETIVOS.....	15
1.1.1	Objetivo Geral	15
1.1.2	Objetivos Específicos	16
1.2	HIPÓTESES	16
2	REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1	CONTROLE POSTURAL	18
2.2	EQUILÍBRIO POSTURAL.....	20
2.3	EQUILÍBRIO POSTURAL EM IDOSOS	22
2.4	FORMAS DE AVALIAÇÃO E ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL.....	27
2.5	EFEITOS DE EXERCÍCIOS FÍSICOS NO CONTROLE POSTURAL	29
3	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	31
3.1	DELINEAMENTO DO ESTUDO	31
3.2	PARTICIPANTES	32
3.3	INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS	35
3.3.1	Informações Sociodemográficas	35
3.3.2	Indicadores de Saúde	36
3.3.3	Avaliação Cognitiva.....	38
3.3.4	Avaliação da Aptidão Física e Funcional.....	39
3.3.5	Composição Corporal.....	40
3.3.5	Controle Postural.....	41
3.3.6	Testes de Força Muscular	44
3.3.7	Variáveis Bioquímicas	45
3.4	INTERVENÇÕES – ESTUDO 3	46
3.4.1	Modalidades de Exercícios.....	47
3.4.1.1	Pilates solo	48
3.4.1.2	Dança de salão	48
3.4.1.3	Treinamento aeróbico	49
3.4.2	Análises Estatísticas	49

4	RESULTADOS.....	52
	ARTIGO 1	52
	ARTIGO 2	79
	ARTIGO 3	102
	LISTA DE REFERÊNCIAS	132
	APÊNDICES	140
	APÊNDICE A.....	140
	APÊNDICE B.....	143
	ANEXOS	147
	ANEXO A	147
	ANEXO B	149
	ANEXO C	150
	ANEXO D	153
	ANEXO E	155
	ANEXO F.....	156
	ANEXO G	157
	ANEXO H	158
	ANEXO I.....	159

1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento humano é um processo em que mudanças estruturais e funcionais se acumulam em um organismo como resultado da passagem do tempo (LORD; DELBAERE; STURNIEKS, 2018; SPIRDUSO, 2005). Essas alterações são caracterizadas pela redução da capacidade de reserva fisiológica que se manifesta após o auge do desenvolvimento físico e o pico da fertilidade do organismo (FECHINE; TROMPIERI, 2012; MATSUDO; MATSUDO; DE BARROS NETO, 2000; RUGHWANI, 2011). Esse declínio que se inicia sutilmente, devido ao seu efeito acumulativo, vai gradativamente desencadeando alterações mais importantes até levar à morte (NATURE, 2019; SPIRDUSO, 2005). É importante destacar, que o processo de envelhecimento, ocorre com o inexorável passar do tempo, entretanto, poucas pessoas de fato morrem por causa da idade (LUU; PALCZEWSKI, 2018; SPIRDUSO, 2005). A maioria morre porque o corpo perde a capacidade de suportar os fatores de estresse, físicos ou ambientais (LUU; PALCZEWSKI, 2018; SPIRDUSO, 2005).

O processo de envelhecimento é permeado por alterações fisiológicas, que por sua vez, trazem uma série de implicações físicas, cognitivas, funcionais e comportamentais (DEMNITZ *et al.*, 2017; LORD; DELBAERE; STURNIEKS, 2018). As principais estão associadas às alterações na composição corporal, com reduções da massa e força muscular, da densidade mineral óssea e aumento da gordura corporal, redução da função cardiovascular e respiratória e dos sistemas neurológico e imunológico (FECHINE; TROMPIERI, 2012; MATSUDO; MATSUDO; DE BARROS NETO, 2000; RUGHWANI, 2011). Essas mudanças trazem comprometimentos ao organismo, como a vulnerabilidade a doenças, comorbidades associadas, reduções da aptidão física e funcional, do desempenho cognitivo, da capacidade funcional e aumento do risco de quedas (CRUZ-JIMENEZ, 2017; FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006; VAN DIENN; PIJNAPPLES, 2017).

As quedas se configuram como um dos episódios mais impactantes no envelhecimento, pois, podem modificar bruscamente a saúde e a condição funcional do idoso (CDC, 2015; VIEIRA *et al.*, 2019). As quedas atingem em torno de 30% a 40% da população idosa, sendo uma das principais causas de incapacidade

e limitação funcional (VIEIRA *et al.*, 2019, WHO, 2018) e a segunda principal causa de mortes acidentais em idosos em todo o mundo (WHO, 2018). A condição funcional e o risco de quedas estão diretamente relacionados ao desempenho de equilíbrio dos idosos (HORAK, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2018). Com o envelhecimento, essa condição se torna vulnerável a depender de diversos fatores que sofrem declínio com esse processo e que estão intimamente relacionados com o equilíbrio postural. A manutenção do equilíbrio postural envolve muitos sistemas fisiológicos, como por exemplo e de forma simples, podem ser citados o sistema neural e o sistema musculoesquelético. Fazendo parte do sistema neural estão a função cognitiva e o sistema sensorial, o qual é composto pelos sistemas visual, vestibular e somatossensorial. Já o sistema cognitivo, em uma abordagem global, está relacionado com o sistema de processamento, como atenção, capacidade de memória de trabalho, mecanismos de inibição e velocidade de processamento (BOREL; ALESCIO-LAUTIER, 2014).

Muitos recursos cognitivos são necessários no controle postural, mesmo na posição parada, é necessário o processamento cognitivo, como pode ser visto no tempo de reação das pessoas em pé, em comparação com as das pessoas sentadas com apoio. Quanto mais difícil a tarefa postural, mais processamento cognitivo é necessário (HORAK, 2006). Esses sistemas atuam de forma integrada a fim de manter o estado de equilíbrio postural, dessa forma, qualquer dano em algum desses sistemas resultará em comprometimentos no estado de equilíbrio (FERREIRA, 2005; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 2003). Com o envelhecimento, todos esses sistemas citados sofrem alterações, sendo inevitável a relação do envelhecimento com déficits do equilíbrio postural (DA SILVA *et al.*, 2013).

Nesse sentido, faz-se necessário investigar aspectos que são determinantes no equilíbrio postural de idosos. O equilíbrio apresenta grande relevância por sofrer os efeitos do processo de envelhecimento, por apresentar forte associação com as quedas (HORAK, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2018; PIIRTOLA; ERA, 2006) e ser requerido constantemente na realização das atividades cotidianas (VERMEULEN *et al.*, 2011). Partindo desse pressuposto, a compreensão do equilíbrio postural e dos fatores relacionados a ele, ainda precisam ser explorados em idosos, visto que, ainda existem questões que precisam ser elucidadas e/ou confirmadas, como por exemplo a sua associação com o desempenho cognitivo, as

influências de fatores potencialmente associados e efeitos de diferentes modalidades de intervenções de exercício físico.

Alguns estudos têm explorado o impacto do comprometimento cognitivo no equilíbrio postural, no entanto os estudos vistos até o momento não chegaram em consensos sobre esses aspectos (CARVALHO *et al.*, 2018; SZCZEPANSKA-GIERACHA *et al.*, 2016). Além disso, os estudos presentes na literatura avaliaram o comprometimento cognitivo por meio do questionário de avaliação cognitiva Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (CARVALHO *et al.*, 2018; SZCZEPANSKA-GIERACHA *et al.*, 2016), e alguns utilizaram testes funcionais como forma de avaliação do equilíbrio postural (AL-MOMANI *et al.*, 2016; KATO-NARITA; NITRINI; RADANOVIC, 2011). No entanto, a literatura tem mostrado que o instrumento de avaliação *Montreal CognitiveAssesement* (MoCA), tem sido melhor no rastreo do comprometimento cognitivo em idosos (LARNER, 2014; MEMÓRIA *et al.*, 2013; NASREDDINE *et al.*, 2005). Porém, ainda não é notório se idosos com comprometimentos cognitivos, rastreados por meio do MoCA, apresentam diferenças no equilíbrio postural, quando avaliados por uma plataforma de força. Dessa forma, pesquisas nessa vertente são importantes para maior compreensão dessa relação da cognição com o equilíbrio postural em idosos. Do mesmo modo, a literatura ainda carece de pesquisas relacionadas não só com a cognição, mas com outros fatores que podem ser determinantes para o equilíbrio postural de idosos.

Embora alguns estudos apontem efeitos positivos de intervenções com exercícios físicos sobre o equilíbrio postural, ainda há necessidade de se conhecer melhor os efeitos de diferentes e/ou outras modalidades sobre essa variável, para que as intervenções atendam melhor às necessidades dos idosos. Um estudo de revisão sistemática recente (THOMAS *et al.*, 2019)apontouque os programas de exercícios analisados, dentre eles, exercícios resistidos e aeróbicos, treinamento de equilíbrio, treinamento com T-bow © e wobble board, treinamento aeróbico com step e de estabilidade com bola, atividade física adaptada e treinamento com o Wii Fit, melhoraram o equilíbrio postural de idosos, entretando não utilizaram um equipamento padrão ouro, como a plataforma de força, que consegue avaliar o efeito direto do equilíbrio postural. Em um outro estudo (LOW; WALSH; ARKESTEIJN, 2017), o qual avaliou o equilíbrio postural de forma direta, pela plataforma de força, para verificar o efeitos de exercícios sobre o CP, apontou que apenas exercícios específicos de equilíbrio são capazes de modificar as

variáveis de CP. No entanto, esse estudo usou apenas um método de análise do CP, o método de análise no domínio do tempo, o que deixa ainda uma incógnita na literatura sobre os efeitos mais completos de programas de intervenção sobre o CP. Além do mais, alguns programas como a dança de salão, Pilates no solo, bem como treinamento aeróbico com intensidade auto-selecionada, analisados em nosso estudo, não foram abordados nessas revisões, o que indica que evidências a respeito dos efeitos de intervenções sobre o CP ainda são insuficientes.

As modalidades de exercícios analisadas nesse estudo, dança de salão (DS), Pilates solo (PS) e treinamento aeróbico (TA) foram elencadas, considerando a sua viabilidade para serem aplicadas em grupos comunitários e por apresentarem características distintas que precisam ser comparadas a fim de conhecer a sua eficácia no equilíbrio: a DS trabalha com o ritmo, a dupla tarefa motora e cognitiva e mais fortemente com aspectos relacionados à socialização (BORGES *et al.*, 2012, 2018; MENG, 2019), o PS prioriza a concentração, respiração e consciência corporal (BIRD; HILL; FELL, 2012; DE OLIVEIRA FRANCISCO; DE ALMEIDA; GORGES, 2015; DE OLIVEIRA; DE OLIVEIRA, DE ALMEIDA, 2019) e o TA com caminhada em esteira com intensidade auto-selecionada, se constitui em uma atividade cíclica e de fácil execução (RODRIGUES-KRAUSE, *et al.*, 2018; VAN OOIJEN *et al.*, 2016), o que a diferencia das outras intervenções, e se aproxima muito das sessões de caminhadas praticadas de forma autônoma por idosos fisicamente independentes.

Além dos aspectos mencionados, a forma de análise dos dados do CP, avaliados na plataforma de força, intervêm na interpretação dos resultados. O método mais utilizado atualmente é o padrão, ou o método linear, no entanto, alguns autores apontam que um aumento nos valores lineares nem sempre sugere um desequilíbrio, mas pode refletir uma estratégia de alguns indivíduos para explorar sua base de apoio (BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). Nesse sentido, outra forma de análise, a não-linear, pelo método específico no domínio do tempo-frequência, pode ajudar a compreender melhor os resultados, pois além de apontar em qual frequência (baixa, média ou alta) os indivíduos permanecem mais, é possível inferir qual sistema ou sistemas estão contribuindo de forma mais efetiva para o controle postural do indivíduo (FOISY *et al.*, 2015; PAILLARD, NOÉ, 2015; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). É importante ressaltar que as informações sobre o CP de

idosos avaliados pelos dois métodos de análise ainda é incipiente, sobretudo quando submetidos à diversas tarefas de equilíbrio postural.

Com base nas considerações apresentadas, este estudo se propõe a investigar três contextos que envolvem o CP em idosos em diferentes métodos de análise: 1) a relação com o desempenho cognitivo, 2) a identificação de fatores determinantes em diversas condições de equilíbrio e 3) os efeitos de diferentes modalidades de exercícios físicos sobre o CP, analisados por dois métodos. Acreditamos que o conjunto desses estudos poderão contribuir com novas informações, como a) se há diferenças entre oCP de mulheres idosas fisicamente independentes com diferentes desempenho cognitivos avaliado pelo *MoCA-Montreal Cognitive Assessment*, uns dos mais importantes instrumentos de rastreio da função cognitiva de idosos, b) quais variáveis são as principais determinantes do CP em mulheres idosas em diversas condições de equilíbrio, inclusive utilizando a realidade virtual, com a simulação de uma atividade cotidiana, c) quais das três modalidades de exercícios físicos trabalhadas trazem maiores contribuições para o CP dessas mulheres e d) quais os resultados referentes ao CP, nas condições citadas acima, analisados pelos métodos de análise no domínio do tempo e por bandas de frequência. Além de contribuir para o corpo de informações científicas para essa área, esse estudo trará também informações que poderão ser aplicadas à prática clínica, como na tomada de decisão nos trabalhos que visem melhorar o CP de idosos.

A tese apresentada foi desenvolvida mediante o modelo alternativo ou escandinavo a qual é composta, por uma introdução expandida com revisão de literatura, metodologia geral e por três artigos científicos originais com temas inter-relacionados.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Analisar o controle postural de mulheres idosas fisicamente independentes pelos métodos de análise no domínio do tempo e no domínio de tempo-frequência, sob diferentes estados cognitivos, bem com os fatores

determinantes do controle postural e o seu comportamento mediante o efeito de diferentes tipos de intervenções com exercícios físicos.

1.1.2 Objetivos Específicos

Artigo 1

Comparar o controle postural de mulheres idosas fisicamente independentes com diferentes níveis de cognição, pelos métodos de análise no domínio do tempo e de análise no domínio do tempo-frequência, em cinco tarefas de equilíbrio postural.

Artigo 2

Identificar possíveis determinantes bioquímicos, de composição corporal, de índice de saúde e força muscular no controle postural de mulheres idosas fisicamente independentes.

Artigo 3

Avaliar o efeito das intervenções de Pilates solo (PS), dança de salão (DS) e treinamento aeróbico (TA) sobre o controle postural de mulheres idosas em três condições de equilíbrio postural, analisadas pelos métodos de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência.

1.2 HIPÓTESES

Com base no referencial teórico levantado e as propostas dos três estudos desenvolvidos, esta tese possui três hipóteses:

1- O controle postural apresentará um comportamento diferente entre mulheres idosas com diferentes níveis de cognição (normal, comprometimento

leve e comprometimento moderado), classificadas pelo MoCA (*Montreal Cognitive Assessment*) e que essas diferenças se manterão nas tarefas de equilíbrio avaliadas, tanto no método de análise no domínio do tempo no domínio do tempo-frequência.

2- Que os fatores idade, variáveis antropométricas e de aptidão física e funcional serão os principais determinantes e mediadores do controle postural em todas as tarefas de equilíbrio avaliadas.

3- Os três tipos de intervenções (PS, DS e TA) trarão efeitos positivos no controle postural das idosas participantes do estudo em todas as tarefas de equilíbrio, tanto nas análises no domínio do tempo como pelo domínio do tempo-frequência.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONTROLE POSTURAL

A literatura é enfática ao afirmar que com o processo de envelhecimento ocorrem alterações no controle postural (CP) (CAVALHEIRO *et al.*, 2009). Isso é evidenciado em estudos que comparam o CP de jovens com idosos, ou até mesmo, entre indivíduos com diferentes faixas etárias (PARREIRA *et al.*, 2013). Desse modo, as alterações no CP podem trazer consequências indesejadas ao indivíduo idoso, como desequilíbrios posturais, vulnerabilidade às quedas, lesões e prejuízos à capacidade funcional (CDC, 2015; VIEIRA *et al.*, 2019).

Quando se fala em equilíbrio postural, é importante entender o sistema de CP, o qual é um pré-requisito para manter uma infinidade de posturas e atividades, e é o responsável por programar ou restaurar um estado de equilíbrio (DA SILVA *et al.*, 2017; POLLOCK *et al.*, 2000).

O CP faz parte do sistema de controle motor humano, produzindo estabilidade e condições para o movimento (CUPPS, 1997), e é considerado como uma habilidade motora complexa, derivada da interação de múltiplos processos sensório-motores, ou seja, requer uma interação completa entre o sistema neural e musculoesquelético (FERREIRA, 2005; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOT, 2000).

Dentre os componentes neurais estão o processamento motor, processamento sensorial, representação interna e altos níveis de processamento essenciais para os aspectos adaptativos e antecipatórios do CP. Os altos níveis de processamento neural se referem às influências cognitivas no CP como atenção e motivação, e não ao controle consciente propriamente dito. O sistema de CP integra as informações dos múltiplos sistemas sensoriais incluindo o visual, somatossensorial e vestibular para orientar e alinhar a posição entre os segmentos do corpo e a sua localização em relação ao meio externo. Já a amplitude de movimento, flexibilidade, propriedades dos músculos e relações biomecânicas entre

os segmentos fazem parte dos componentes musculoesqueléticos. Qualquer limitação de força, amplitude de movimento, dor ou mesmo de controle dos pés (base de suporte) irá afetar o CP (DA SILVA *ET AL.*, 2017; GODOI; BARELA, 2002).

O CP pode ser evidenciado em três classes da atividade humana (POLLOCK, 2000), a primeira classe é na manutenção de uma postura específica (sentado ou em pé), mesmo quando um indivíduo decide ficar na posição parada na postura em pé, ele apresenta oscilações. Devido a essas oscilações, o termo postura eretaestática, embora muito utilizado, é tecnicamente impreciso, o termo mais adequado seria postura ereta semiestática (DUARTE; FREITAS, 2010), ou até mesmo postura ereta quieta (KILBY; MOLENAAR; NEWELL, 2015). Essas oscilações do corpo ocorrem porque às forças que atuam nos segmentos corporais não são constantes, esse é um problema que o CP tem que resolver, durante a manutenção de uma posição corporal (DUARTE; FREITAS, 2010). Uma segunda classe, em que o CP atua, é no movimento voluntário, tal como as trocas de posturas, na qual o sistema de CP age a fim de manter, alcançar ou restaurar o estado de equilíbrio (POLLOCK, 2000). E a terceira classe de atuação do CP, é na reação à um distúrbio externo (deslize ou empurrão). Ao sofrer um distúrbio externo, o indivíduo, através do sistema de CP, busca retornar à sua posição de equilíbrio. O equilíbrio, para controlar a estabilidade postural em resposta às perturbações posturais, é visto como uma habilidade que o sistema nervoso aprende a realizar usando muitos sistemas, incluindo elementos biomecânicos passivos, todos os sistemas sensoriais disponíveis, músculos, e muitas partes diferentes do cérebro. O equilíbrio não pode ser visto como resposta totalmente reativa a estímulos sensoriais, mas sim, bastante pró-ativo, adaptável, e centralmente organizado com base na experiência anterior e intenção (HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997). Os músculos ativados em resposta a uma perturbação externa dependem da posição inicial do corpo, da condição inicial de apoio, da localização e das características dos estímulos sensoriais que desencadeiam a resposta. Quando as posições corporais iniciais ou condições de apoio são alteradas, a mesma perturbação irá resultar na ativação de um conjunto diferente de músculos do primeiro evento (HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997).

O CP realiza a integração de vários sistemas, como já mencionado. Além das estratégias comportamentais (estratégia de tornozelo, quadril/tronco e passo), o CP também envolve diferentes mecanismos de ajuste postural, tais como

o mecanismo de ajuste postural antecipatório (feedforward) e o mecanismo de ajuste postural compensatório (feedback) (GODOI; BARELA, 2002). Sabe-se que esses são os dois mecanismos principais utilizados pelo sistema nervoso central (SNC), a fim de lidar com as perturbações que podem ser geradas internamente ou externamente (KANEKAR; ARUIN, 2014). O mecanismo de feedforward ocorre quando a perturbação é causada pelos movimentos do próprio indivíduo, ele gera ajustes para se contrapor aos efeitos mecânicos esperados da perturbação, mantendo a estabilidade postural (DUFOSSÉ; HUGON; MASSION, 1985). Já o mecanismo de feedback, é desencadeado quando ocorre perturbações do equilíbrio decorrentes de forças externas inesperadas (MASSION, 1992).

2.2 EQUILÍBRIO POSTURAL

Em relação ao equilíbrio, ele é um termo comum, frequentemente utilizado por profissionais de saúde e dentro de uma ampla variedade de especialidades clínicas. Entretanto, alguns termos quando se trata de equilíbrio postural precisam ser caracterizados para uma melhor compreensão, como descritas no estudo de Pollock *et al.* (2000) e Winter (1995) como se segue abaixo:

- Equilíbrio (Balance): termo genérico que relata a dinâmica da postura corporal em prevenir a queda. Está relacionada às forças inerciais que agem sobre o corpo e as características inerciais sobre cada segmento corporal (WINTER, 1995; POLLOCK *et al.*, 2000).
- Centro de Massa (COM): Ponto equivalente da massa corporal total, que é a média ponderada do COM de cada segmento corporal no espaço. É uma variável passiva controlada pelo sistema de CP (WINTER, 1995);
- Centro de pressão (COP): É a localização do ponto do vetor da força vertical de reação do solo. Ela representa a média ponderada de todas as pressões aplicadas sobre a superfície da área em contato com o solo (WINTER, 1995);
- Centro de Gravidade (COG): ponto pelo qual o vetor da projeção da força vertical, referente ao peso corporal total, passa (ex: geralmente, no interior da base de sustentação limitada entre os dois pés na posição anatômica);
- Estabilidade humana: habilidade inerente de uma pessoa manter, alcançar ou restaurar um estado específico de equilíbrio e não cair. Uma

definição geral de estabilidade é resistência à mudança. Em sistemas dinâmicos, estabilidade se refere à resiliência de um padrão coordenativo a uma mudança em resposta a uma perturbação medida pela variação ou desvio do estado preferido ou atrator, ou a capacidade de retornar rapidamente a um estado atrator (isto é, tempo de relaxamento) (RICHARD,);

- Controle Postural: habilidade inerente de uma pessoa de programar ou restaurar um estado de equilíbrio, durante qualquer postura ou atividade motora.

Independente dessas variações no uso dos termos, é importante destacar que a habilidade de manter um equilíbrio postural adequado deve ser um pré-requisito essencial para realização das atividades de vida diária (AVD) (MICKLE; MUNRO; STEELE, 2011; WIACEK *et al.*, 2009; WINTER *et al.*, 1998).

Para manter o corpo em equilíbrio durante uma postura estática, existem algumas estratégias de movimento compensatórias provenientes do CP que são geralmente utilizadas dependendo das necessidades decorrentes da dificuldade da tarefa e da presença ou não da perturbação externa (HORAK, 1987, 2006; MAKI; EDMONDSTONE; MCILROY, 2000; WINTER, 1995; MAKI; MCILROY, 1997; DA SILVA *et. Al.*, 2017; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

A 1º Estratégia, é a do tornozelo. Ela age em pequenas perturbações do sistema em uma superfície firme e ampla, em que os músculos flexores e extensores do tornozelo produzem torque articular para controlar o movimento do corpo como um pêndulo invertido.

Já a 2º estratégia, é a do quadril/tronco. A qual é realizada através da ação dos músculos em torno do quadril e do tronco, que produzem o torque necessário nos movimentos de flexão, extensão de quadril e tronco ou abdução e adução do quadril, para controlar as oscilações posturais nas direções médio-lateral no plano frontal. Essa estratégia é utilizada quando grandes perturbações (externas ou da dificuldade na execução da própria tarefa motora: apoio unipodal) estão presentes e/ou em situações nas quais a estratégia do tornozelo é limitada devido aos movimentos rápidos do centro de oscilação de massa (COM) para fora da base de suporte. De fato, associada à estratégia do quadril, o tronco complementa as correções posturais para diferentes tarefas de equilíbrio, principalmente no uso dos músculos abdominais e paravertebrais. Também, em ação sinérgica com os extensores do quadril, os músculos do tronco participam durante todos os

movimentos de extensão do tronco, principalmente nas correções posturais quando o COM é projetado para frente da linha de gravidade. Ao contrário, os abdominais ajudam nas correções posturais quando o corpo é projetado posteriormente a linha da gravidade.

E por fim, a 3ª estratégia, utilizada para manter o corpo em equilíbrio, que o corpo utiliza para manter o equilíbrio, é a estratégia do passo. Especialmente durante a marcha, que é utilizada na transição da posição semi-estática para a posição dinâmica. No entanto, mesmo quando as pessoas dão passos em resposta a uma perturbação externa, elas primeiro tentam retornar o centro de massa para a posição inicial. Em indivíduos idosos com riscos de quedas a propensão é usar o passo. No entanto, o medo de cair pode levar o uso adicional da estratégia de quadril.

Em se tratando do equilíbrio dinâmico, ele é caracterizado nas tarefas de locomoção e de mobilidade dinâmica, além dos limites de estabilidade na postura estática. Nesse contexto, as ações de CP, são mais amplas, dinâmicas e seletivas, devido às respostas de diferentes grupos musculares envolvidos como agonistas, antagonistas e sinergistas durante o movimento humano (WINTER, 1995).

2.3 EQUILÍBRIO POSTURAL EM IDOSOS

Para manter o equilíbrio postural, é necessário a integração de múltiplos sistemas corporais, e como cada um desses sistemas envelhece em um ritmo diferente em distintos indivíduos, os efeitos do envelhecimento sobre o equilíbrio estático e dinâmico, a locomoção e as quedas são extremamente variados para os diferentes indivíduos (CAETANO, 2006; FECHINE e TROMPIERI, 2015). As diferenças individuais no equilíbrio, na postura e na locomoção dos idosos são importantes. Contudo, o envelhecimento pode atingir a todos, e traz consigo um preço, que são as alterações que ocorrem no organismo com o passar dos anos (FECHINE e TROMPIERI, 2015; SPIRDUSO, 2005).

As alterações fisiológicas relacionadas à idade acontecem nos subsistemas sensoriais, partes do SNC, músculos e tendões. Há um consenso na literatura que os idosos diminuem sua capacidade de CP, e diversos estudos já têm mostrado há algum tempo que os idosos oscilam mais que os adultos jovens

(BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994; HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989; FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006). Apesar de existirem outras evidências que indicam uma alteração no desempenho do sistema de CP em idosos, os motivos desta alteração, ainda não foram totalmente esclarecidos. Uma das causas está associada às alterações estruturais e funcionais nos sistemas sensoriais e motor e à problemas na integração das informações (HORAK, 1989; FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006).

As diferenças observadas entre idosos e adultos durante a manutenção da postura ereta, em uma primeira análise, não seriam causadas pelas alterações estruturais dos sistemas sensoriais que ocorrem em função do processo natural de envelhecimento, mas estariam associadas a alterações patológicas em um ou mais destes sistemas (FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006; WOLFSON *et al.*, 1992).

Além das alterações sensoriais, o processo de envelhecimento também causa mudanças tanto estruturais, como funcionais no sistema neuromuscular (HÄKKINEN *et al.*, 1995; FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006). Essas mudanças causam uma diminuição dos níveis de força muscular e um aumento no tempo para a produção de força máxima com o avanço da idade (HÄKKINEN *et al.*, 1995; FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006). Além dessa redução no nível de força, os idosos apresentam uma redução na elasticidade do tecido muscular, o que adicionada às mudanças estruturais e funcionais das articulações, pode ocasionar menor grau de flexibilidade e, conseqüentemente, menor amplitude de movimento articular nos idosos (VANDERVOORT *et al.*, 1992). Além disso, com envelhecimento, são observadas alterações no sistema nervoso, tais como a diminuição na velocidade de transmissão do impulso nervoso nos neurônios sensoriais e motores (RIVNER; SWIFT; MALIK, 2001); a perda significativa de neurônios, de dendritos e redução no número de ramificações nervosas, que prejudicam a comunicação entre as células nervosas; a diminuição do metabolismo cerebral; a redução da perfusão cerebral e alteração no metabolismo dos neurotransmissores (MAKI; MCILROY, 1996), que podem interferir no desempenho do sistema de CP (FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2006).

Além da diminuição na velocidade de transmissão do impulso nervoso, os idosos enfrentam mais um problema para o controle efetivo da postura, principalmente após perturbações. O problema no aumento no tempo necessário

para o processamento da informação e para o início da resposta motora. Comportamentalmente, segundo Spirduso(2005), os idosos apresentam um maior tempo de reação comparado ao dos adultos e este tempo de reação tem um aumento muito maior quando a tarefa envolve um maior processamento de informação.

Segundo Lord e colaboradores (2007), a maioria das quedas em idosos ocorrem situações nas quais o equilíbrio postural é desafiado ou perturbado, muitas vezes, em situações em que os idosos estão realizando suas atividades diárias. Mais importante, entretanto, é que, quando estas situações ocorrem, os idosos têm que produzir uma resposta motora rápida e precisa, a fim de recuperar o equilíbrio postural. Contudo, os idosos têm dificuldade e levam mais tempo para captar, transmitir e integrar as informações sensoriais no sistema de CP, têm problemas em utilizar a informação ou as informações mais relevantes para aquele contexto específico (FREITAS JÚNIOR, 2003) e necessitam de mais tempo para desencadear as respostas posturais (FREITAS JÚNIOR, 2003; PRIOLI; FREITAS JÚNIOR; BARELA, 2005). Com isso, é muito mais difícil para os idosos minimizar os efeitos das perturbações que são impostos ao equilíbrio, e essa seria a principal razão para o aumento da incidência de quedas nesta população.

No quadro 1 é possível observar as principais alterações do equilíbrio postural decorrentes do envelhecimento.

Quadro 1. Sistema de Equilíbrio Postural: subsistemas, funções e efeitos mais importantes do envelhecimento.

Sistema de Controle Postural	Subsistemas	Função no Controle Postural	Efeitos do Envelhecimento
Sistema Sensorial	Sistema Vestibular	Detecta a aceleração linear e angular da cabeça e a aceleração gravitacional	Perda de sensores; diminuição da amplitude dos reflexos vestibulares
	Sistema Visual	Detecta aceleração linear / angular da cabeça, referências verticais e horizontais e possíveis ameaças de equilíbrio no ambiente	Perda de sensores; acuidade reduzida, sensibilidade ao contraste, percepção de profundidade, adaptação a pouca iluminação e distância variável aos objetos no ambiente
	Sistema Somatossensorial Proprioceptivo (fusos musculares, órgãos tendinosos, receptores)	Detecta a postura e o movimento dos segmentos do corpo em relação um ao outro	Perda de número e sensibilidade dos sensores; sentido reduzido da posição articular

	articulares e da pele)		
	Sistema Somatossensorial Esteroceptivo (receptores das solas dos pés e das mãos)	Detecta informações e forças táteis exercidas no ambiente através dos pés e das mãos	Perda de sensores; solas dos pés com sensibilidade reduzida
Sistema Nervoso Central	Medula Espinhal e Tronco Cerebral	Reflexos espinhais e respostas de equilíbrio automatizadas	Perda da substância branca (bainha de mielina e fibras nervosas mielinizadas); desaceleração da transmissão de informações sensoriais
	Núcleos sensoriais, córtex (pré-) motor, frontal e pré-frontal	Antecipação a perturbações auto-geradas e externas; inibição de atividades planejadas	Perda da substância branca (bainha de mielina e fibras nervosas mielinizadas) e substância cinzenta (células nervosas); integração e inibição sensorial prejudicadas
	Cerebelo	Integração Sensoriomotora	Perda da substância cinzenta (células nervosas); coordenação prejudicada
Sistema Motor	Unidades Motoras	Regulação da força	Perda do número de unidades motoras; precisão reduzida
	Músculos	Produção de força	Perda (principalmente do tipo II) de fibras musculares; força e potência muscular reduzidos
	Tendões	Transmissão de força do músculo para o esqueleto	Rigidez reduzida; transmissão de força mais lenta

Fonte: Adaptada de Van Dieen e Pijnapples(2017).

Ainda não está claro quais são os fatores limitantes na qualidade do controle do equilíbrio postural em idosos. A força muscular está associada à qualidade do controle do equilíbrio, mas isso pode não refletir a causalidade. Um outro fator que parece exercer um papel no equilíbrio, é o comprometimento cognitivo, embora sua importância ainda esteja por determinar. Conforme já citado no texto, a cognição é um dos componentes utilizados na integração do sistema de CP. Alguns estudos têm mostrado efeitos positivos no equilíbrio postural com intervenções que utilizam exercícios cognitivos (BAYOT *et al.*, 2018; POTVIN-DESROCHERS; RICHER; LAJOIE, 2017). Embora esses estudos mostrarem resultados satisfatórios, ainda não foi evidenciado se as pessoas com comprometimentos cognitivos apresentam melhores condições de equilíbrio postural que pessoas sem comprometimento. Em uma pesquisa realizada por Castilho e

colaboradores (2018), os autores verificaram a influência do estado mental cognitivo sobre o equilíbrio postural. Eles classificaram duzentos e sete idosos em três níveis de cognição conforme o MEEM e verificaram se os grupos se diferenciavam entre si em relação ao equilíbrio postural. Porém não foram evidenciadas diferenças entre os grupos com diferentes níveis de estado cognitivo. Entretanto, quando se trata de rastreio cognitivo em idosos, o MoCA é um instrumento que tem mostrado eficiência no rastreio de comprometimento cognitivo em idosos, e, portanto, precisa ser melhor investigado na discriminação dos níveis cognitivos, entretanto não se tem encontrado estudos comparando o CP com a classificação do estado cognitivo com o MoCA (LARNER, 2014; MEMÓRIA *et al.*, 2013; NASREDDINE *et al.*, 2005).

Além dessas alterações relacionadas ao equilíbrio postural com o envelhecimento, alguns outros fatores que sofrem alterações com o processo de envelhecimento, podem estar associados com o equilíbrio postural como a Vitamina D. A vitamina D é um pró-hormônio esteroide vital, que desempenha um papel essencial, especialmente no metabolismo do cálcio. Uma vez que a vitamina D é absorvida, ela é metabolizada no fígado para 25-hidroxitamina D (25(OH)D) (KENNEL; DRAKE; HURLEY, 2010). Alguns estudos dizem que a deficiência da vitamina D pode afetar o equilíbrio postural (HAROON; FITZGERALD, 2012; KASAPOGLU AKSOY; ALTAN; ÖKMEN METIN, 2016; MUIR; MONTERO-ODASSO, 2011). Uma teoria é que a deficiência da vitamina D causa fraqueza muscular proximal, defeito na mineralização esquelética e aumento no risco de quedas (PFEIFER; BEGEROW; MINNE, 2002; SUZUKI, 2011). Além disso é encontrado receptores de vitamina D em áreas do SNC que estão relacionados com o equilíbrio postural, como na medula espinhal, tronco cerebral, cerebelo, gânglios da base (EYLES; SMITH; KINOBE HEWISON; MC GRATH, 2005). Em um estudo realizado na Turquia com duzentas mulheres idosas, os pesquisadores dividiram essas mulheres em dois grupos, um com baixa concentração de vitamina D [25(OH)D com nível menor que 50.0 nmol/l] e um grupo com concentração normal de vitamina D [25(OH)D com nível maior que 50.0 nmol/l]. Esse estudo mostrou que as mulheres do grupo com concentração normal de vitamina D apresentaram equilíbrio estático, avaliado por um dispositivo de posturografia Tetrax®, significativamente melhor em comparação com o outro grupo (AKDENIZ *et al.*, 2016). Um outro estudo na Turquia também evidenciou que a deficiência da vitamina D afetou o equilíbrio postural da

população que eles estudaram (população com e sem fibromialgia de 35-65 anos de idade) (KASAPOGLU AKSOY; ALTAN; OKMEN METIN, 2016).

Uma outra vitamina que pode estar relacionada com o equilíbrio postural, é a vitamina B12 (cianocobalamina). Ela é um micronutriente essencial à saúde e ao desenvolvimento humano (PANIZ *et al.*, 2005). Essa vitamina está relacionada a um risco aumentado de doenças neurológicas, pois sua deficiência ocasiona anemia que pode levar a desmielinização nervosa que começa periféricamente, progredindo para o centro, com sintomas que refletem em: entorpecimento, formigamento e queimação dos pés, rigidez e a fraqueza nas pernas, doenças neurológicas incluindo raciocínio prejudicado e depressão. A deficiência se prolongada, causa danos permanentes aos nervos (MAHMOOD *et al.*, 2014). Dessa forma, devido à essas alterações ocasionadas pela deficiência da vitamina B12, é possível que a vitamina B12 esteja relacionada com o equilíbrio postural. Porém, ainda não foram encontrados estudos relacionados diretamente com essa linha de pesquisa.

Entretanto, muito ainda necessita ser investigado e entendido sobre os determinantes do equilíbrio postural com o avanço da idade.

2.4 FORMAS DE AVALIAÇÃO E ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL

Diferentes métodos clínicos e laboratoriais têm sido desenvolvidos para avaliar as diferentes dimensões do equilíbrio postural e para aumentar a relevância clínica nas tomadas de decisão no âmbito da reabilitação. Algumas ferramentas para avaliação do equilíbrio postural utilizam testes funcionais que usam o tempo como critério de desempenho (HSIAO; SIMEONOV, 2001; NARDONE; SCHIEPPATI, 2010; STEL *et al.*, 2003) como por exemplo as escalas de predição de quedas, como as de Berg, TUG e Tinneti, protocolos de apoio unipodal como o de Romberg (HSIAO; SIMEONOV, 2001; TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988) protocolos de força muscular dos membros inferiores (STEL *et al.*, 2003), questionários subjetivos (HSIAO; SIMEONOV, 2001) e, especialmente, os parâmetros de estabilidade postural derivados das medidas do COP por meio de uma plataforma de força (JONSSON; SEIGER; HIRSCHFELD, 2004; LIN *et al.*, 2008; MANCINI; HORAK, 2010; NARDONE; SCHIEPPATI, 2010; YARDLEY *et al.*, 2005; WINTER, 1995;). A plataforma de força é considerada padrão ouro para as

análises de equilíbrio postural, por meio de medidas estabilográficas como o deslocamento do COP. Tal instrumento fornece informações diretas sobre os mecanismos biomecânicos e neuromusculares (força de preensão dos pés, ajustamentos posturais, recuperação dos limites de estabilidade postural) envolvidos na manutenção do estado de equilíbrio do corpo (DUARTE; FREITAS, 2010).

Em geral, os parâmetros fidedignos e sensíveis para detectar as diferenças no equilíbrio postural são a área elipse de deslocamento do COP e a velocidade de oscilação do COP em ambas as direções do movimento: ântero-posterior(AP) e médio-lateral (ML) (LIN *et al.*, 2008; PINSAULT; VUILLERME, 2009).

De forma simples, embora Winter (1998) propusesse a avaliação do CP durante a marcha, grande parte dos estudos em idosos, por exemplo, tem explorado apenas a postura estática em apoio bipodal (PINSAULT; VUILLERME, 2009; MICKLE; MUNRO; STEELE, 2011; BISSON *et al.*, 2011). Já outros estudos, têm explorado o uso do apoio de um pé só como postura quase-estática, para verificar o equilíbrio postural, na forma de apoio unipodal. Essa condição é considerada preditiva ao fenômeno de quedas, na qual promove maior desafio para o CP e para manutenção do equilíbrio. Além do mais, essa condição faz analogia às tarefas motoras diárias (como andar, subir/descer escadas, vestir-se, girar), quando a transição do apoio duplo para um pé só, está presente (TINETTI, SPEECHLEY e GINTER, 1988). Outra tarefa que tem sido utilizada, é a posição bipodal sobre uma espuma que é colocada sobre a plataforma (LAATAR *et al.*, 2019; LAKHANI; MANSFIEL, 2015). Além dessa condição ser desafiadora, ela consegue ser aplicada na maioria dos idosos, já que a tarefa unipodal não consegue ser executada por parte da amostra de idosos.

Uma outra condição ainda pouco explorada na avaliação do equilíbrio postural, com a plataforma de força, é a condição de realidade virtual simulando uma tarefa de vida diária. Essa tarefa poderia ser uma tarefa simples, mas que necessária para a independência dessa população. Como por exemplo a tarefa de atravessar/cruzar uma rua (VIEIRA *et al.*, 2015). Essa tarefa pode gerar diferentes inputs e mostrar como o indivíduo se comporta, em termos de equilíbrio estático, diante dessa situação.

Em relação às análises das variáveis da plataforma de força dois métodos têm sido mais utilizados: o método de análise no domínio do tempo (linear) e o pelo domínio do tempo-frequência (não linear).

Nas análises pelo método de análise no domínio do tempo-frequência é utilizada a técnica de *wavebands* (bandas de frequência), uma técnica global que expressa numericamente o tamanho dos padrões de oscilação, nos domínios de tempo ou frequência (BARATTO *et al.*, 2002). As variáveis do COP com maior variabilidade e altas frequências sugerem pior equilíbrio postural (BARATTO *et al.*, 2002; IHLEN *et al.*, 2013). As análises do COP usando bandas de frequência fornecem informações sobre a amplitude do sinal em diferentes conteúdos de frequência, o que permite que o sinal geral seja separado em componentes fisiológicos (por exemplo, os sistemas visual, vestibular e proprioceptivo) (LACOUR *et al.*, 2008; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). Além disso, o sinal COP não é estacionário (ou seja, as frequências não são distribuídas uniformemente ao longo do tempo); portanto, para alguns autores (CHAGDES *et al.*, 2009; PAILLARD e NOÉ, 2015) a análise de frequência e tempo é mais apropriada que os métodos tradicionais no domínio da frequência, por exemplo, Fast Fourier Transform– FFT. Alguns autores relacionaram as bandas de onda com sistemas neurais específicos envolvidos no CP (PAILLARD *et al.*, 2006; PAILLARD e NOÉ, 2015; FOISY *et al.*, 2015).

As bandas de onda classificadas em 0,05-0,5 Hz (baixas frequências), 0,5-1,5 Hz (médias frequências) e 1,5-10 Hz (altas frequências), são consideradas como correspondentes ao uso de diferentes meios de CP. A primeira banda (baixas frequências) está relacionada com o sistema viso-vestibular, a segunda (médias frequências) ao sistema cerebelar, e a terceira (altas frequências) ao sistema proprioceptivo (PAILLARD *et al.*, 2002; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009; PAILLARD e BOREL, 2013). Os resultados são apresentados como porcentagens do tempo integral de todo o sinal para cada banda para o deslocamento AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral).

2.5 EFEITOS DE EXERCÍCIOS FÍSICOS NO CONTROLE POSTURAL

Evidências têm demonstrado efeitos positivos do exercício físico na melhora do equilíbrio e na diminuição dos riscos de quedas (VIERIA *et al.*, 2019; SHERINGTON *et al.*, 2019). Em outras palavras, pode-se dizer que o exercício é uma das principais ferramentas para manter e melhorar a capacidade de equilíbrio e

minimizar todos os fatores associados que levam ao comprometimento da saúde do indivíduo.

Em uma revisão sistemática recente (LOW; WALSH; ARKESTEIJN,2017), foi analisado a eficácia de variáveis da plataforma de força, que é padrão ouro de avaliação do equilíbrio postural, para identificar alterações no equilíbrio após intervenções com exercícios em idosos. Bem como determinar se os tipos de exercícios são igualmente eficazes para a melhora do equilíbrio postural. Um total de 23 ensaios se enquadraram nessa revisão, sendo que seis deles realizaram treinamento com exercícios regulares de equilíbrio, três realizaram tai chi, oito realizaram exercícios resistidos, dos quais cinco foram realizados na água, dois usaram vibração e um foi com exercícios de subir escadas. Cinco ensaios clínicos utilizaram intervenções multicomponentes, incluindo força e equilíbrio, força e tai chi, e exercícios terapêutico e salto. Um estudo avaliou exercícios de caminhada e não pode ser classificado como intervenção de equilíbrio, resistência ou multicomponentes e, portanto, não foi incluído na meta-análise. Os resultados dessa revisão mostraram que apenas as intervenções com exercícios de equilíbrio aprimoraram as medidas do COP. Já as intervenções de força ou com múltiplos componentes não influenciaram as medidas de CP em idosos. Além disso, foi identificada uma falta de padronização no protocolo de coleta e nas variáveis de COP calculadas entre os ensaios.

Em uma outra revisão sistemática (THOMAS *et al.*, 2019), também recente, foi analisado os programas de atividade física capazes de melhorar o equilíbrio postural em idosos. Porém, nessa revisão não foi utilizado o método de avaliação padrão ouro do equilíbrio, mas métodos comumente utilizados na prática clínica, como testes funcionais. Oito artigos foram incluídos na síntese quantitativa, e todos os programas de atividade física, aplicados nesses estudos (exercícios resistidos e aeróbicos, treinamento de equilíbrio, treinamento com T-bow © e wobble board, treinamento aeróbico com step e de estabilidade com bola, atividade física adaptada e treinamento com o Wii Fit), melhoraram o equilíbrio postural dos idosos, conforme os resultados apresentados pelos testes funcionais. Porém os testes funcionais em cada estudo foram variados.

Em nenhuma dessas revisões foram utilizadas intervenções como pilates solo, dança de salão ou treinamento aeróbico na esteira com intensidade autoselecionada, embora alguns estudos mostrem efeitos positivos do pilates e da

dança no equilíbrio postural, ainda são restritos estudos com o método pilates solo e dança de salão, bem como treinamento na esteira, com essa forma de seleção de intensidade, no efeito do equilíbrio postural de idosos, utilizando uma plataforma de força.

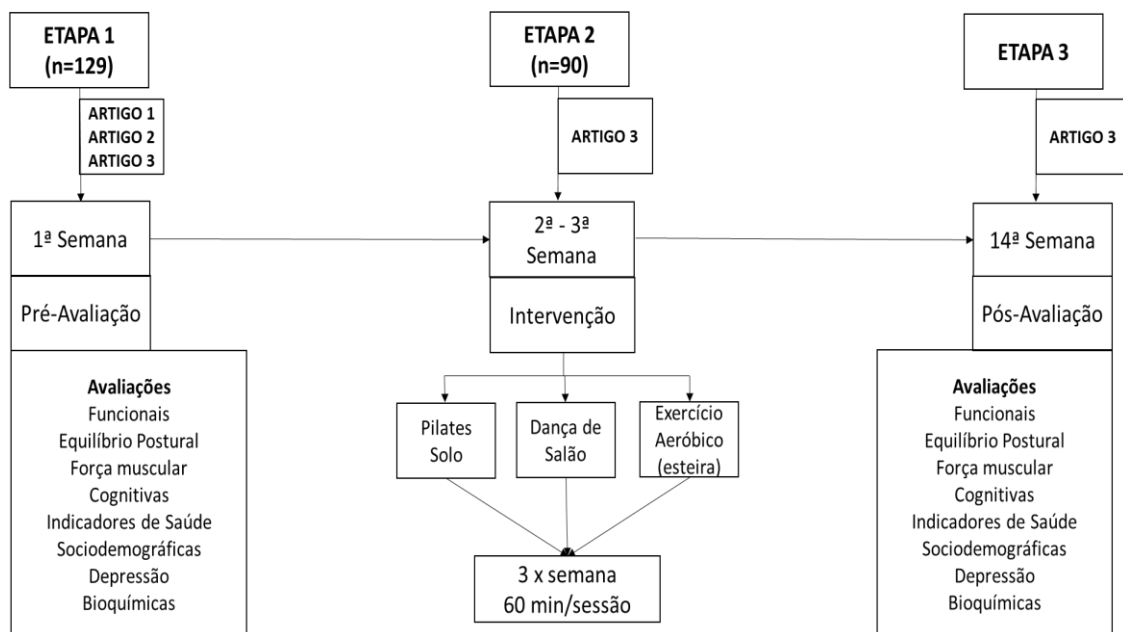
3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

A presente tese é composta por três estudos sendo que dois deles possuem delineamentos transversais e um ensaio clínico não randomizado com duração de 14 semanas. O conjunto dos estudos foram realizados em três etapas. Etapa 1 (semana 1), avaliação inicial com dados utilizados nos estudos transversais e como pré-avaliação do ensaio clínico não randomizado; Etapa 2 (semanas 2-13) realização das intervenções de pilates solo, funcional, dança e treinamento aeróbico; e, Etapa 3 (semana 14) realização da pós-avaliação dos idosos que participaram do ensaio clínico não randomizado. Esta pesquisa foi desenvolvida no âmbito do Programa de Extensão Envelhecimento Ativo – Etapa II, financiado com recursos do PROEXT- Programa de Apoio à Extensão Universitária do Ministério da Educação.

As avaliações foram realizadas em três períodos de uma mesma semana, em dias alterados, por uma equipe devidamente treinada, composta por docentes e estudantes de educação física e fisioterapia. No primeiro período, as avaliações foram realizadas no Centro de Pesquisa e Pós-graduação em Ciências da Saúde da UEL (CEPPOS), onde foram coletadas as variáveis bioquímicas, de composição corporal, de equilíbrio postural e questionários com informações sociodemográficas, nível socioeconômico, comorbidades e fragilidade. No segundo período, foram realizadas as avaliações de cognição, depressão, testes funcionais, força muscular, questionários sobre medo de quedas, e avaliação de força muscular. Essas avaliações foram realizadas no Laboratório de Biodinâmica do CEFÉ- Centro de Educação Física e Esporte da UEL. O fluxograma abaixo mostra essas etapas para uma melhor compreensão.

Figura 1. Fluxograma das etapas do estudo.



Fonte: a autora (2021).

3.2 PARTICIPANTES

Duzentas e setenta e três (273) mulheres idosas, residentes na comunidade local, inscreveram-se para participar desse estudo. Dessas, 129 atenderam os critérios de elegibilidade. Os critérios de inclusão foram: ter 60 anos

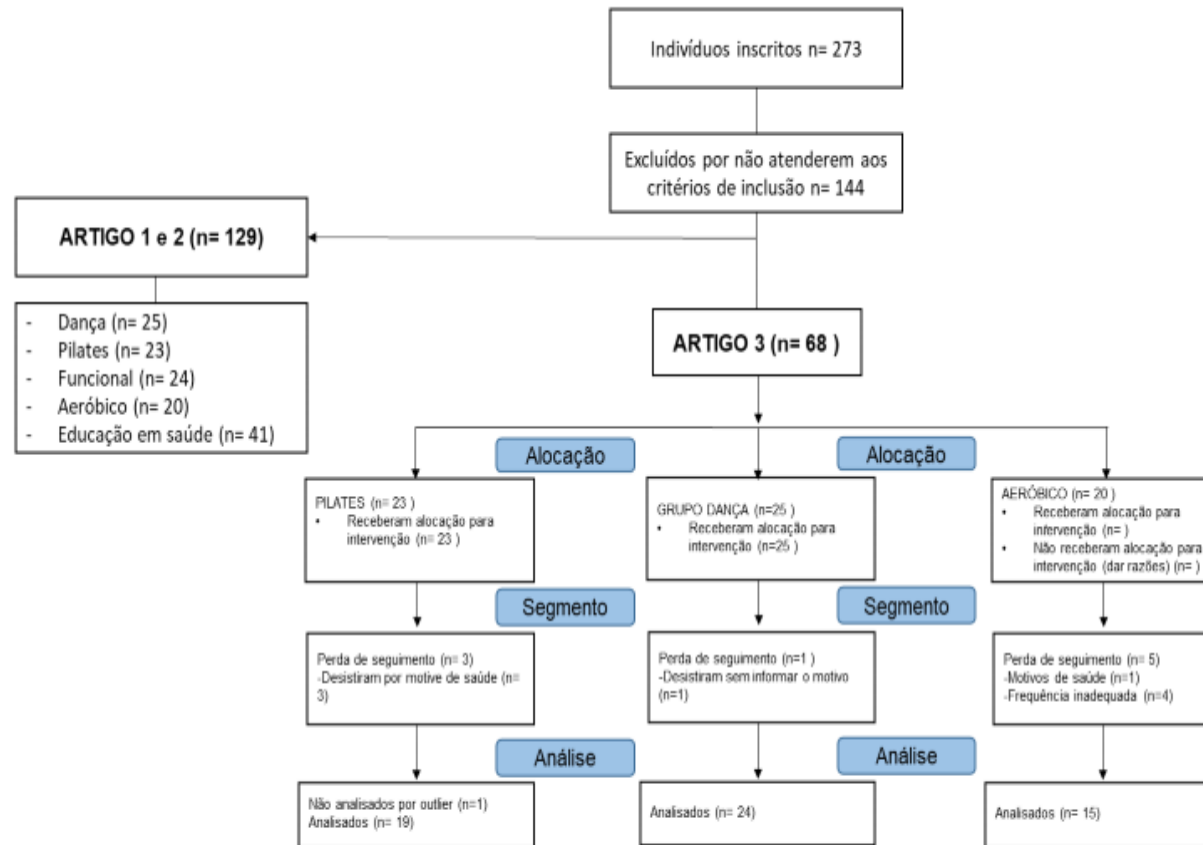
ou mais, ser fisicamente independente e não ter participado de programa de exercício físico supervisionado nos últimos três meses. Foram excluídas do estudo as idosas que faziam uso de próteses e órteses e as que possuíam doenças descompensadas que a impedissem de participar das avaliações. Todas as participantes receberam as instruções sobre a sua participação no estudo e em caso de concordância, assinaram o Termo de consentimento Livre e Esclarecido. A amostra foi por conveniência, recrutada por meio da divulgação do Programa em meios de comunicação da cidade, em igrejas, postos de saúde, mercados, redes sociais e através de panfletos, entregues nas cinco regiões do município de Londrina, Paraná, Brasil.

Nessa primeira seleção, os idosos preencheram um breve questionário como primeiro escaneamento para verificar se estariam aptos ou não a participar do estudo. Após essa etapa, todos os voluntários inscritos e previamente selecionados, receberam ligações dos pesquisadores do projeto, a fim de questionamentos mais detalhados para a seleção para a pesquisa. Somente após essas seleções os participantes foram agendados para começarem as etapas de avaliação.

Após a verificação da elegibilidade das participantes, foram agendadas as avaliações. No primeiro dia, as participantes receberam as instruções sobre a sua participação no estudo e em caso de concordância, assinaram o Termo de consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1). A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina - PR, considerando a resolução CNS 466/12 do Conselho Nacional de Pesquisas mediante parecer CAAE número 92480418.8.0000.5231. Além disso, essa pesquisa foi registrada no REBEC (Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos) com o código U1111-1254-3147.

Na Etapa I (Estudo 1, 2 e dados pré-avaliação do estudo 3), participaram 129 idosas, na Etapa II (Estudo 3), participaram 68 idosas e na Etapa 3 (Estudo 3) participaram 58 idosas. Na etapa II as idosas foram alocadas em três grupos de intervenção, de três diferentes regiões do município de Londrina-PR. Foram realizadas as seguintes intervenções: Dança de Salão; Pilates Solo e Treinamento Aeróbico na esteira. O número de indivíduos em cada grupo, bem como o número de desistências estão apresentados no fluxograma abaixo.

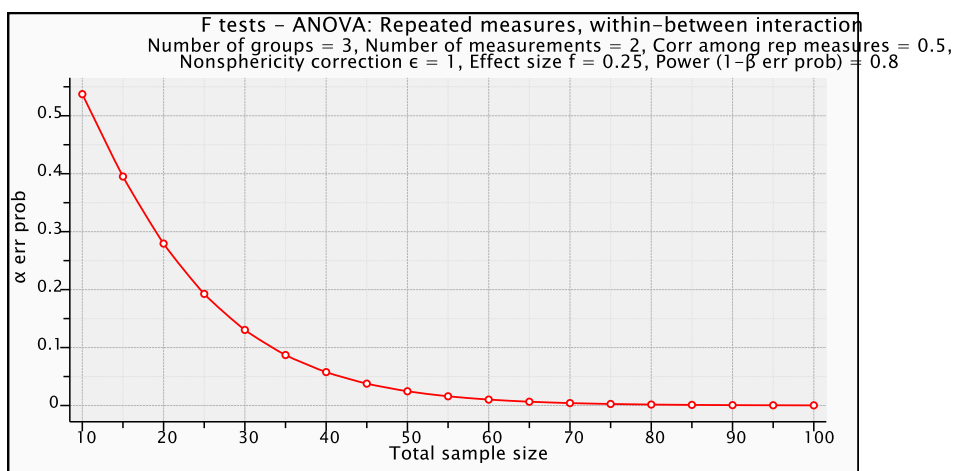
Figura 2. Fluxograma da elegibilidade da amostra.



Fonte: a autora (2021).

O cálculo do tamanho da amostra foi feito pelo programa Gpower(versão 3.1.9.2, Uninersität Kiel, Germany). Os seguintes parâmetros foram considerados: probabilidade de erro α até 0,05; amostra = 42; três grupos e duas medidas; e um tamanho de efeito igual a 0,25 (efeito pequeno – quanto menor o efeito maior o n necessário). O poder estimado da amostra foi de 80%. A figura 3 demonstra que, para os parâmetros do estudo, amostras maiores que 40 são suficientes para encontrar resultados significativos para efeitos inferiores a 0,25.

Figura 3. Poder amostral.



3.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

3.3.1 Informações Sociodemográficas

Características sociodemográficas

Para identificar as características sócio-demográficas (sexo, idade, escolaridade, tipo de ocupação, estado civil, saúde percebida, autorrelato de doenças), foram coletadas informações por meio de uma entrevista individual utilizando uma ficha diagnóstica previamente elaborada pelo grupo de pesquisadores (APÊNDICE2).

Nível socioeconômico

Para a definição do nível econômico, foi empregado um questionário em forma de entrevista, utilizando os procedimentos propostos pela Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa - ABEP (2008), que estima o poder de compra das famílias e classifica nas classes A, B1, B2, C1, C2, D, E, a partir da acumulação de bens materiais, das condições de moradia, número de empregados domésticos e o nível de escolaridade do chefe da família (ANEXO A).

3.3.2 Indicadores de Saúde

Comorbidades

A presença de comorbidades foi avaliada por meio do índice de comorbidade de Charlson (CHARLSON *et al.*, 1994), que considera a presença de 17 condições clínicas e mensura a gravidade das comorbidades e seu efeito sobre prognóstico do indivíduo. Para cada condição clínica é estabelecido uma pontuação, com pesos que variam de 0 a 6, conforme a piora do prognóstico. O índice de Charlson também considera a faixa etária, sendo que para indivíduos com idade a partir dos 50 anos é atribuído 1 ponto para cada período de 10 anos do indivíduo (CHARLSON *et al.*, 1994, 2008) (ANEXO B).

Fragilidade

A fragilidade foi avaliada pela *Edmonton FrailScale (EFS)*, a qual foi elaborada por Rolfson *et al.* (2006) e validada para população brasileira por Fabrício-Wehbe *et al.* (2009) e tem como objetivo avaliar a fragilidade em nove domínios, representados por 11 itens: 1) cognição: Teste do Relógio (“clocktest”) para deficiência cognitiva (um item), 2) estado geral de saúde (dois itens), 3) independência funcional (um item), 4) suporte social (um item), 5) uso de medicamentos (dois itens), 6) nutrição (um item), 7) humor (um item), 8) continência (um item) e 9) desempenho funcional: levante e ande

cronometrado (“getupand go”) para equilíbrio e mobilidade (um item). A pontuação máxima desta escala é 17 e representa o nível mais elevado de fragilidade. Os escores para análise da fragilidade são: 0-4 não apresenta fragilidade, 5-6 aparentemente vulnerável, 7-8 fragilidade leve, 9-10 fragilidade moderada, 11 ou mais fragilidade severa. (ANEXO C)

Medo de Quedas

O medo de quedas foi avaliada pela Escala Internacional de Eficácia de Quedas (*Falls EfficacyScale Internacional - FES-I*), que é um questionário composto por 16 atividades diárias, nela, o idoso responde sobre o quanto se sente preocupado com a possibilidade de cair ao realizar determinada atividade e apresenta quatro possibilidades de respostas, com respectivos escores de um a quatro. O escore total pode variar de 16 a 64, no qual o valor 16 corresponde à ausência de preocupação e 64, preocupação extrema em relação às quedas durante a realização das atividades específicas do questionário(CAMARGOS, 2007). Os participantes responderam às questões pensando como eles habitualmente faziam a atividade, porém se o indivíduo não realizasse determinada atividade, ele deveria respondê-la como ele se imaginava realizando-a (ANEXO D).

Depressão

Para rastrear a depressão nos idosos, foi utilizado a Escala de Depressão Geriátrica (EDG) em versão reduzida de Yesavage, com 15 ítems (EDG-15). Optou-se por essa versão pela facilidade de aplicação e pelas evidências sobre sua validade de rastreamento de quadros depressivos. É um dos instrumentos mais utilizados no mundo para rastrear depressão em idosos, tanto no contexto clínico quanto em pesquisas (PINHO, CUSTÓDIO; MAKDISSE, 2009; YASAVAGE, 1988;)

A GDS-15 foi aplicada por um entrevistador treinado e foi demandado aproximadamente 10 minutos para a sua aplicação. O teste possui 15 perguntas negativas/afirmativas. Possui uma variação de zero (ausência de sintomas depressivos) a quinze pontos (pontuação máxima de

sintomas depressivos), sendo assim subdivididas: resultado de 5 ou mais pontos, diagnóstico de depressão, sendo que o escore igual ou maior que 11 caracteriza depressão grave (ANEXO E).

3.3.3 Avaliação Cognitiva

MoCA - Montreal Cognitive Assessment

O instrumento utilizado para a avaliação cognitiva foi a Avaliação Cognitiva de Montreal (*MoCA - Montreal Cognitive Assessment*) (NASREDDINE *et al.*, 2005), (NASREDDINE *et al.*, 2005) ela foi desenvolvida com um instrumento breve para rastreio de comprometimento cognitivo leve (CCL). Esse instrumento tem alta sensibilidade (81%) e especificidade (77%) para detectar o comprometimento intelectual leve em idosos brasileiros (MEMÓRIA *et al.*, 2013).

O MoCA mede oito domínios cognitivos, que são pontuados dentro de um intervalo de 0 a 30 pontos (escores mais altos indicando melhor função): memória de curto prazo (recordação atrasada, 5 pontos); nomeação (animais, 5 pontos); habilidades visuoespaciais (desenho do cubo, 1 ponto, desenho do relógio, 3 pontos); função executiva (teste de trilha, 1 ponto; fluência verbal fonêmica, 1 ponto; abstração verbal, 2 pontos); atenção, concentração e memória de trabalho (cancelamento, 1 ponto; subtração, 3 pontos; repetição de frase, 2 pontos); e orientação ao tempo (3 pontos) e espaço 3 pontos). Para corrigir os efeitos educacionais encontrados no estudo original, um ponto adicional foi dado aos indivíduos com 12 ou menos anos de escolaridade, seguindo as instruções dos autores e o procedimento adotado por estudos anteriores (NASREDDINE *et al.*, 2005). Esse instrumento foi validado para a língua Portuguesa no Brasil em 2013 (MEMÓRIA *et al.*, 2013).

O tempo de aplicação desse instrumento é de aproximadamente 10 minutos. O escore total é de 30 pontos; sendo o escore de ≥ 26 considerado normal, ou seja, para pessoas sem comprometimento cognitivo ou cognição normal (CN), de $\leq 25 - \geq 19$ pontos, considerado comprometimento cognitivo leve (CCL), e < 19 pontos, sugerindo

comprometimento cognitivo moderado (CCM) (MEMÓRIA *et al.*, 2013; LARNER, 2014) (ANEXO F).

3.3.4 Avaliação da Aptidão Física e Funcional

Short Physical Performance Battery (SPPB)

Para determinar a aptidão física e funcional dos idosos foi realizada uma bateria de testes funcionais, denominada *Short Physical Performance Battery (SPPB)*, que é um instrumento para avaliação da capacidade funcional, que combina dados do teste de equilíbrio estático em pé, de velocidade da marcha, medida em dois tempos, e de força muscular estimada de membros inferiores, medida por meio do movimento de sentar e levantar de uma cadeira (GURALNIK *et al.*, 1995; NAKANO *et al.*, 2007). Esses três parâmetros de capacidade, quando interpretados de forma associada, têm sido considerados válidos e como fator preditivo para o desempenho global e dos membros inferiores. Esse instrumento se mostrou sensível e válido para a avaliação do estado funcional de idosos, tanto em pesquisa como na prática clínica (NAKANO *et al.*, 2007).

O protocolo para a aplicação da SPPB foi utilizado conforme sua versão brasileira, que inclui os testes de equilíbrio estático em pé, de velocidade da marcha e de força muscular de membros inferiores (NAKANO *et al.*, 2007). Para o teste de equilíbrio o participante deveria conseguir se manter em cada uma das posições: em pé com os pés juntos, em pé com um pé parcialmente à frente (postura semitanden) e em pé com um pé à frente (postura tanden), por 10 segundos. Nas duas primeiras posições, o participante recebia nota um (1) caso conseguisse manter-se na posição por 10 segundos e nota zero (0) caso permanecesse por menos de 10 segundos ou não conseguisse realizar o teste. Na terceira posição, o indivíduo recebia nota dois (2) se conseguisse manter a posição por 10 segundos; nota um (1) se mantivesse a posição por 3 a 9,99 segundos e, nota zero (0) para o tempo menor que 3 segundos ou caso não realizasse o teste. Se em qualquer das duas primeiras posições o participante pontuasse zero (0), o teste de equilíbrio deveria ser interrompido.

Para o teste de velocidade da marcha o indivíduo caminhou uma distância de 4 metros, demarcada por fitas fixas ao chão. Atribuiu-se pontuação zero (0) ao participante que não conseguiu completar o teste. Pontuação de um (1) a quatro (4) foi atribuída de acordo com a velocidade alcançada, sendo que quanto maior a velocidade, maior a pontuação. Já no teste de sentar-levantar da cadeira, o participante recebia nota zero (0), caso não completasse o teste. Atribuiu-se nota de um (1) a quatro (4) de acordo com o tempo despendido para sentar e levantar da cadeira, por cinco vezes consecutivas, sendo que quanto maior o tempo, menor a pontuação. Para esse teste a cadeira utilizada não deveria ter apoio lateral e o participante não utilizou apoio dos membros superiores, permanecendo com os mesmos cruzados à frente do tronco.

O escore total da SPPB é obtido pela soma da pontuação de cada teste, variando de zero (pior capacidade) a 12 (melhor capacidade). Segundo Guralnik *et al.* (1995), o resultado pode receber a seguinte graduação: 0 a 3 pontos: incapacidade ou capacidade ruim; 4 a 6 pontos: baixa capacidade; 7 a 9 pontos: capacidade moderada e 10 a 12 pontos: boa capacidade. No presente estudo, as variáveis analisadas da SPPB foram o escore total e os escores de cada domínio separadamente (ANEXO G).

3.3.5 Composição Corporal

Características Antropométricas

Os dados antropométricos avaliados foram a massa corporal, a qual foi mensurada em uma balança de leitura digital, marca Balmak, modelo Classe III (São Paulo, Brasil), com escala de 0,1 kg. E a estatura, que foi determinada por meio de um estadiômetro acoplado à mesma, com escala de 0,1 cm, com selo do INMETRO. A partir dessas medidas, foi calculado o índice de massa corporal (IMC), por meio da razão entre a massa corporal e o quadrado da estatura, sendo a massa corporal expressa em quilogramas (kg) e a estatura em metros (m).

A medida da circunferência de cintura foi realizada com uma fita métrica inextensível, no nível natural da cintura, ponto médio entre a crista ilíaca e a última costela, com precisão de 0.1 cm.

Dual-energy X-ray Absorptiometry (DEXA)

Além dessas variáveis, foi utilizada a avaliação deabsortometriaradiológica de dupla energia ou *Dual-energy X-ray Absorptiometry*(DEXA), para a determinação da composição corporal. As medidas foram realizadas em um equipamento da marca Lunar Prodigy, modelo GE Healthcare, ID 14739 (Madison, WI, USA), mediante escaneamento de corpo inteiro. A calibragem do equipamento seguiu as recomendações do fabricante e tanto a calibragem quanto as análises foram realizadas por um técnico do laboratório com experiência nesse tipo de avaliação. Os participantes foram medidos trajando roupas leves, descalças e sem portar nenhum objeto metálico ou qualquer outro acessório junto ao corpo. Os participantes permaneceram deitados em decúbito dorsal e imóveis, com os braços ao lado do corpo na posição de supino, sobre a mesa do equipamento até a finalização da medida. Após a varredura de corpo inteiro, o programa forneceu os dados relativos ao tecido gordo, tecido ósseo e tecido magro e mole, para o corpo todo e regiões específicas (tronco, membros superiores e inferiores). Os membros foram demarcados e separados do tronco e da cabeça por linhas padrões geradas pelo software do próprio equipamento. As linhas foram ajustadas pelo técnico especializado, por meio de pontos anatômicos específicos. A massa muscular esquelética total foi estimada a partir da quantificação do tecido magro e mole apendicular, mediante a utilização da equação preditiva proposta por Kim *et al.* (2002).

$$\text{MME} = (1,13 \times \text{MIGOAP}) - (0,02 \times \text{idade}) + (0,61 \times \text{sexo}) + 0,97$$

Onde MME = massa muscular esquelética. MIGOAP = massa isenta de gordura e osso apendicular. Sexo: mulher = 0, homem = 1.

3.3.6 Controle Postural

O controle postural foi avaliado através da plataforma de força, que é um equipamento padrão ouro de avaliação das variáveis de equilíbrio. No primeiro momento os participantes foram familiarizados com o equipamento e com as tarefas a serem realizadas na plataforma. Após a familiarização com o instrumento e protocolo experimental, os participantes realizaram cinco tarefas de equilíbrio postural sobre uma plataforma de força (EMG SYSTEM – BIOMECH 400): 1) apoio bipodal com os olhos abertos; 2) apoio bipodal com os olhos fechados; 3) apoio unipodal (com o membro de preferência) (SHIGAKI, *et al.*, 2013) com olhos abertos; 4) apoio bipodal sobre uma superfície instável, composta por uma espuma com densidade de 33 g/cm³, com os olhos abertos; e 5) apoio bipodal usando um óculos de Realidade Virtual (RV) semi imersiva. Segundo Gutierrez, Vexo e Thalmann (2005), a classificação de realidade virtual fica a critério do contato (explorando os sentidos visão, audição e tato) que o equipamento permite que o indivíduo tenha com o mundo real. As categorias definidas são: a não imersiva, a qual isola o indivíduo do mundo real; a semi imersiva, que isola parcialmente o indivíduo do mundo real e a imersiva, que isola o indivíduo completamente do mundo real. Nesse estudo, foi colocado um vídeo simulando o momento em que uma pessoa está aguardando para atravessar uma rua movimentada, com algumas perturbações visuais e auditivas da realidade de vida diária. O vídeo foi gravado na cidade de Londrina-PR, a fim de que não fugisse da realidade vivenciada pelos idosos do presente estudo. Foi utilizado um aparelho de celular simples, da marca Samsung (J5), no qual foi acoplada uma câmera Eken Pano Live I 360 Graus, Android Vr 360°, os óculos de realidade virtual foram da marca GoalPro Gear VR 3D 360° de visão para android e iOS. Para cada tarefa na plataforma de força, foram realizadas duas tentativas de 30 segundos, com repouso de 30 segundos entre elas, e as médias das tentativas foram usadas para as análises estatísticas (DA SILVA *et al.*, 2013).

O protocolo foi padronizado para cada tarefa: pés descalços, braços soltos e relaxados ao lado do corpo e com o seguimento cefálico posicionado horizontalmente ao plano do solo. Para a condição envolvendo os olhos abertos (tarefa 1, 3 e 4), cada participante direcionou seu olhar para um alvo fixo (cruz preta= 14,5 cm altura X 14,5 cm largura X 4 cm de espessura), posicionada na parede a uma distância de 2,5 metros e na altura dos olhos.

Para as análises pelo método de análise no domínio do tempo do CP, os sinais da força de reação do solo provenientes das medidas da plataforma foram coletados em uma amostragem de 100 Hz. Todos os sinais de força foram filtrados com um filtro de segunda ordem Butterworth passa-baixa a 35 Hz. Em seguida os sinais foram convertidos por meio de uma análise estabilográfica, através do software EMGLab2 (EMG System). A análise estabilográfica dos dados do COP fez os cálculos dos principais parâmetros de equilíbrio com a plataforma de força: área de elipse de 95% de confiança do COP (A-COP em cm²), velocidade média (VEL em cm/s) nas direções anteroposterior (A/P) e médio-lateral (M/L) (DA SILVA *et al.*, 2013).

Para as análises pelo método de análise no domínio do tempo-frequências foi utilizada a técnica de *wavebands* (bandas de frequência). A técnica global expressa numericamente o tamanho dos padrões de oscilação, nos domínios de tempo ou frequência (BARATTO *et al.*, 2002) e as variáveis do COP com maior variabilidade e altas frequências sugerem pior equilíbrio postural (BARATTO *et al.*, 2002; IHLEN *et al.*, 2013). As análises do COP usando bandas de onda fornecem informações sobre a amplitude do sinal em diferentes conteúdos de frequência, o que permite que o sinal geral seja separado em componentes fisiológicos (por exemplo, visual, vestibular e proprioceptivo) (LACOUR *et al.*, 2008; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). Além disso, o sinal COP não é estacionário (ou seja, as frequências não são distribuídas uniformemente ao longo do tempo); portanto, a análise de frequência e tempo é mais apropriada que os métodos tradicionais no domínio da frequência, por exemplo, Fast Fourier Transform - FFT; (CHAGDES *et al.*, 2009; PAILLARD e NOÉ, 2015). Alguns autores relacionaram as bandas de onda com sistemas neurais específicos envolvidos no CP (PAILLARD *et al.*, 2006; PAILLARD e NOÉ, 2015; FOISY *et al.*, 2015).

As bandas de onda foram 0,05-0,5 Hz (baixas frequências), 0,5-1,5 Hz (médias frequências) e 1,5-10 Hz (altas frequências). Essas bandas no domínio do tempo-frequência são consideradas como correspondentes ao uso de diferentes meios de CP, a primeira banda (baixas frequências) está relacionada com o sistema viso-vestibular, a segunda ao sistema cerebelar, e a terceira ao sistema proprioceptivo (PAILLARD *et al.*, 2002; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009; PAILLARD e BOREL, 2013). Os resultados são

apresentados como porcentagens do tempo integral de todo o sinal para cada banda para o deslocamento de AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral).

3.3.7 Testes de Força Muscular

Preensão manual

O teste de aperto de mão mede a força isométrica máxima dos músculos da mão e do antebraço. A força foi medida bilateralmente usando um dinamômetro da marca Sahean®. Para as análises estatísticas foi utilizado o melhor resultado. O teste foi realizado com o participante em uma posição sentada com os braços paralelos ao tronco, com os cotovelos fletidos a 90 graus, e o antebraço e a mão na posição neutra. (KUMAR *et al.*, 2008) Para a realização do teste o participante foi orientado a realizar uma contração isométrica com o máximo de força possível, o avaliador realizou estímulos verbais para auxiliar o indivíduo a alcançar a força máxima. Após cada teste o participante tinha um descanso de 1 minuto. O teste foi repetido três vezes e o maior valor foi registrado (ANEXO H).

Força máxima e potência dos músculos extensores e flexores do joelho

A avaliação muscular foi analisada pelo dinamômetro isocinético da marca Biodex System 4 Pro®, com frequência de aquisição de 100 Hz. O modo de contração utilizado no dinamômetro isocinético foi o concêntrico, tanto para a extensão, quanto para a flexão de joelho. Foram analisados os picos de torque, que é o produto da massa, aceleração e tamanho do braço de alavanca, que é o máximo de torque produzido na amplitude de movimento (BROWN *et al.*, 2003), em velocidades angulares diferentes: em baixa (60°/s), na qual ocorre a maior força muscular; e em moderada (180°/s), onde ocorre maiores valores de potência (PERRIN, 1993). Foram feitas duas séries de cinco repetições máximas com velocidade constante pré-determinada de 60°/s e 180°/s. O pico de torque foi considerado

o maior valor de torque apresentado em 5 repetições, dentro das velocidades analisadas.

Antes de iniciar a avaliação as idosas eram orientadas a caminhar em superfície plana - local arejado e bem iluminado - durante 5 minutos. Em seguida era feita a seguinte pergunta para determinar a perna de preferência: “Caso tivesse uma bola na sua frente, com qual perna você chutaria?”. Em seguida, a idosa sentava-se na cadeira que estava posicionada em 85° de flexão de quadril, eixo de rotação do equipamento alinhado ao centro da articulação do joelho (epicôndilo lateral), os cintos eram posicionados no tronco e na região pélvica, em volta da coxa do membro contralateral e tornozelo homolateral ao membro avaliado, conforme o protocolo de Potulski *et al.*, (2011). Para os testes, houve um intervalo de 60 segundos entre as séries, e os sujeitos foram verbalmente encorajados para desenvolverem a sua força máxima. As variáveis utilizadas advindas desse teste e utilizadas nesse estudo foram: o melhor resultado do pico de torque e do trabalho total à 60° e à 180°, de flexão e extensão de joelhos.

3.3.8 Variáveis Bioquímicas

Análise bioquímica

Após jejum de 8 a 12 horas um profissional habilitado do Hospital Universitário de Londrina coletou cerca de 10 ml de sangue de cada idosa. Tal amostra de sangue foi utilizada para determinação das vitaminas B12 e D.

Vitamina B12

O rastreio foi realizado com dosagem dos níveis séricos de vitamina B12. Deficiência nas concentrações séricas de vitamina B12 foram analisadas por meio de imunoenaios e método de eletroquimioluminescência. Levando em consideração a relevância clínica da concentração sérica de vitamina B12 foram adotados os seguintes pontos de corte: deficiência grave de vitamina B12 sérica <150 pg/ml; deficiência de vitamina B12 <200pg/mL;

possibilidade de deficiência de 200-300pg/mL e suficiência de vitamina B12 de 300-900 pg/mL (APARICIO-UGARRIZA *et al.*, 2015; NAZÁRIO *et al.*, 2018).

Vitamina D

As dosagens da vitamina D foram analisadas por meio do método de eletroquimioluminescência. Na literatura não há consenso por um valor de referência, pois a mesma sofre alterações relacionadas à idade, estação do ano, alimentação, latitude geográfica e grupos étnicos. Tendo em vista a amostra desse estudo, a referência da concentração sérica de vitamina D admitiu-se risco quando os valores expressos de vitamina D forem < 30 ng/mL e os valores recomendado para idosos de vitamin D 30-60 ng/L (HOLICK *et al.*, 2011; KURIACOSE; OLIVE, 2014; MAEDA *et al.*, 2014).

3.4 INTERVENÇÕES – ESTUDO 3

As intervenções foram realizadas em três regiões do município para facilitar a aderência dos idosos ao programa. Na região sul foi realizada a modalidade de PS, na região norte a modalidade de DS, e na região oeste, o TA em esteira com intensidade auto selecionada. As três intervenções foram realizadas no período vespertino, três vezes por semana, em dias alternados, com duração de aproximadamente 60 minutos, totalizando 36 sessões. A opção pela realização das intervenções três vezes por semana, durante 12 semanas, foi baseada em achados da literatura que indica que oito semanas de treinamento físico são suficientes para produzirem alterações fisiológicas e metabólicas; no entanto, 12 semanas é o padrão mais comum aceito para estudos em geral (PILLATT *et al.*, 2019; WILMORE *et al.*, 2013, LIU; LATHAM, 2009; BOMPA; HAFF, 2009). Todas as intervenções foram monitoradas por profissionais e estudantes de Educação Física e Fisioterapia. Em seguida as características de cada modalidade de intervenção são apresentadas.

3.4.1 Modalidades de Exercícios

3.4.1.1 Pilates solo

A intervenção foi realizada na em um salão de igreja na região sul de Londrine, e foi desenvolvida seguindo todos os princípios do Método Pilates Solo, tais como concentração, controle, centralização, fluidez, precisão e respiração. Os equipamentos utilizados foram bola suíça, elástico, halter de 2 e 4 kg, bastão e caneleiras. Os exercícios trabalhados foram para os principais seguimentos corporais: membros inferiores, tronco e membros superiores. Os quatro ciclos referentes à progressão do treinamento foram os seguintes: 1) familiarização com o método Pilates; 2) movimentos básicos; 3) movimentos intermediários; e 4) movimentos avançados. Foram realizados uma série de 10 repetições para cada exercício executado em todos os ciclos, com intervalos de descanso de 1 minuto entre um exercício e outro. Para determinar o nível de esforço dos participantes e a consequente evolução da sobrecarga, foi utilizada a escala de esforço percebido de Borg: carga leve (Borg \leq 2); carga moderada (Borg $>$ 2 e $<$ 5); carga pesada (Borg \geq 5 e $<$ 7); e o próximo da carga máxima (Borg \geq 7). O nível de percepção de esforço que foi mantido durante as sessões foi o nível pesado (Borg entre 5 e 6). Em cada alteração da intensidade e/ou complexidade do exercício, o participante era orientado a modular o seu esforço de acordo com a meta de 5 a 6 da escala (BORG, 1982).

Em todos os ciclos as sessões mantiveram a mesma estrutura: 1) Alongamento e aquecimento (10 minutos); 2) Exercícios de fortalecimento de tronco (10 minutos); 3) Exercícios de fortalecimento de membros inferiores (10 minutos); 4) Exercícios de fortalecimento de membros superiores (10 minutos); e 5) Alongamento e Relaxamento (10 minutos).

3.4.1.2 Dança de salão

A intervenção de Dança de Salão foi realizada em um salão social de uma igreja da região norte do município de Londrina-PR. Os estilos de dança escolhidos foram: forró, bolero, marchinha gaúcha, valsa e samba (GRANGEIRO, 2018), pois são os ritmos mais comuns nos bailes da terceira

idade. A intensidade trabalhada nas sessões foram de leve a moderada, de acordo com os batimentos por minuto (BPM) das músicas. A duração da intervenção foi de 12 semanas e aconteceu em três dias alternados por semana, com sessões de 60 minutos.

O período de investigação foi dividido em 4 ciclos com 9 aulas, totalizando 36 intervenções. A cada ciclo, o nível de complexidade era aumentado. A aderência dos idosos foi controlada pelas frequências nas aulas. Os ciclos foram divididos em:

- 1) Ritmo e Musicalização;
- 2) Movimentos Básicos I (base lateral e anteroposterior);
- 3) Movimentos Básicos II (giros e combinação dos movimentos básicos I);
- 4) Movimentos Básicos III (deslocamentos no sentido anti-horário, variações e combinação de movimentos básicos I e II).

As aulas foram divididas em 3 partes:

- 1) Alongamento e Consciência Corporal, Visual e Sensorial (10 minutos);
- 2) Atividades rítmicas e expressivas relacionadas aos estilos propostos em cada aula (40 minutos);
- 3) Alongamento e Relaxamento (10 minutos).

3.4.1.3 Treinamento aeróbico

O treinamento aeróbico foi realizado em uma academia de ginástica alocada na região leste do município de Londrina-PR. Os sujeitos que participaram dessa intervenção realizaram um programa de treinamento supervisionado em uma esteira ergométrica (*EMBREEX 566 BX 3.0/566 BX 1.8/566 BXI*) por 12 semanas, com uma frequência semanal de 3 vezes, com duração aproximada de 40 a 50 minutos em cada sessão, sendo 30 minutos na esteira e os minutos restantes compostos por alongamentos musculares ativos, nas regiões de membros inferiores, superiores e tronco, antes e após o treinamento da esteira. A caminhada na esteira foi realizada com intensidade auto selecionada. Os

participantes foram instruídos a selecionarem a intensidade em ritmo moderado. A informação padronizada foi a seguinte: “Selecione um ritmo na esteira, em que você consiga caminhar o mais rápido possível durante 30 minutos”. A cada sessão a velocidade da caminhada em km/h foi registrada, e a percepção subjetiva de esforço (BORG, 1982), após os primeiros 10 minutos e ao final da sessão de treino.

3.4.2 Análises Estatísticas

No Primeiro estudo, inicialmente as idosas foram classificadas conforme o seu desempenho cognitivo segundo os parâmetros do *MoCA-Montreal Cognitive Assessment*: cognição normal (CN), comprometimento cognitivo leve (CCL) e comprometimento cognitivo moderado (CCM). Na sequência, a normalidade dos dados foi testada por meio do teste de *Shapiro-Wilk* e os resultados descritivos foram apresentados em média e desvio padrão para os dados paramétricos, e em mediana e amplitude interquartil quando os dados foram não-paramétricos. Para verificar as diferenças entre os grupos nas variáveis do estudo, foi realizada a análise de variância de um fator (ANOVA ONE-WAY), com *Post Hoc* de Sidak. Nas comparações entre os grupos nas variáveis de CP foram realizadas análises sem e com variável de ajuste (ANCOVA) idade. Para as variáveis que não apresentaram normalidade as comparações foram realizadas mediante o teste de Friedman e o teste Wilcoxon. O tamanho do efeito ou *effectsize*(ES) utilizado foi o *partialetasquared*. As magnitudes do ES foram interpretadas qualitativamente usando os pontos de corte de *Cohen'sguideline*. Um $ES < 0,01$ foi considerado insignificante (trivial), $\geq 0,01$ à $< 0,06$ foi considerado como tamanho do efeito pequeno, $\geq 0,06$ à $< 0,14$ como moderado e $\geq 0,14$ como grande (COHEN, 1988). O nível de significância adotado foi de 5%.

No segundo estudo, a normalidade dos dados foi testada pelo teste de Shapiro Wilk, os dados que atenderam a normalidade foram apresentados em média e desvio padrão, já os não-paramétricos, foram apresentados em mediana e intervalo interquartil. Foram realizadas correlações simples (Pearson ou Spearman) entre as variáveis dependentes de equilíbrio

postural (bipodal com olhos abertos, bipodal na espuma e bipodal com realidade virtual nas direções A/P e M/L) com as variáveis independentes (bioquímicas, de composição corporal, índice de saúde, funcionais e de força muscular). As variáveis que obtiveram correlação com $p < 0.20$ foram inseridas no modelo de regressão (refe). Foi realizada a análise de regressão linear múltipla (método *Backward* e método teórico), visando identificar os preditores de equilíbrio postural. Portanto, os modelos preditivos finais foram compostos pelas variáveis com nível de significância $p < 0,05$. As variáveis que apresentaram multicolinearidade foram analisadas e optado, conforme modelo teórico, pelas variáveis que melhor representassem os dados. O teste de Durbin-Watson foi utilizado para detectar a presença de correlação serial entre as variáveis de cada modelo. Por meio das regressões foi possível realizar análises de mediação multinível, usando a extensão *process macro* para Windows (HAYES, 2018). Os modelos foram aplicados para investigar o papel do IMC, MoCA e depressão na relação entre idade e VEL A/P, e para investigar o papel do IMC, MoCA e PT Ext. (180°) entre idade e VEL M/L, ambos na condição BIOA. Os efeitos mediadores foram identificados de acordo com os princípios de Baron e Kenny (1986): 1) quando a idade predisse significativamente a variável de desfecho (VEL A/P; VEL M/L); 2) quando a idade esteve relacionada significativamente com o mediador; 3) quando os mediadores estiveram relacionados significativamente com a variável de desfecho; e 4) quando a associação entre a idade e o desfecho é atenuada quando o mediador é incluído no modelo de regressão. O modelo utilizado para as análises de mediação foi o modelo 6. A técnica de Bootstrapping (5000 reamostragens) foi aplicado para estimar os intervalos de confiança (IC 95%) Bias-Corrected and Accelerated (BCa) para os efeitos total, direto e indireto. O nível de significância adotado foi de 5%.

No terceiro estudo, os dados foram testados quanto a normalidade pelo teste de *Shapiro Wilk*, quando a normalidade foi assumida, os dados foram apresentados em média e desvio padrão, e quando não, em mediana e intervalo interquartil. Para as análises de comparação das características entre os grupos, foi utilizada a análise de variância de um fator (ANOVA) *one-way*, e para verificar onde estavam localizadas as diferenças, foi utilizado o teste de *Post Hoc* de *Sidak*. Para as análise dos efeitos das

intervenções sobre as variáveis de equilíbrio postural, foi primeiramente realizado o teste de homogeneidade das variâncias de Levene, os dados que não foram homogêneos foram transformados em Log na base 10. A análise de covariância para medidas repetidas para dois fatores (ANCOVA *two-way*) foi utilizada para a comparação entre os grupos de intervenção, os efeitos de tempo pré e pós intervenção e a interação entre grupo e tempo, utilizando os valores de *baseline* como variável de controle. O teste de *Post Hoc* de Bonferroni, para comparações múltiplas, foi empregado para a localização das diferenças com significância estatística. O tamanho do efeito ou *effectsize*(ES) utilizado foi o *d* de Cohen para comparações bivariadas ou *partialetasquared*, para comparações de três grupos ou mais. Para as comparações bivariadas, a interpretação foi de 0,00-0,19 considerado insignificante, 0,20-0,49 como pequeno, 0,50-0,79 como moderado e $\geq 0,80$ como efeito grande (COHEN, 1992). Já para *opartialetasquared*. As magnitudes do ES foram interpretadas qualitativamente usando os pontos de corte de *Cohen'sguideline*. Um ES $< 0,01$ foi considerado insignificante (trivial), $\geq 0,01$ à $< 0,06$ foi considerado como tamanho do efeito pequeno, $\geq 0,06$ à $< 0,14$ como moderado e $\geq 0,14$ como grande (COHEN, 1988). O índice de significância adotado para todas as análises foi de 5%.

Todas as análises foram realizadas pelo *Software, StatisticalPackage for the Social Sciences* SPSS 24.0.

4 RESULTADOS

ARTIGO 1

COMPARAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL DE IDOSAS COM DIFERENTES ESTADOS COGNITIVOS EM CINCO TAREFAS DE EQUILÍBRIO UTILIZANDO OS MÉTODOS DE ANÁLISE NO DOMÍNIO DO TEMPO E NO DOMÍNIO DO TEMPO-FREQUÊNCIA

RESUMO

Este estudo teve como objetivo comparar o controle postural (CP) de mulheres idosas fisicamente independentes com diferentes níveis de cognição, pelos métodos de análise no domínio do tempo e frequências, em cinco tarefas de equilíbrio postural. Participaram desse trabalho 129 mulheres com 60 anos ou mais, fisicamente independentes, ausentes de programas de exercícios físicos há no mínimo três meses. As idosas foram classificadas em três níveis de cognição pelo MoCA (*Montreal Cognitive Assessment*) em cognição normal (CN), comprometimento cognitivo leve (CCL) e comprometimento cognitivo moderado (CCM). O CP foi avaliado em plataforma de força em cinco condições de equilíbrio; bipodal com olhos abertos (BIOA), bipodal com olhos fechados (BIOF), unipodal (UNIP), bipodal sobre espuma (BIES) e bipodal com realidade virtual (BIRV). Os resultados apontaram que, pelo método de análise no domínio do tempo de avaliação do CP, as idosas com melhor cognição apresentaram menores valores nas variáveis de CP que as idosas com algum comprometimento cognitivo, nas condições BIOA, BIOES e BIRV. Já nos resultados pelo método do domínio do tempo-frequência, não foram observadas diferenças com significância estatística em nenhuma das variáveis

e em nenhuma condição testada, mas os padrões de distribuição nas bandas de frequência entre os deslocamentos AP e ML foram diferentes nas tarefas menos desafiadoras e parecidos nas mais desafiadoras. Dessa forma, esses resultados sugerem que o estado cognitivo pode influenciar o CP, e que isso depende das condições e variáveis testadas.

Palavras-chave:Cognição; Envelhecimento; Equilíbrio Postural.

ABSTRACT

This study aimed to compare the postural control (CP) of physically independent elderly women with different levels of cognition, using standard and specific frequency methods, in five postural balance tasks. A total of 129 women, aged 60 or over, who were physically independent, had been absent from physical exercise programs for at least three months. The elderly women were classified into three levels of cognition by the MoCA (Montreal Cognitive Assessment) in normal cognition (CN), mild cognitive impairment (CCL) and moderate cognitive impairment (CCM). The CP was evaluated on a force platform in five conditions of equilibrium; bipedal with open eyes (BIOA), bipedal with closed eyes (BIOF), unipodal (UNIP), bipedal over foam (BIES) and bipedal with virtual reality (BIRV). The results showed that, by the standard method of evaluating postural control, the elderly women with better cognition had lower values in the CP variables than the elderly women with some cognitive impairment, under the conditions BIOA, BIOES and BIRV. In the results by the specific frequency method, no statistically significant differences were observed in any of the variables and in any tested condition, but the distribution patterns in the frequency bands between the AP and ML displacements were different in the less challenging and similar tasks in the more challenging. Thus, these results suggest that cognitive status can influence PC, and that it depends on the conditions and variables tested.

Key-words:Cognition; Aging; Postural Balance.

INTRODUÇÃO

A relação entre a cognição e a função motora, tem suscitado interesse significativo, uma vez que estudos têm demonstrado mudanças na função motora nos estágios iniciais do declínio cognitivo (LEACH *et al.*, 2018; BUCHMAN, BENNETT, 2011; HAYES *et al.*, 2008; AGGARWAL *et al.*, 2006). À vista disso, o CP pode apresentar variações entre idosos com diferentes níveis de desempenho cognitivo. Dessa forma, se uma mudança no controle neural da postura está associada às alterações relacionadas à idade no controle cognitivo, é provável que essas funções posturais e cognitivas compartilhem circuitos ou mecanismos comuns (LEACH *et al.*, 2018; PARK *et al.*, 2016; SEIDLER *et al.*, 2010).

Alguns estudos têm mostrado que quando o treino cognitivo é adicionado ao treino de equilíbrio, os resultados são melhores que somente o treino com equilíbrio (MANCINI, NUTT, HORAK, 2020; LEACH *et al.*, 2018). No entanto, embora essa condição de treinar em conjunto apresente melhores resultados, ainda é pouco explorado o comportamento do CP em idosos com diferentes níveis de comprometimento cognitivo, quando a cognição é rastreada por instrumentos simples, como questionários.

Em se tratando do CP, ele é avaliado pela plataforma de força (padrão ouro) em diferentes condições de equilíbrio, não apenas as usuais e analisado por diferentes métodos. O método mais usado é o de análise no

domínio do tempo, ou o método linear, no entanto, alguns autores apontam que um aumento nos valores lineares nem sempre sugere um desequilíbrio, mas pode refletir uma estratégia de alguns indivíduos para explorar sua base de apoio sendo mais flexíveis (BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009), ou seja, não fica claro o bastante sobre as alterações do CP do indivíduo, já que em alguns estudos esse aumento dos valores lineares é descrito como desequilíbrios (LOW; WALSH; ARKESTEIJN, 2017; OLIVEIRA *et al.*, 2014). Dessa forma, uma análise não-linear, isto é, pelo método específico de análise no domínio do tempo-frequência, pode ajudar a compreender melhor os resultados, pois além de apontar em qual frequência (baixa, média ou alta) os indivíduos permanecem mais, é possível inferir qual sistema ou sistemas estão contribuindo de forma mais efetiva para o CP do indivíduo.

Segundo MACDONALD *et al.* (2006), um aumento na variabilidade cognitiva e motora geralmente, ocorre antes das manifestações clínicas de declínio funcional. Dado que mudanças na função motora precedem as mudanças na cognição em idosos (DODGE *et al.*, 2012; BURACCHIO *et al.*, 2011; WANG *et al.*, 2006), o monitoramento do CP, pode produzir detecção precoce de declínio motor progressivo e, assim, prever declínio cognitivo na população idosa (KLUGER *et al.*, 1997; MACDONALD *et al.*, 2003).

Castilho *et al.* (2018), não identificaram diferenças estatisticamente significativas no CP em idosos com diferentes níveis de cognição, avaliado pelo Mini Exame de Estado Mental (MEEM). Os idosos foram divididos em três grupos, conforme o nível cognitivo pelo MEEM, embora a maioria das variáveis de CP tenha apresentado valores maiores no grupo com maior comprometimento cognitivo. No entanto, a utilização de um instrumento com maior sensibilidade no rastreamento de declínio cognitivo, como o MoCA (*Montreal Cognitive Assessment*), poderia apontar melhores resultados.

Embora a disfunção cognitiva esteja associada a um risco aumentado de quedas (BURACCHIO *et al.*, 2011), há poucas informações se o CP apresenta menores valores em suas variáveis durante os estágios iniciais de declínio cognitivo (LEACH *et al.*, 2018) e se os métodos de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência de análise de CP podem discriminar essas diferenças. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi comparar o CP de mulheres idosas fisicamente independentes com diferentes

níveis de cognição, pelos métodos de análise no domínio do tempo e específico de análise no domínio do tempo-frequências, em cinco tarefas de equilíbrio postural.

MÉTODOS

Delineamento do Estudo

Trata-se de um estudo transversal, realizado nas dependências da Universidade Estadual de Londrina (UEL), o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da UEL sob parecer 2.788.802.

Amostra

Duzentas e setenta e três (273)mulheres idosas, residentes na comunidade local, inscreveram-se para participar desse estudo. Dessas, 129 atenderam os critérios de elegibilidade. Os critérios de inclusão foram: ter 60 anos ou mais, ser fisicamente independente e não ter participado de programa de exercício físico supervisionado nos últimos três meses. Foram excluídas do estudo as idosas que faziam uso de próteses e órteses e as que possuíam doenças descompensadas que a impedissem de participar das avaliações. Todas as participantes receberam as instruções sobre a sua participação no estudo e em caso de concordância, assinaram o Termo de consentimento Livre e Esclarecido.

Instrumentos e Procedimentos

As participantes tiveram as suas características avaliadas mediante a utilização de questionários e avaliação antropométrica. As informações sociodemográficas foram coletadas mediante uma ficha diagnóstica previamente elaborada pelo grupo de pesquisadores. Foram avaliadas a presença de comorbidades pelo índice de Charlson (CHARLSON *et al.*, 1994), o medo de quedas pela *Falls EfficacyScale Internacional* - FES-I (CAMARGOS, 2007), validada para a população brasileira por (CAMARGOS,

2007). As características antropométricas foram avaliadas pela massa, estatura corporal e Índice de Massa Corporal (IMC), utilizando-se de uma balança de leitura digital, com estadiômetro, marca Balmak, modelo Classe III (São Paulo, Brasil), com escala de 0,1 kg.

Para a avaliação do estado cognitivo foi utilizado o instrumento MoCA (*Montreal Cognitive Assessment*) (NASREDDINE *et al.*, 2005), desenvolvido como um instrumento breve para rastreio de comprometimento cognitivo leve (CCL). Esse instrumento tem alta sensibilidade (81%) e especificidade (77%) para detectar o comprometimento intelectual leve em idosos brasileiros (MEMÓRIA *et al.*, 2013). O MoCA avalia oito domínios cognitivos, que são pontuados dentro de um intervalo de 0 a 30 pontos (escores mais altos indicando melhor função): memória de curto prazo; nomeação; habilidades visuoespaciais; função executiva; atenção, concentração e memória de trabalho; e orientação ao tempo e espaço. Para corrigir os efeitos educacionais encontrados no estudo original, um ponto adicional foi dado aos indivíduos com 12 ou menos anos de escolaridade, seguindo as instruções dos autores. São considerados como cognição normal (CN) os idosos com escore ≥ 26 , com comprometimento cognitivo leve (CCL), os escores entre 25 a 19 pontos e comprometimento cognitivo moderado ou avançado (CCM) a pontuação < 19 (LARNER, 2014; MEMÓRIA *et al.*, 2013)

O CP foi avaliado mediante a plataforma de força, que é um equipamento padrão ouro de avaliação das variáveis de equilíbrio postural. No primeiro momento, as participantes foram familiarizadas com o equipamento e com as tarefas a serem realizadas na plataforma. Para a familiarização, cada paciente foi orientado, de forma individual, sobre o equipamento e como seria a avaliação, bem como os posicionamentos para cada condição testada. Dessa forma, antes de cada condição, o avaliador demonstrava o posicionamento para o paciente e o paciente testava a posição sobre a plataforma. Após a familiarização com o instrumento e protocolo experimental, as participantes realizaram cinco tarefas de equilíbrio postural sobre uma plataforma de força (EMG SYSTEM –BIOMEC 400): 1) apoio bipodal com os olhos abertos - BIOA; 2) apoio bipodal com os olhos fechados - BIOF; 3) apoio unipodal, com o membro inferior de preferência e com olhos abertos - UNIP (OLIVEIRA, *et al.*, 2014; PEREIRA, *et al.*, 2017); 4) apoio bipodal sobre uma superfície instável,

composta por uma espuma com densidade de 33 g/cm^3 , com os olhos abertos BIES; e 5) apoio bipodal usando um óculos de Realidade Virtual semi-imersiva BIRV. Nessa condição de equilíbrio, as participantes utilizaram óculos de realidade virtual com um vídeo simulando o momento em que uma pessoa está aguardando para atravessar uma rua movimentada, com algumas perturbações visuais e auditivas da realidade de vida diária. Foi utilizado um aparelho de celular, da marca Samsung (J5), no qual foi acoplada uma câmera Eken Pano Live I 360 Graus, Android Vr 360°. Os óculos de realidade virtual foram da marca GoalPro Gear VR 3D 360° de visão para android e iOS. Para cada tarefa na plataforma de força, foram realizadas duas tentativas de 30 segundos, com repouso de 30 segundos entre elas, e as médias das tentativas foram usadas para as análises estatísticas (OLIVEIRA *et al.*, 2019).

O protocolo foi padronizado para cada tarefa: pés descalços, braços soltos e relaxados ao lado do corpo e com o seguimento cefálico posicionado horizontalmente ao plano do solo. Para a condição envolvendo os olhos abertos (tarefa 1, 3 e 4), cada participante direcionou seu olhar para um alvo fixo (cruz preta= $14,5 \text{ cm}$ altura X $14,5 \text{ cm}$ largura X 4 cm de espessura), posicionada na parede a uma distância de $2,5 \text{ metros}$ e na altura dos olhos.

Para as análises pelo método padrão do CP, os sinais da força de reação do solo provenientes das medidas da plataforma foram coletados em uma amostragem de 100 Hz . Todos os sinais de força foram filtrados com um filtro de segunda ordem Butterworth passa-baixa a 35 Hz . Em seguida os sinais foram convertidos por meio de uma análise estabilográfica, através do software EMGLab2 (EMG System). A análise estabilográfica dos dados do COP fez os cálculos dos principais parâmetros de CP com a plataforma de força: área de elipse de 95% de confiança do COP (A-COP em cm^2), velocidade média (VEL em cm/s) nas direções anteroposterior (A/P) e médio-lateral (M/L) (DA SILVA *et al.*, 2013).

Para as análises pelo método específico de análise no domínio do tempo-frequência foi utilizada a técnica de *wavebands* (bandas de frequência). A técnica global expressa numericamente o tamanho dos padrões de oscilação, nos domínios de tempo ou frequência (BARATTO *et al.*, 2002) e as variáveis do COP com maior variabilidade e altas frequências sugerem pior CP (IHLEN, SKJÆRET, VEREIJKEN, 2013; BARATTO *et al.*, 2002). As

análises do COP usando bandas de onda fornecem informações sobre a amplitude do sinal em diferentes conteúdos de frequência, o que permite que o sinal geral seja separado em componentes fisiológicos (por exemplo, visual, vestibular e proprioceptivo) (BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009; LACOUR, BERNARD-DEMANZE, DUMITRESCU, 2008). Além disso, o sinal COP não é estacionário (ou seja, as frequências não são distribuídas uniformemente ao longo do tempo); portanto, a análise de frequência e tempo é mais apropriada que os métodos tradicionais no domínio da frequência, por exemplo, Fast Fourier Transform - FFT; (PAILLARD, NOÉ, 2015; CHAGDES *et al.*, 2009). Alguns autores relacionaram as bandas de onda com sistemas neurais específicos envolvidos no CP (FOISY *et al.*, 2015; PAILLARD, NOÉ, 2015; PAILLARD *et al.*, 2006).

As bandas de onda foram 0,05-0,5 Hz (baixas frequências), 0,5-1,5 Hz (médias frequências) e 1,5-10 Hz (altas frequências). Essas bandas no domínio do tempo-frequência são consideradas como correspondentes ao uso de diferentes meios de CP, a primeira banda (baixas frequências) está relacionada com o sistema viso-vestibular, a segunda ao sistema cerebelar, e a terceira ao sistema proprioceptivo (PAILLARD *et al.*, 2002; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009; PAILLARD e BOREL, 2013). Os resultados são apresentados como porcentagens do tempo integral de todo o sinal para cada banda para o deslocamento de AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral).

Análises Estatísticas

Inicialmente as idosas foram classificadas conforme o seu desempenho cognitivo segundo os parâmetros do MoCA- *Montreal Cognitive Assessment*: cognição normal (CN), comprometimento cognitivo leve (CCL) e comprometimento cognitivo moderado (CCM). Na sequência, a normalidade dos dados foi testada por meio do teste de *Shapiro-Wilk* e os resultados descritivos foram apresentados em média e desvio padrão para os dados paramétricos, e em mediana e amplitude interquartil quando os dados foram não-paramétricos. Para verificar as diferenças entre os grupos nas variáveis do estudo, foi realizada a análise de variância de um fator (ANOVA ONE-WAY), com *Post Hoc* de Sidak. Nas comparações entre os grupos nas variáveis de CP

foram realizadas análises sem e com variável de ajuste (ANCOVA) idade. Para as variáveis que não apresentaram normalidade as comparações foram realizadas mediante o teste de Friedman e o teste Wilcoxon. O tamanho do efeito ou *effectsize*(ES) utilizado foi o *partialetasquared*. As magnitudes do ES foram interpretadas qualitativamente usando os pontos de corte de *Cohen's guideline*. Um ES < 0,01 foi considerado insignificante (trivial), ≥0,01 à <0,06 foi considerado como tamanho do efeito pequeno, ≥0,06 à <0,14 como moderado e ≥0,14 como grande (COHEN, 1988). O nível de significância adotado foi de 5%. Os dados foram analisados por meio de um *Software, Statistical Package for the Social Sciences* SPSS 24.0.

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta as características dos participantes de forma geral e separadas pelo estado cognitivo. A classificação indicou que 17% das idosas possuíam CN, 52,7% CCL e 30,2% CCM. Os três grupos apresentaram características basais semelhantes com exceção do MoCA em que os três grupos se diferenciaram entre si.

Tabela 1. Características dos grupos de classificação dos pontos de corte do MoCA.

Variáveis	Total (n=129)	CN (n=22)	CCL (n=68)	CCM (n=39)	P
Idade \bar{x} (DP)	69.0 (12.0)#	67.9 (6.6)	70.0 (9.0)#	71.0 (14.0)#	0.222
IMC \bar{x} (DP)	28.3 (6.3)#	30.0 (4.8)	28.3 (6.5)#	27.6 (4.0)	0.208
I_Charlson \bar{x} (DP)	1.0 (2.0)#	3.0 (2.0)#	3.0 (1.0)#	3.0 (2.0)#	0.523
FES-I \bar{x} (DP)	25.0 (10.0)#	22.5 (11.0)#	25.0 (10.0)#	26.0 (8.0)#	0.613
MoCA \bar{x} (DP)	21.0 (7.0)	28.0 (3.0)#	22.0 (4.0)#	16.0 (3.0)#	<0.001^{a,b}

\bar{x} (DP): média (desvio padrão) dos resultados paramétricos, # resultados não-paramétricos apresentados em mediana (intervalo interquartil), IMC: índice de massa corporal; FES-I: Falls Efficacy Scale Internacional; MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*; CN: cognição normal; CCL: comprometimento cognitivo leve; CCM: comprometimento cognitivo moderado. ^a CN diferente de CCL e CCM; ^b CLL diferente de CCM.

Na tabela 2 são apresentadas as diferenças nas variáveis do CP entre os três grupos. Os resultados indicaram que o grupo CN, nas variáveis Vel A/P e Vel M/L, apresentou significativamente menores valores em relação aos outros dois grupos na condição BIOA ($p < 0.05$). Na condição BIOF

foi encontrada diferença estatisticamente significativa na variável Vel A/P do grupo CN em relação aos outros grupos ($p=0.01$). Na condição UNIP não foi observada diferenças significativas entre os grupos. Já na condição BIES foram observadas diferenças com significância estatística em todas as variáveis de do CP ($p<0.05$), apontando que o grupo CN apresentou menores valores em relação aos outros grupos. Já na condição BIRV, também foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos CCL e CCM, em que o grupo CCL apresentou menores valores nas variáveis Vel A/P e M/L ($p=0.01$) em comparação ao CCM.

Em relação à relevância clínica e ao tamanho do efeito (*effectsize*), apresentados na tabela 3, pode ser observado que houve aumento nos valores percentuais em quase todas as variáveis, apontando que, embora algumas comparações não tenham tido diferenças com significância estatística, em se tratando do CP nos diferentes estados cognitivos, houve relevância clínica, e que os indivíduos com melhor estado cognitivo apresentam valores menores nas variáveis de CP, com tamanho do efeito variando de pequeno à moderado.

Tabela2. Comparação do controle postural entre idosas com diferentes níveis de cognição conforme a classificação do MoCA pela ANOVA one-way.

Variáveis	Total x̄ (IC 95 %)	GRUPO CN x̄ (IC 95 %)	GRUPO CCL x̄ (IC 95 %)	GRUPO CCM x̄ (IC 95 %)	Valor de F	Valor de P
(Continua)						
BIOA- BIPODAL COM OLHOS ABERTOS						
	n= 129	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm ²)	1.17 (1.04-1.31)	1.31 (0,97-1,65)	1.16 (0,97-1.35)	1.40 (1.15-1.65)	1.347	0.264
Vel A/P (cm/s)	1.74 (1.69-1.79)	1.69 (1.59-1.80)	1.78 (1.72-1.84)	1.88 (1.80-1.96)	5.825	0.004^a
Vel M/L (cm/s)	1.53 (1.48-1.58)	1.46 (1.36-1.55)	1.53 (1.48-1.59)	1.63 (1.56-1.71)	6.180	0.003^a
BIOF- BIPODAL COM OLHOS FECHADOS						
	n= 129	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm ²)	1.40 (1.21-1.59)	1.63 (1.18-2.07)	1.38 (1.13-1.63)	1.65 (1.32-1.99)	1.032	0.359
Vel A/P (cm/s)	1.90 (1.84-1.96)	1.86 (1.69-2.03)	1.96 (1.87-2.06)	2.06 (1.93-2.18)	2.961	0.055
Vel M/L (cm/s)	1.55 (1.50-1.60)	1.49 (1.39-1.57)	1.55 (1.49-1.61)	1.63 (1.55-1.70)	4.192	0.017^a
UNIP- UNIPODAL COM OLHOS ABERTOS						
	n= 103	n= 18	n= 55	n= 30		
A-COP (cm ²)	11.68 (10.72-12.65)	11.09 (8.75-13.42)	12.07 (10.74-13.39)	11.34 (9.54-13.13)	0.471	0.625
Vel A/P (cm/s)	3.37 (3.21-3.53)	3.28 (2.90-3.65)	3.42 (3.21-3.63)	3.33 (3.04-3.62)	0.489	0.615
Vel M/L (cm/s)	4.04 (3.89-4.20)	3.93 (3.57-4.29)	4.04 (3.84-4.25)	4.12 (3.84-4.39)	0.740	0.480
BIES- BIPODAL COM OLHOS ABERTOS E SOBRE UMA ESPUMA						
	n= 129	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm ²)	4.48 (3.76-5.21)	4.32 (2.90-5.73)	4.17 (3.37-4.97)	6.17 (5.11-7.22)	5.851	0.004^b
Vel A/P (cm/s)	2.07 (1.99-2.14)	2.05 (1.84-2.26)	2.18 (2.06-2.30)	2.35 (2.20-2.51)	4.632	0.011
Vel M/L (cm/s)	1.62 (1.56-1.67)	1.53 (1.42-1.64)	1.63 (1.57-1.69)	1.71 (1.64-1.80)	5.508	0.005^a

Variáveis	Total x̄ (IC 95 %)	GRUPO CN x̄ (IC 95 %)	GRUPO CCL x̄ (IC 95 %)	GRUPO CCM x̄ (IC 95 %)	Valor de F	Valor de P
(Continuação)						
BIRV- BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL						
	n= 129	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm²)	1.00 (0.88-1.12)	1.21 (0.83-1.59)	0.95 (0.74-1.16)	1.34 (1.05-1.62)	2.725	0.069
Vel A/P (cm/s)	1.76 (1.71-1.82)	1.76 (1.58-1.94)	1.79 (1.68-1.89)	1.98 (1.85-2.11)	4.431	0.014^b
Vel M/L (cm/s)	1.51 (1.46-1.56)	1.46 (1.36-1.56)	1.51 (1.46-1.57)	1.60 (1.53-1.68)	4.446	0.014^c

x̄ (IC 95%): média (intervalo de confiança de 95%); CN: cognição normal; CCL: comprometimento cognitivo leve; CCM: comprometimento cognitivo moderado; A-COP: área de oscilação do centro de pressão, apresentada em centímetros ao quadrado (cm²); Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral, apresentados em centímetros por segundo (cm/s). Os resultados com significância estatística sem ajuste estão apresentados em negrito, já os ajustados pela idade estão apresentados em negrito e com *. ^a CN diferente de CCL e CCM; ^b CCL diferente de CCM. ^c CN diferente de CCM

Tabela 3. Diferenças clínicas e *Effectsizes* da comparação do controle postural entre idosas com diferentes níveis de cognição conforme a classificação do MoCA pela ANOVA *one-way*.

Variáveis	GRUPO CCL x CN	GRUPO CCM x CCL	GRUPO CCM x CN	ES Eta Parcial Quadrado	Interpretação do ES (Continua)
BIOA- BIPODAL COM OLHOS ABERTOS					
	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm ²)	<1.5%	>20.7%	>6.9	0.02	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	>5.3%	>5.6%	>11,2%	0.09	Moderado
Vel M/L (cm/s)	>4.8%	>6.5%	>11.6%	0.09	Moderado
BIOF- BIPODAL COM OLHOS FECHADOS					
	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm ²)	<15.3%	>19.6%	>1.2%	0.02	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	>5.4%	>5.10%	>10.8%	0.05	Pequeno
Vel M/L (cm/s)	>4.0%	>5.2%	>9.4%	0.06	Moderado
UNIP- UNIPODAL COM OLHOS ABERTOS					
	n= 18	n= 55	n= 30		
A-COP (cm ²)	>8.8%	<6.0%	>2.3%	0.01	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	>4.3%	<2.6%	>1.5%	0.01	Pequeno
Vel M/L (cm/s)	>2.8%	>2.0%	>4.8%	0.02	Pequeno
BIES- BIPODAL COM OLHOS ABERTOS E SOBRE UMA ESPUMA					
	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm ²)	<3.5%	>48.0%	>42.8%	0.00	Trivial
Vel A/P (cm/s)	>6.3%	>7.8%	>14.6%	0.07	Moderado
Vel M/L (cm/s)	>6.5%	>4.9%	>11.8%	0.08	Moderado

Variáveis	GRUPO CCL x CN	GRUPO CCM x CCL	GRUPO CCM x CN	ES Eta Parcial Quadrado	Interpretação do ES (Continuação)
BIRV- BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL					
	n= 22	n= 68	n= 39		
A-COP (cm²)	<21.5%	>41.1%	>10.7%	0.04	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	>1.7%	>10.6%	>12.5%	0.07	Moderado
Vel M/L (cm/s)	>3.4%	>6.0%	>9.6%	0.07	Moderado

CN: cognição normal; CCL: comprometimento cognitivo leve; CCM: comprometimento cognitivo moderado; A-COP: área de oscilação do centro de pressão, apresentada em centímetros ao quadrado (cm²); Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral, apresentados em centímetros por segundo (cm/s).

Os resultados das comparações das variáveis de CP, pelo método de análise específico de bandas no domínio do tempo-frequência, mostrados na Tabela 4, indicaram que não houve diferenças com significância estatística em nenhuma das variáveis e em nenhuma condição de equilíbrio analisada. De modo geral, as idosas, independente da classificação cognitiva, nas tarefas BIOA, BIOF e BIRV, apresentaram padrões semelhantes nas distribuições das bandas de frequência. No deslocamento AP a frequência baixa foi a mais recrutada (58 a 62%), seguida pela média (23 a 27%) e a alta (14 a 15%). Já no deslocamento ML, as três frequências foram similares girando em torno de 29 a 36% cada uma. Nas condições BIES e UNIP, que são tarefas mais desafiadoras, o padrão de distribuição foram parecidos nos deslocamentos AP e ML com a predominância das frequências baixas (42 a 52%), seguido pela média (30-36%) e alta (13 a 20%).

Em relação a relevância clínica e ao tamanho do efeito (*effectsize*), apresentados na tabela 5, pode ser observado que houve aumento nos valores percentuais em quase todas as variáveis, apontando que, embora algumas comparações não tenham tido diferenças com significância estatística, em se tratando do CP nos diferentes estados cognitivos, houve relevância clínica, e que os indivíduos com melhor estado cognitivo apresentam valores menores nas variáveis de CP, com tamanho do efeito variando de pequeno à moderado.

Tabela 4. Comparação do controle postural por meio da análise específica no domínio do tempo-frequência, separadas por bandas, entre idosos com diferentes níveis de cognição conforme a classificação do MoCA.

Variáveis	Banda de frequência	Total	GRUPO CN \bar{x} (IC 95 %)	GRUPO CCL \bar{x} (IC 95 %)	GRUPO CCM \bar{x} (IC 95 %)	Valor de F	Valor de P
(Continua)							
BIOA- BIPODAL COM OLHOS ABERTOS							
		n= 129	n= 22	n= 68	n= 39		
	AP						
	0.05-0.5 Hz	60.10 (58.63-61.58)	61.64 (58.45-64.83)	58.80 (56.99-60.60)	60.07 (57.68-62.46)	1.653	0.196
	0.5-1.5 Hz	24.31 (23.14-25.49)	23.66 (21.03-26.29)	25.22 (23.73-26.71)	24.80 (22.82-26.77)	0.829	0.439
	1.5-10 Hz	15.58 (14.85-16.32)	14.71 (13.16-16.25)	15.99 (15.11-16.86)	15.15 (13.99-16.31)	1.482	0.231
	ML						
	0.05-0.5 Hz	36.11 (34.71-37.51)	38.56 (35.46-41.67)	35.87 (34.12-37.63)	35.56 (33.24-37.89)	1.449	0.239
	0.5-1.5 Hz	33.03 (32.22-33.95)	31.74 (29.69-33.79)	33.24 (32.09-34.40)	34.67 (33.14-36.21)	2.345	0.100
	1.5-10 Hz	30.86 (29.55-32.17)	29.69 (26.80-32.59)	30.89 (29.26-32.53)	29.76 (27.59-31.94)	0.464	0.630
BIOF- BIPODAL COM OLHOS FECHADOS							
			n= 22	n= 68	n= 39		
	AP						
	0.05-0.5 Hz	58.26 (56.84-59.68)	59.09 (55.89-62.29)	57.19 (55.39-59.00)	57.14 (54.74-59.53)	1.117	0.330
	0.5-1.5 Hz	26.60 (25.50-27.70)	26.44 (23.92-28.96)	27.07 (25.65-28.49)	27.46 (25.57-29.35)	0.337	0.715
	1.5-10 Hz	15.10 (14.39-15.80)	14.49 (13.02-15.96)	15.73 (14.89-16.56)	15.39 (14.29-16.49)	1.784	0.172
	ML						
	0.05-0.5 Hz	34.51 (33.10-35.91)	36.99 (34.03-39.94)	33.86 (32.19-35.53)	35.77 (33.55-37.98)	2.106	0.126
	0.5-1.5 Hz	34.40 (33.48-35.32)	33.43 (31.24-35.61)	34.80 (33.57-36.04)	34.97 (33.33-36.61)	0.522	0.595

1.5-10 Hz	16.80 (16.10-17.49)	16.71 (15.26-18.16)	17.06 (16.24-17.87)	15.76 (14.67-16.84)	2.182	0.117
BIRV- BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL						
	n= 22		n= 68		n= 39	
AP						
0.05-0.5 Hz	61.74 (60.28-63.21)	61.14 (57.94-64.33)	61.07 (59.27-62.87)	60.84 (58.45-63.24)	0.278	0.758
0.5-1.5 Hz	23.00 (21.91-24.09)	24.04 (21.61-26.47)	23.46 (22.09-24.83)	23.44 (21.61-25.26)	0.028	0.972
1.5-10 Hz	15.20 (14.46-15.95)	14.81 (13.22-16.40)	15.47 (14.57-16.37)	15.58 (14.39-16.77)	1.025	0.362
ML						
0.05-0.5 Hz	33.03 (31.63-34.43)	36.48 (33.46-39.50)	32.80 (31.10-34.51)	32.36 (30.09-34.62)	2.992	0.054
0.5-1.5 Hz	33.97 (13.88-94.06)	33.25 (30.73-35.76)	33.48 (32.06-34.90)	35.31 (33.43-37.20)	1.265	0.286
1.5-10 Hz	33.15 (31.96-34.34)	30.31 (27.65-32.98)	33.44 (31.94-34.95)	32.31 (30.31-34.31)	2.402	0.095

\bar{x} (IC 95%): média (intervalo de confiança de 95%); CN: cognição normal; CCL: comprometimento cognitivo leve; CCM: comprometimento cognitivo moderado; AP: deslocamento ântero-posterior e ML: deslocamento médio-lateral, apresentados em Hertz (Hz). 0.05-0.5 Hz: frequência baixa; 0.5-1.5 Hz: frequência média; 1.5-10 Hz: frequência alta.

Foram realizadas também, comparações das condições de equilíbrio nas variáveis analisadas, pelo método de análise no domínio do tempo e pelo método no domínio do tempo-frequência para cada estado de equilíbrio. Em que foi possível observar, de forma geral, que as condições se diferiram entre si em todas as variáveis, praticamente, e em todos os estados cognitivos testados. As figuras contendo essas análises seguem no material suplementar no link a seguir:

<https://docs.google.com/presentation/d/19qZdyCatW9kbDPsROj635-Odr-MfQQK7sgxgZo7euEE/edit?usp=sharing>

DISCUSSÃO

O presente estudo que teve como objetivo comparar o CP de mulheres idosas fisicamente independentes com diferentes níveis de cognição, pelos métodos de análise no domínio do tempo e específico no domínio do tempo-frequência, em cinco tarefas de equilíbrio postural, mostrou que pelo método de análise no domínio do tempo de avaliação do CP, as idosas com melhor cognição apresentaram menores valores nas variáveis de CP que as idosas com algum comprometimento cognitivo, nas condições BIOA, BIOES e BIRV. Já nos resultados pelo método no domínio do tempo-frequência, não foram observadas diferenças com significância estatística em nenhuma das variáveis e em nenhuma condição testada, mas os padrões de distribuição nas bandas de frequência entre os deslocamentos AP e ML foram diferentes nas tarefas menos desafiadoras e parecidos nas mais desafiadoras.

Na literatura ainda não foi encontrado estudos que compararam o CP de idosas com diferentes níveis de cognição, avaliados pelo MoCA e os métodos de análise no domínio do tempo e específico de bandas do domínio do tempo-frequência na análise do CP. Embora existam vários estudos envolvendo a cognição e o CP em idosos, alguns autores (MORRIS *et al.*, 2016, PAL *et al.*, 2016) ressaltam que as relações entre o comprometimento cognitivo e à deficiência motora, ainda precisam ser exploradas.

A alteração do equilíbrio postural é um poderoso preditor de quedas em idosos, principalmente nos idosos com distúrbios cognitivos (DELBAERE *et al.*, 2012; MUIR *et al.*, 2012). Em razão disso, a avaliação do equilíbrio, em particular as análises do CP com a plataforma de força, é útil para entender as mudanças

relacionadas ao comprometimento cognitivo na oscilação postural. Nesse sentido, esse estudo trouxe evidências que, idosas com CN, quando avaliadas pelo MoCA, possuem menores valores nas variáveis do CP do que as idosas com CCL e CCM, analisado pelo método de análise no domínio do tempo e, em algumas variáveis, as idosas com CCL possuem menores valores do que as idosas com CCM. Os estudos que realizam esse tipo de comparação do CP com idosas com diferentes níveis cognitivos, só foram encontrados utilizando o questionário do Mini Exame do Estado Mental (MEEM), nos quais alguns resultados corroboram com o presente estudo (DESCHAMPS, 2014; SZCZEPAN´SKA-GIERACHA *et al.*, 2016) e outros não (CASTILHO *et al.*, 2018). O questionário MoCA tem sido amplamente utilizado por pesquisadores na população idosa, e ele parece ser mais sensível na discriminação dos comprometimentos cognitivos, principalmente no comprometimento cognitivo leve, no qual o MoCA apresenta um efeito teto menor na pontuação, quando comparado com o MEEM (TRZEPACZ *et al.*, 2015).

No estudo de Deschamps e colaboradores (2014), em que foi realizada a comparação do CP entre os diferentes estados cognitivos, classificados pelo MEEM, a exemplo do nosso estudo, os idosos com maior comprometimento cognitivo apresentaram maiores valores nas variáveis do CP do que os com menores comprometimentos. Diferentemente do estudo supracitado, que analisou somente as condições de equilíbrio BIOA e BIOF, no nosso estudo, foram avaliadas mais três condições, inclusive mais desafiadoras que também indicaram a mesma tendência de resultados com exceção da condição UNIP em que não houveram diferenças entre os grupos em nenhuma das variáveis. Castilho *et al.* (2018) também encontraram resultados semelhantes aos nossos na condição UNIP ao avaliar idosos com diferentes níveis cognitivos pelo MEEM. Esses resultados podem ser explicados por essa postura corporal ser bastante desafiadora (MATSUDA, DEMURA, 2010), trazendo maiores dificuldades para todos os idosos independente do seu estado cognitivo. Sendo assim a condição UNIP parece não se diferenciar em mulheres idosas com diferentes níveis cognitivos.

Já a condição BIRV, apontou menores valores nas variáveis de CP, menores até que a condição que aparenta ser a menos desafiadora, que é a BIOA. Uma explicação para os resultados da condição BIRV, é que por ser uma condição com vários estímulos, ou seja, estímulo visual simulando o momento de atravessar uma rua movimentada, estímulo sonoro com buzinas, aceleração, e outros sons

encontrados nas ruas, e estímulo da realidade semi-imersiva, com os óculos de realidade virtual, ou seja, é necessária atenção para tantos estímulos, que trabalham na manutenção do equilíbrio, ao mesmo tempo, que o indivíduo precisa se concentrar muito, fazendo assim, com que as variáveis de CP da condição BIRV apresentem valores menores que as variáveis das outras condições.

É importante destacar que os resultados dos estudos apresentados somados aos nossos, com exceção da condição UNIP, sugerem que as estratégias de CP implícitas em idosos com comprometimento cognitivo podem ser uma marca clínica da disfunção cognitiva precoce e podem ajudar a diagnosticar indivíduos com risco aumentado de queda (DESCHAMPS *et al.*, 2014; MIGNARDOT *et al.*, 2014). Segundo uma revisão sistemática com meta-análise (BAHUREKSA *et al.*, 2017), o CP estático parece ser afetado pelo comprometimento cognitivo leve (CCL), embora existam evidências limitadas. Os autores (BAHUREKSA *et al.*, 2017), ainda afirmam que a avaliação com um equipamento padrão ouro, como a plataforma de força, pode fornecer uma análise mais crítica para o diagnóstico de CCL e uma intervenção personalizada visando os déficits específicos e potencialmente retardando a progressão para demência. Um estudo realizado por Kelly *et al.* (2015) aponta uma associação entre a cognição geral e CP, em que déficits na cognição geral estão associados com déficits severos no CP.

Nesse trabalho, os resultados sugerem que quando avaliados os dados pelo método de análise no domínio do tempo, mulheres idosas sem comprometimento cognitivo podem apresentar menores valores nas variáveis de CP, podendo indicar melhor equilíbrio em relação às mulheres com comprometimento cognitivo, e que isso está dependente da condição testada (DESCHAMPS *et al.*, 2014). No entanto, como já mencionado alguns autores apontam que um aumento nos valores lineares nem sempre sugere um desequilíbrio (BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). Já Mancini e colaboradores (2019) afirmam que geralmente, quanto maior, mais rápida e mais alta a frequência de oscilação postural, pior é o CP. Acreditamos que em nosso estudo, as maiores oscilações refletem pior equilíbrio, pois estiveram associadas às idosas com maior comprometimento cognitivo, constatações já apontadas pela literatura (DESCHAMPS *et al.*, 2014; KELLY *et al.*, 2015). Ademais, vários estudos com idosos atribuem a maior oscilação ao pior CP (SILVA *et al.*, 2017; OLIVEIRA *et al.*, 2019).

As análises específicas do domínio do tempo-frequência que são importantes para estimar as contribuições dos diferentes circuitos neuronais no CP (PAILLARD, BOREL, 2013), mostraram não haver diferenças significativas nessas contribuições entre as idosas com diferentes níveis cognitivos. Independente desses resultados, embora não tenha sido objetivo desse estudo comparar as diferentes condições de equilíbrio, é possível observar que o padrão de distribuição nas bandas de frequência se mostrou diferentes dependendo do tipo de tarefa, se mostrando semelhantes nas tarefas BIOA, BIOF e BIRV, que são menos desafiadoras e entre as condições BIES e UNIP que são mais desafiadoras. Nas condições de equilíbrio menos desafiadoras na variável AP a dependência maior foi do sistema viso-vestibular (baixa frequência), seguido do cerebelar (média frequência) e proprioceptivo (alta frequência). Na variável ML a distribuição entre os sistemas foram mais equilibradas. Já nas condições mais desafiadoras a dependência dos sistemas foi similar nas duas variáveis (AP e ML) com maior recrutamento do sistema viso-vestibular, seguidos pelo cerebelar e proprioceptivo. Esses resultados são interessantes e merecem ser explorados em estudos posteriores com objetivos de compreender a contribuição desses sistemas em diferentes tarefas de equilíbrio de indivíduos idosos.

O fato de a amostra ter sido composta somente por mulheres idosas, fisicamente independentes se constitui em uma das limitações deste estudo, pois esta característica impede a generalização dos resultados para outras populações. Outro aspecto é que o estudo não considerou o declínio cognitivo como critério de inclusão o que dificultou a participação de idosos com comprometimentos cognitivos mais severos. Apesar dessas limitações, o estudo apresentou aspectos ainda inexplorados nesse contexto, como a utilização do instrumento MoCA para a classificação do estado cognitivo e as análises do CP pelos métodos de análise no domínio do tempo e por bandas de frequência. Ademais, a compreensão dessas variáveis em idosos fisicamente independentes e aptos a participarem de programas de exercícios é de extrema importância para a prática clínica para que as abordagens terapêuticas tenham maior eficácia.

Em relação às comparações das condições de equilíbrio postural, apresentadas no material suplementar, elas permitem compreender sobre a importância na escolha da condição a ser testada, pois elas são estatisticamente diferentes entre si. Esse estudo não objetivou discutir de forma específica sobre

cada condição, mas buscou utilizar condições que permitissem explorar melhor os resultados.

CONCLUSÃO

Concluimos que as mulheres idosas com estado cognitivo normal avaliado pelo MoCA possuem melhor equilíbrio corporal do que as idosas com comprometimento cognitivo leve e moderado, em diversas variáveis do CP e em quatro das cinco tarefas de equilíbrio avaliadas, e que as mulheres com comprometimento cognitivo leve possuem melhor equilíbrio do que as com comprometimento moderado. Essas diferenças foram observadas no método de análise no domínio do tempo e não por bandas de frequência.

REFERÊNCIAS

AGGARWAL, Neelum T. et al. Motor dysfunction in mild cognitive impairment and the risk of incident Alzheimer disease. **Archives of Neurology**, v. 63, n. 12, p. 1763-1769, 2006.

ANSAL, Juliana Hotta et al. Risk factors for falls in older adults with mild cognitive impairment and mild Alzheimer disease. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 42, n. 3, p. E116-E121, 2019.

BARATTO, Luigi et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor control**, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.

BERNARD-DEMANZE, L. et al. Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. **Current aging science**, v. 2, n. 2, p. 135-149, 2009.

BUCHMAN, Aron S.; BENNETT, David A. Loss of motor function in preclinical Alzheimer's disease. **Expert review of neurotherapeutics**, v. 11, n. 5, p. 665-676, 2011.

BURACCHIO, T. J. et al. Executive function predicts risk of falls in older adults without balance impairment. **BMC geriatrics**, v. 11, n. 1, p. 74, 2011.

CAMARGOS, F. F. O. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls EfficacyScale-Internacional: Um instrumento para avaliar o medo de cair em idosos. 2007.

- CAMICIOLI, R. et al. Gait and posture impairment, parkinsonism and cognitive decline in older people. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, n. 10, p. 1355-1361, 2007.
- CASTILHO, A. R. et al. Influence of cognitive mental state on postural balance of older people/Influência do Estado Mental Cognitivo no Equilíbrio Postural de Idosos. **Journal of Health Sciences**, v. 20, n. 3, p. 190-194, 2018.
- CHAGDES, James R. et al. Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. **Experimental brain research**, v. 197, n. 3, p. 297-310, 2009.
- CHARLSON, M. et al. Validation of a combined comorbidity index. **Journal of clinical epidemiology**, v. 47, n. 11, p. 1245-1251, 1994.
- DA SILVA, R. A. et al. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. **Journal of Electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 634-639, 2013.
- DELBAERE, Kim et al. Mild cognitive impairment as a predictor of falls in community-dwelling older people. **The American Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 20, n. 10, p. 845-853, 2012.
- DESCHAMPS, Thibault et al. Postural control and cognitive decline in older adults: position versus velocity implicit motor strategy. **Gait & posture**, v. 39, n. 1, p. 628-630, 2014.
- DODGE, H. H. et al. In-home walking speeds and variability trajectories associated with mild cognitive impairment. **Neurology**, v. 78, n. 24, p. 1946-1952, 2012.
- FOISY, A. et al. Controlling posture and vergence eye movements in quiet stance: effects of thin plantar inserts. **PLoS One**, v. 10, n. 12, p. e0143693, 2015.
- GOLOMER, E.; DUPUI, Ph; BESSOU, P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. **Archives internationales de physiologie, de biochimie et de biophysique**, v. 102, n. 3, p. 225-229, 1994.
- HAYES, Tamara L. et al. Unobtrusive assessment of activity patterns associated with mild cognitive impairment. **Alzheimer's & Dementia**, v. 4, n. 6, p. 395-405, 2008.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. **Age and ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii7-ii11, 2006.
- HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology of aging**, v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989.
- IHLEN, E. A. F; SKJÆRET, N.; VEREIJKEN, B. The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 3, p. 484-490, 2013.

KELLY, V. E. et al. Association of cognitive domains with postural instability/gait disturbance in Parkinson's disease. **Parkinsonism & related disorders**, v. 21, n. 7, p. 692-697, 2015.

KLUGER, A. et al. Patterns of motor impairment in normal aging, mild cognitive decline, and early Alzheimer's Disease. **The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences**, v. 52, n. 1, p. P28-P39, 1997.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 6, p. 411-421, 2008.

LARNER, A. J. Effect size (Cohen's d) of cognitive screening instruments examined in pragmatic diagnostic accuracy studies. **Dementia and geriatric cognitive disorders extra**, v. 4, n. 2, p. 236-241, 2014.

LEACH, Julia M. et al. Day-to-day variability of postural sway and its association with cognitive function in older adults: A pilot study. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 10, p. 126, 2018.

LOW, D. C.; WALSH, G. S.; ARKESTEIJN, M. Effectiveness of exercise interventions to improve postural control in older adults: a systematic review and meta-analyses of centre of pressure measurements. **Sports medicine**, v. 47, n. 1, p. 101-112, 2017.

MACDONALD, Stuart WS; HULTSCH, David F.; DIXON, Roger A. Performance variability is related to change in cognition: Evidence from the Victoria Longitudinal Study. **Psychology and aging**, v. 18, n. 3, p. 510, 2003.

MACDONALD, Stuart WS; NYBERG, Lars; BÄCKMAN, Lars. Intra-individual variability in behavior: links to brain structure, neurotransmission and neuronal activity. **Trends in neurosciences**, v. 29, n. 8, p. 474-480, 2006.

MAKI, Brian E.; MCILROY, William E. Postural control in the older adult. **Clinics in geriatric medicine**, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.

MANCINI, M.; NUTT, J. G.; HORAK, F. B. Chapter 1 - How is balance controlled by the nervous system?, Editor(s): Martina Mancini, John G. Nutt, Fay B. Horak, Balance Dysfunction in Parkinson's Disease, **Academic Press**, 2020, Pages 1-24, ISBN 9780128138748, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813874-8.00001-5>.

MEMÓRIA, C. M. et al. Brief screening for mild cognitive impairment: validation of the Brazilian version of the Montreal cognitive assessment. **International Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 28, n. 1, p. 34-40, 2013.

MORRIS, Rosie et al. Gait and cognition: mapping the global and discrete relationships in ageing and neurodegenerative disease. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 64, p. 326-345, 2016.

MUIR, Susan W.; GOPAUL, Karen; MONTERO ODASSO, Manuel M. The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis. **Age and ageing**, v. 41, n. 3, p. 299-308, 2012.

MUKAKA, M. M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research *Malawi Medical Journal*. 2012.

NASREDDINE, Z. S. et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 53, n. 4, p. 695-699, 2005.

OLIVEIRA, M. R. et al. Effect of different types of exercise on postural balance in elderly women: a randomized controlled trial. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 59, n. 3, p. 506-514, 2014.

OLIVEIRA, Marcio R. et al. One-legged stance sway of older adults with and without falls. **PLoS one**, v. 13, n. 9, p. e0203887, 2018.

PAILLARD, Thierry; BOREL, Liliane. Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. **Human movement science**, v. 32, n. 2, p. 353-362, 2013.

PAILLARD, Thierry; NOÉ, Frédéric. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.

PAL, Gian et al. Global cognitive function and processing speed are associated with gait and balance dysfunction in Parkinson's disease. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 1-8, 2016.

PARK, Jeong-Ho et al. Quantifying effects of age on balance and gait with inertial sensors in community-dwelling healthy adults. **Experimental gerontology**, v. 85, p. 48-58, 2016.

PATAT, A. et al. Etude du comportement postural orthostatique d'une population de sujets âgés athéroscléreux à partir de l'analyse spectrale de leurs stabilogrammes. **Agressologie (Paris)**, v. 26, n. 1, p. 73-77, 1985.

PEREIRA, Camila et al. Effect of body mass index and fat mass on balance force platform measurements during a one-legged stance in older adults. **Aging clinical and experimental research**, v. 30, n. 5, p. 441-447, 2018.

PETERKA, Robert J.; BLACK, Franklin O. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. 1989.

SEIDLER, Rachael D. et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 34, n. 5, p. 721-733, 2010.

SILVA, R. A.; OLIVEIRA, M. R.; GIL, A. W. O. Equilíbrio postural: avaliação e intervenção por meio de exercícios associados às estratégias de controle neuromuscular. **Curitiba: CRV**, 2017.

SZCZEPAŃSKA-GIERACHA, J. et al. Postural stability of elderly people with cognitive impairments. **American Journal of Alzheimer's Disease & Other Dementias®**, v. 31, n. 3, p. 241-246, 2016.

TRZEPACZ, Paula T. et al. Relationship between the Montreal Cognitive Assessment and Mini-mental State Examination for assessment of mild cognitive impairment in older adults. **BMC geriatrics**, v. 15, n. 1, p. 1-9, 2015.

VERGHESE, Joe et al. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. **New England Journal of Medicine**, v. 347, n. 22, p. 1761-1768, 2002.

WANG, Li et al. Performance-based physical function and future dementia in older people. **Archives of internal medicine**, v. 166, n. 10, p. 1115-1120, 2006.

WOOLLACOTT, Marjorie Hines. Systems contributing to balance disorders in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 8, p. M424-M428, 2000.

ARTIGO 2

DETERMINANTES DO CONTROLE POSTURAL EM IDOSAS FISICAMENTE INDEPENDENTES: ANÁLISES DE REGRESSÃO E MEDIAÇÃO

RESUMO

Este estudo objetivou identificar determinantes e mediadores bioquímicos, antropométricos, de saúde, de aptidão física e funcional nas velocidades anteroposterior (A/P) e médio-lateral (M/L) em três tarefas de controle postural (CP) em mulheres idosas. Participaram 129 mulheres com 60 anos ou mais, fisicamente independentes. As variáveis analisadas foram: informações sociodemográficas, depressão, cognição (MoCA), medo de quedas, comorbidades, IMC, massa muscular esquelética (MME), vitaminas B12 e D, aptidão funcional, força de preensão manual (PMAN), pico de torque (PT) extensão e flexão de joelhos à 60° e 180° e o CP nas tarefas bipodal com olhos abertos (BIOA), unipodal (UNIP) e bipodal com realidade virtual (BIRV). Os resultados das regressões múltiplas, na condição BIOA para VEL A/P, mostraram que a idade, IMC, MoCA e depressão permaneceram no modelo ($R^2 = 54\%$). Na VEL M/L, permaneceram a idade, IMC, MoCA, MME e PText 180° ($R^2 = 80\%$). Na condição UNIP, as variáveis que entraram no modelo final para VEL A/P foram a idade, IMC e a depressão ($R^2 = 12\%$) e para a VEL M/L, a idade e o IMC ($R^2 = 9\%$). Na RV na VEL A/P as variáveis, que permaneceram no modelo foram a idade, o IMC e o MoCA ($R^2 = 34\%$) e na VEL M/L, a idade, IMC, escolaridade, MME, PMAN e PT Ext. 180° ($R^2 = 81\%$). As análises de mediação na tarefa BIOA indicaram que as mesmas variáveis que permaneceram na regressão múltipla mediaram significativamente a idade no desempenho nas variáveis velocidade A/P (55%) e M/L (54%). Conclui-se que a idade, o IMC, a MME, a força muscular de membros inferiores, a cognição e a depressão foram os principais preditores e mediadores do CP das mulheres idosas.

Palavras-Chave: Equilíbrio postural; Envelhecimento; Análise de Regressão.

ABSTRACT

This study aimed to identify biochemical, anthropometric, health, physical and functional determinants and mediators at anteroposterior (A / P) and mid-lateral (M / L) speeds in three postural control (CP) tasks in elderly women. 129 women, aged 60 or over, who were physically independent, participated. The variables analyzed were: sociodemographic information, depression, cognition (MoCA), fear of falling, comorbidities, BMI, skeletal muscle mass (MME), vitamins B12 and D, functional fitness, handgrip strength (PMAN), peak torque (PT) knee extension and flexion at 60° and 180° and the CP in bipedal with eyes open (BIOA), unipodal (UNIP) and bipedal with virtual reality (BIRV) tasks. The results of multiple regressions, in the BIOA condition for SPE A / P, showed that age, BMI, MoCA and depression remained in the model (R2 = 54%). At VEL M / L, age, BMI, MoCA, MME and PT Ext 180° remained (R2 = 80%). In the UNIP condition, the variables that entered the final model for A / P SPE were age, BMI and depression (R2 = 12%) and for M / L SPE, age and BMI (R2 = 9%). In VR at VEL A / P the variables that remained in the model were age, BMI and MoCA (R2 = 34%) and in VEL M / L, age, BMI, education, MME, PMAN and PT Ext. 180° (R2 = 81%). The mediation analyzes in the BIOA task indicated that the same variables that remained in the multiple regression significantly mediated age in performance in the variables speed A / P (55%) and M / L (54%). It was concluded that age, BMI, MME, lower limb muscle strength, cognition and depression were the main predictors and mediators of the CP of elderly women.

Keywords: Postural Balance; Aging; Regression Analysis.

INTRODUÇÃO

A alteração ou diminuição do equilíbrio postural é uma das principais causas de incapacidade em idosos, já que a consequência pode ser a ocorrência de quedas, as quais ocorrem em 28-35% dessa população mundialmente (WHO, 2007). As quedas podem trazer consequências adversas aos idosos, como lesões, em torno de 40 a 60% das quedas, e uma decorrente incapacidade, perda de independência e prejuízos à qualidade de vida (VIEIRA *et al.*, 2019).

O equilíbrio faz parte do sistema de controle postural (CP), o qual desempenha habilidade motora complexa derivada da integração de processos sensório-motores dinâmicos e processamento cognitivo, um componente essencial da orientação postural e equilíbrio (HORAK, 2006). Os distúrbios do CP são geralmente de origem multifatorial e requerem uma avaliação abrangente para serem conhecidos. A identificação precoce desses distúrbios pode prevenir disfunções e perda de independência (CUEVAS-TRISAN, 2019).

Em um estudo desenvolvido por Cuevas-Trisan (2019) apresenta diversos fatores que estão associados à diminuição do equilíbrio e quedas em idosos, dentre eles destacam-se a deficiência da vitamina B12, alterações musculares, comprometimento cognitivos, doenças cardiovasculares, entre outras. É importante destacar, que esses fatores podem sofrer variações de acordo com a característica da população avaliada, as tarefas de equilíbrio e ambos os fatores associados (PARREIRA *et al.*, 2013). Nesse sentido, torna-se importante a identificação de fatores que determinam o equilíbrio postural em diferentes tarefas em indivíduos idosos.

Além das condições de equilíbrio comuns de avaliação do CP, há uma avaliação utilizando a realidade virtual (RV). Essa condição parece permitir que a amostra fique exposta à estímulos externos que se encontra na vida cotidiana. O estudo de VIEIRA e colaboradores (2015) aponta que é importante melhorar a validade ecológica e a metodologia, a fim de compreender melhor como funciona os mecanismos que atuam no CP. No seu estudo também, foi utilizada uma tarefa simples, mas funcional e usual, de atravessar a rua, tarefa que o presente estudo também se propôs a avaliar.

A proposta deste estudo traz alguns diferenciais em relação ao já publicados como 1) a identificação de fatores determinantes do equilíbrio postural em três tarefas de equilíbrio, inclusive com a realidade virtual semi-imersiva, que até o momento foi pouco explorada em idosos; 2) a análise de mediação que traz mais robustez às conclusões do estudo e; 3) a avaliação dessas variáveis em mulheres idosas fisicamente independentes, aptas e dispostas a participarem de programas de exercícios físicos, o que as diferenciam da maioria dos estudos realizados com essa metodologia de análise. A relevância clínica das relações multifatoriais dos déficits que levam a alteração do CP em idosos é que a melhora nos fatores modificáveis pode ajudar a compensar as funções ou fatores que são irreversivelmente afetados, sendo assim, precisam ser investigados em situações mais específicas. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi identificar possíveis determinantes bioquímicos, de composição corporal, de índice de saúde e força muscular no CP de mulheres idosas fisicamente independentes.

MÉTODOS

Delineamento do Estudo

Trata-se de um estudo transversal, realizado nas dependências da Universidade Estadual de Londrina (UEL), o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da UEL sob parecer 2.788.802.

Amostra

Duzentas e setenta e três (273)mulheres idosas, residentes na comunidade local, inscreveram-se para participar desse estudo. Dessas, 129 atenderam os critérios de elegibilidade. Os critérios de inclusão foram: ter 60 anos ou mais,ser fisicamente independente pela classificação do Status funcional proposto por Spirduso (2005) e não ter participado de programa de exercício físico supervisionado nos últimos três meses. Foram excluídas do estudo as idosas que faziam uso de próteses e órteses e as que possuíam doenças descompensadas que a impedissem de participar das avaliações. Todas as participantes receberam as

instruções sobre a sua participação no estudo e em caso de concordância, assinaram o Termo de consentimento Livre e Esclarecido.

Instrumentos e Procedimentos

As participantes tiveram as suas características avaliadas mediante a utilização de questionários e avaliação antropométrica. As informações sociodemográficas foram coletadas mediante uma ficha diagnóstica previamente elaborada pelo grupo de pesquisadores contendo questões como idade, estado civil, escolaridade e nível socioeconômico (Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa – ABEP, 2008), entre outras. Foram avaliadas variáveis bioquímicas, composição corporal, variáveis indicadoras de saúde, desempenho cognitivo e força muscular.

Variáveis Bioquímicas

Após jejum de 8 a 12 horas um profissional habilitado do Hospital Universitário de Londrina coletou cerca de 10 ml de sangue de cada idosa. A amostra de sangue foi utilizada para determinação das vitaminas B12 e D. O rastreio da vitamina B12 foi realizado com dosagem dos níveis séricos de vitamina. Deficiência nas concentrações séricas de vitamina B12 foram analisadas por meio de imunoenaios e método de eletroquimioluminescência. (APARICIO-UGARRIZA *et al.*, 2015; NAZÁRIO *et al.*, 2018). As dosagens da vitamina D foram analisadas por meio do método de eletroquimioluminescência (HOLICK *et al.*, 2011; KURIACOSE e OLIVE, 2014; MAEDA *et al.*, 2014).

Variáveis de composição corporal

Os dados antropométricos avaliados foram a massa corporal, a qual foi mensurada em uma balança de leitura digital, marca Balmak, modelo Classe III (São Paulo, Brasil), com escala de 0,1 kg, e a estatura, por meio de um estadiômetro acoplado à mesma, com escala de 0,1 cm. A partir dessas medidas, foi calculado o índice de massa corporal (IMC), por meio da razão entre a massa corporal e o quadrado da estatura (kg/m^2), sendo a massa corporal expressa em quilogramas (kg) e a estatura em metros (m).

A medida da circunferência de cintura foi realizada com uma fita métrica inextensível, no nível natural da cintura, ponto médio entre a crista ilíaca e a última costela, com precisão de 0.1 cm. Além dessas variáveis, foi utilizada a avaliação de absorptometria radiológica de dupla energia ou *Dual-energy X-ray Absorptiometry* (DEXA), para a determinação da composição corporal. As medidas foram realizadas em um equipamento da marca Lunar Prodigy, modelo GE Healthcare, ID 14739 (Madison, WI, USA), mediante escaneamento de corpo inteiro. A calibragem do equipamento seguiu as recomendações do fabricante e tanto a calibragem quanto as análises foram realizadas por um técnico do laboratório com experiência nesse tipo de avaliação. As participantes foram avaliadas trajando roupas leves, descalças e sem portar nenhum objeto metálico ou qualquer outro acessório junto ao corpo. As participantes permaneceram deitadas em decúbito dorsal e imóveis, com os braços ao lado do corpo na posição de supino, sobre a mesa do equipamento até a finalização da medida. Após a varredura de corpo inteiro, o programa forneceu os dados relativos ao tecido gordo, tecido ósseo e tecido magro e mole, para o corpo todo e regiões específicas (tronco, membros superiores e inferiores). Os membros foram demarcados e separados do tronco e da cabeça por linhas padrões, gerados pelo software do próprio equipamento. As linhas foram ajustadas pelo técnico especializado, por meio de pontos anatômicos específicos. A massa muscular esquelética total foi estimada a partir da quantificação do tecido magro e mole apendicular, mediante a utilização da equação preditiva proposta por Kim *et al.* (2002).

$$\text{MME} = (1,13 \times \text{MIGOAP}) - (0,02 \times \text{idade}) + (0,61 \times \text{sexo}) + 0,97$$

Onde MME = massa muscular esquelética. MIGOAP = massa isenta de gordura e osso apendicular. Sexo: mulher = 0, homem = 1.

Variáveis indicadoras de saúde

A presença de comorbidades pelo foi avaliada pelo índice de Charlson (CHARLSON *et al.*, 1994), o medo de quedas pela *Falls Efficacy Scale Internacional* - FES-I (CAMARGOS, 2007), validada para a população brasileira por (CAMARGOS, 2007). A fragilidade foi avaliada pela *Edmonton Frail Scale* (EFS), a qual foi elaborada por Rolfson *et al.* (2006) e validada para população brasileira por Fabrício-Wehbe *et al.* (2009)

Para rastrear a depressão nos idosos, foi utilizado a *Geriatric Depression Escala* (GDS) em versão reduzida de Yesavage, com 15 ítems (GDS-15). É um dos instrumentos mais utilizados no mundo para rastrear depressão em idosos, tanto no contexto clínico quanto em pesquisas (PINHO, CUSTÓDIO e MAKDISSE, 2009; YASAVAGE, 1988;). Os resultados são apresentados da seguinte forma: 0 a 4 pontos, ausência de depressão, 5 ou mais pontos, suspeita de depressão.

Para determinar a aptidão física e funcional dos idosos foi realizada uma bateria de testes funcionais, denominada *Short Physical Performance Battery* (SPPB), que é um instrumento para avaliação da capacidade funcional de membros inferiores, que combina dados do teste de equilíbrio estático em pé, de velocidade da marcha, medida em dois tempos, e de força muscular estimada de membros inferiores, medida por meio do movimento de sentar e levantar de uma cadeira (GURALNIK *et al.*, 1995; NAKANO *et al.*, 2007). O escore total da SPPB é obtido pela soma da pontuação de cada teste: 0 a 3 pontos: incapacidade ou capacidade ruim; 4 a 6 pontos: baixa capacidade; 7 a 9 pontos: capacidade moderada e 10 a 12 pontos: boa capacidade.

Estado Cognitivo

O instrumento utilizado para a avaliação cognitiva foi a Avaliação Cognitiva de Montreal (MoCA - *Montreal Cognitive Assessment*) (NASREDDINE *et al.*, 2005), ela foi desenvolvida com um instrumento breve para rastreio de comprometimento cognitivo leve (CCL). Esse instrumento tem alta sensibilidade (81%) e especificidade (77%) para detectar o comprometimento intelectual leve em idosos brasileiros (MEMÓRIA *et al.*, 2013). Para corrigir os efeitos educacionais encontrados no estudo original, um ponto adicional foi dado aos indivíduos com 12 ou menos anos de escolaridade, seguindo as instruções dos autores e o procedimento adotado por estudos anteriores (NASREDDINE *et al.*, 2005). Esse instrumento foi validado para a língua Portuguesa no Brasil em 2013 (MEMÓRIA *et al.*, 2013). O escore total é de 30 pontos; sendo o escore de ≥ 26 considerado normal, ou seja, para pessoas sem comprometimento cognitivo (SCC), de $\leq 25 - \geq 19$ pontos, considerado comprometimento cognitivo leve (CCL), e < 19 pontos,

sugerindo comprometimento cognitivo (CC) (MEMÓRIA *et al.*, 2013; LARNER, 2014).

Variáveis de Força Muscular

Foi realizado o teste de preensão manual, que mede a força isométrica máxima dos músculos da mão e do antebraço. A força foi medida bilateralmente usando um dinamômetro da marca Sahean®. Para as análises estatísticas foi utilizado o melhor resultado. O teste foi realizado com o participante em uma posição sentada com os braços paralelos ao tronco, com os cotovelos fletidos a 90 graus, e o antebraço e a mão na posição neutra. (KUMAR *et al.*, 2008). Para a realização do teste o participante foi orientado a realizar uma contração isométrica com o máximo de força possível, o avaliador realizou estímulos verbais para auxiliar o indivíduo a alcançar a força máxima. Após cada teste o participante tinha um descanso de 1 minuto. O teste foi repetido três vezes e o maior valor foi registrado.

Utilizou-se também, o teste de força máxima e potência dos músculos flexores e extensores do joelho. A avaliação foi feita pelo dinamômetro isocinético da marca Biodex System 4 Pro®, com frequência de aquisição de 100 Hz. O modo de contração utilizado no dinamômetro isocinético foi o concêntrico, tanto para a extensão, quanto para a flexão de joelho. Foram feitas 2 séries de 5 repetições máximas com velocidade constante pré-determinada de 60°/s e 180°/s. Antes de iniciar a avaliação a idosa caminhava, para aquecimento, em superfície plana, local arejado e bem iluminado durante 5 minutos. Em seguida era feita a seguinte pergunta para determinar a perna de preferência “caso tivesse uma bola na sua frente com qual perna você chutaria?”. Após, a idosa se sentava na cadeira que estava posicionada em 85° de flexão de quadril, eixo de rotação do equipamento alinhado ao centro da articulação do joelho (epicôndilo lateral), os cintos eram posicionados no tronco e (cruzados) região pélvica, em volta da coxa do membro contralateral e tornozelo homolateral ao membro avaliado, conforme o protocolo de Potulskiet *al.* (2011). Para os testes, houve um intervalo de descanso de 60 segundos entre as séries, e os sujeitos foram verbalmente encorajados para desenvolverem a sua força máxima.

Controle Postural

O CP foi avaliado mediante a plataforma de força, que é um equipamento padrão ouro de avaliação das variáveis de equilíbrio postural. No primeiro momento, as participantes foram familiarizadas com o equipamento e com as tarefas a serem realizadas na plataforma. Para a familiarização, cada paciente foi orientado, de forma individual, sobre o equipamento e como seria a avaliação, bem como os posicionamentos para cada condição testada. Dessa forma, antes de cada condição, o avaliador demonstrava o posicionamento para o paciente e o paciente testava a posição sobre a plataforma. Após a familiarização com o instrumento e protocolo experimental, as participantes realizaram três tarefas de equilíbrio postural sobre uma plataforma de força (EMG SYSTEM –BIOMECH 400): 1) apoio bipodal com os olhos abertos; 2) apoio unipodal, com o membro inferior de preferência e com olhos abertos (OLIVEIRA, *et al.*, 2014; PEREIRA, *et al.*, 2017); e 3) apoio bipodal usando um óculos de Realidade Virtual (RV) semi imersiva. Nessa condição de equilíbrio, as participantes utilizaram óculos de realidade virtual com um vídeo simulando o momento em que uma pessoa está aguardando para atravessar uma rua movimentada, com algumas perturbações visuais e auditivas da realidade de vida diária. Foi utilizado um aparelho de celular, da marca Samsung (J5), no qual foi acoplada uma câmera Eken Pano Live I 360 Graus, Android Vr 360°. Os óculos de realidade virtual foram da marca GoalPro Gear VR 3D 360° de visão para android e iOS. Para cada tarefa na plataforma de força, foram realizadas duas tentativas de 30 segundos, com repouso de 30 segundos entre elas, e as médias das tentativas foram usadas para as análises estatísticas (OLIVEIRA *et al.*, 2019).

O protocolo foi padronizado para cada tarefa: pés descalços, braços soltos e relaxados ao lado do corpo e com o seguimento cefálico posicionado horizontalmente ao plano do solo. Para a condição envolvendo os olhos abertos (tarefa 1, 3 e 4), cada participante direcionou seu olhar para um alvo fixo (cruz preta= 14,5 cm altura X 14,5 cm largura X 4 cm de espessura), posicionada na parede a uma distância de 2,5 metros e na altura dos olhos.

Para as análises pelo método de análise no domínio do tempo do CP, os sinais da força de reação do solo provenientes das medidas da plataforma foram coletados em uma amostragem de 100 Hz. Todos os sinais de força foram filtrados com um filtro de segunda ordem Butterworth passa-baixa a 35 Hz. Em

seguida os sinais foram convertidos por meio de uma análise estabilográfica, através do software EMGLab2 (EMG System). A análise estabilográfica dos dados do COP fez os cálculos dos principais parâmetros de equilíbrio com a plataforma de força: área de elipse de 95% de confiança do COP (A-COP em cm^2), velocidade média (VEL em cm/s) nas direções anteroposterior (A/P) e médio-lateral (M/L) (DA SILVA *et al.*, 2013).

Análises Estatísticas

A normalidade dos dados foi testada pelo teste de Shapiro Wilk, os dados que atenderam a normalidade foram apresentados em média e desvio padrão, já os não-paramétricos, foram apresentados em mediana e intervalo interquartil. Foram realizadas correlações simples (Pearson ou Spearman) entre as variáveis dependentes de equilíbrio postural (bipodal com olhos abertos, bipodal na espuma e bipodal com realidade virtual nas direções A/P e M/L) com as variáveis independentes (bioquímicas, de composição corporal, índice de saúde, funcionais e de força muscular). As variáveis que obtiveram correlação com $p < 0.20$ foram inseridas no modelo de regressão (BEYLEYGIL *et al.*, 2019). Foi realizada a análise de regressão linear múltipla (método *Backward* e método teórico), visando identificar os preditores de equilíbrio postural. Portanto, os modelos preditivos finais foram compostos pelas variáveis com nível de significância $p < 0,05$. As variáveis que apresentaram multicolinearidade foram analisadas e optado, conforme modelo teórico, pelas variáveis que melhor representassem os dados. O teste de Durbin-Watson foi utilizado para detectar a presença de correlação serial entre as variáveis de cada modelo. Por meio das regressões foi possível realizar análises de mediação multinível, usando a extensão *process macro* para Windows (HAYES & ROCKWOOD, 2018). Os modelos foram aplicados para investigar o papel do IMC, MoCA e depressão na relação entre idade e VEL A/P, e para investigar o papel do IMC, MoCA e PT Ext. (180°) entre idade e VEL M/L, ambos na condição BIOA. Os efeitos mediadores foram identificados de acordo com os princípios de Baron e

Kenny (1986): 1) quando a idade predisse significativamente a variável de desfecho (VEL A/P; VEL M/L); 2) quando a idade esteve relacionada significativamente com o mediador; 3) quando os mediadores estiveram relacionados significativamente com a variável de desfecho; e 4) quando a associação entre a idade e o desfecho é atenuada quando o mediador é incluído no modelo de regressão. O modelo utilizado para as análises de mediação foi o modelo 6. A técnica de Bootstrapping (5000 reamostragens) foi aplicado para estimar os intervalos de confiança (IC 95%) Bias-Corrected and Accelerated (BCa) para os efeitos total, direto e indireto. O nível de significância adotado foi de 5%. As análises foram realizadas pelo *Statistical Package for the Social Sciences* - SPSS versão 24.0.

RESULTADOS

A tabela 1 mostra as características da amostra, apresentadas em algumas variáveis por mediana e intervalo interquartil, e em outras variáveis, categóricas, em número e percentual.

Já a tabela 2 apresenta os resultados das correlações bivariadas entre as variáveis do CP nas três condições de equilíbrio e as demais variáveis do estudo. Ela aponta quais as variáveis entraram para as análises de regressão.

Tabela 1. Características da amostra nas variáveis independentes do estudo.

Características	Variáveis	Mediana (Mín.; Máx)
Sociodemográficas	Idade (anos)	69.50 (60;93)
	Escolaridade (anos)	3.29 (0; 7)
	0 n (%)	8 (6.2%)
	0 – 7 n (%)	47 (36.4%)
	8 anos ou mais n (%)	74 (57.4%)
	Estado Civil n (%)	2 (36.4%)
	Solteira	12 (9.3%)
	Casada	56 (43.4%)
	Divorciada	22 (17.1%)
	Viúva	39 (30.2%)
	Nível Socioeconômico	26 (15)
A	3 (2.3%)	
B	47 (36.4%)	
C	63 (48.8%)	
D	16 (12.4%)	
Antropometria	Peso (Kg)	64.6 (45; 104)
	Altura (m)	1.53 (1.36; 1.65)
	IMC	27.81 (19.68; 42.69)
	Total de Gordura (g)	25049.50 (12217; 56985)
	Total de Massa Magra (g)	35374.00 (3111; 46860)
	% de Gordura	44.15 (26.5; 57.5)
	Circunferência Abdominal (cm)	95.50 (78; 125)
Indicadores de Saúde	Índice de Charlson	3 (0; 8)
	FES – I	25 (16; 47)
	MoCA (escore)	21.50 (12; 30)
	Normaln (%)	22(17.1%)
	Leven (%)	68 (52.7%)
	Moderadon (%)	39 (30.2%)
	Depressão (escore)	4 (0; 14)
	Sim	51(39.5%)
	Não	78 (60.5%)
	Funcionalidade	SPPB (escore)
Preensão Manual (kg)		26 (16; 39)
PTExtensão (60°) (Nm)		87.45 (37.1; 227.7)
TWExtensão (60°) (Nm)		405.15 (158.3; 978.6)
PT Flexão (60°) (Nm)		41.80 (13.6; 227.9)
TW Flexão (60°) (Nm)		213.20 (22.3; 927.9)
PT Extensão (180°) (Nm)		54.70 (21.2; 125.3)
TW Extensão (180°) (Nm)		287.10 (115.3; 619.6)
PT Flexão (180°) (Nm)		34.00 (13.3; 137.3)
TW Flexão (180°) (Nm)		159.20 (33.9; 640.2)

Os dados foram apresentados em mediana (intervalo interquartil). IMC: índice de massa corporal; Kg: quilograma; g: grama; FES-I: *Falls EfficacyScale Internacional*; MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*, n (%): número (percentual); PT: pico de torque; TW: *total work*; Nm: Newton-metro

Tabela 2. Variáveis utilizadas na correlação para entrar no modelo de regressão.

Variáveis	BIOA		UNIP		BIRV	
	A/P	M/L	A/P	M/L	A/P	M/L
Bioquímica						
Vitamina D	0.04	-0.03	0.05	-0.07	0.01	-0.03
Vitamina B12	0.06	-0.02	0.15	0.11	0.08	0.02
Composição Corporal						
Peso	-0.72*	-0.83*	-0.30*	-0.15	-0.69*	-0.84*
Estatura						
IMC	-0.68*	-0.80*	-0.33*	-0.19	-0.63*	-0.83*
Gordura Total	-0.79*	-0.90*	-0.32*	-0.21*	-0.74*	-0.92*
Massa Magra	-0.74*	-0.85*	-0.31*	-0.17	-0.66*	-0.86*
% de Gordura	-0.58*	-0.69*	-0.22*	-0.15	-0.59*	-0.70*
Circ. Abdominal	-0.66*	-0.81*	-0.26	-0.14	-0.62*	-0.83*
Índice de Saúde						
Idade	0.49*	0.41*	0.24*	0.20*	0.40*	0.41*
Escolaridade	-0.32*	-0.33*	-0.19	-0.21*	-0.30*	-0.33*
Estado Civil	0.12	0.16	-0.02	0.22*	0.11	0.14
Índ. de Charlson	0.15	0.08	0.03	0.12	0.15	0.07
FES	0.05	-0.03	0.12	0.03	0.02	-0.02
Nível Socioeconômico	-0.10	-0.12	-0.01	-0.09	-0.12	-0.10
Diabetes	0.04	0.03	-0.04	0.03	0.02	-0.02
MoCA (pontuação)	-0.33*	-0.35*	-0.09	-0.14	-0.31*	-0.31*
MoCA (classificação)	0.27*	0.28*	0.08	0.14	0.26*	0.23*
Depressão	0.13	0.13	0.17	0.04	0.07	0.13*
Fragilidade	0.15	0.17*	0.14	0.05	0.12	0.15*
SPPB	-0.11	-0.06	-0.01	-0.08	-0.09	-0.06
Força Muscular						
Preensão Manual	-0.47*	-0.48*	-0.17	-0.03	-0.41*	-0.51*
PT Flexão (60°)	-0.45*	-0.44*	-0.06	-0.02	-0.41*	-0.48*
TW Flexão (60°)	-0.39*	-0.39*	-0.01	-0.02	-0.34*	-0.42*
PT Extensão (60°)	-0.44*	-0.49*	-0.19	-0.11	-0.42*	-0.52*
TW Extensão (60°)	-0.47*	-0.50*	-0.14	-0.08	-0.41*	-0.54*
PT Flexão (180°)	-0.39*	-0.43*	-0.11	-0.06	-0.40*	-0.47*
TW Flexão (180°)	-0.37*	-0.35*	0.04	0.07	-0.31*	-0.37*
PT Extensão (180°)	-0.52*	-0.56*	-0.23*	-0.08	-0.45*	-0.58*

TW Extensão (180°)	-0.51*	-0.55*	-0.17	-0.04	-0.42*	-0.55*
--------------------	--------	--------	--------------	-------	--------	--------

BIOA: bipodal com olhos abertos; UNIP: unipodal; RV: realidade virtual; IMC: índice de massa corporal; FES-I: *Falls EfficacyScale Internacional*; MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*; PT: pico de torque; TW: *total work*. Os dados com o nível de significância < 0.05 estão representados com *, e com nível <0.20 estão em negrito, já os outros dados possuem o nível >0.20, portanto não entraram no modelo de regressão.

A tabela 3 apresenta os modelos de regressão múltipla, no modelo da condição BIOA para VEL A/P, as variáveis que permaneceram no modelo final da regressão (idade, IMC, MoCA e depressão), explicam 54% do equilíbrio nessa variável. Já para VEL M/L as variáveis que fizeram parte do modelo final (Idade, IMC, MoCA, massa magra e pico de torque Ext 180°) explicam 80%. Na condição UNIP, as variáveis que entraram no modelo final para VEL A/P tiveram um coeficiente de explicação de 12% (idade, IMC, depressão). Já na VEL M/L as variáveis explicaram 9% do modelo (idade, IMC). Na RV na VEL A/P as variáveis, que permaneceram no modelo de regressão final, explicaram 34% (idade, IMC, MoCA) e na VEL M/L 81% (idade, IMC, escolaridade, massa magra total, força de preensão manual e pico de torque de ext. 180°).

Tabela 3. Regressão múltipla das variáveis independentes que permaneceram no modelo final com as condições de controle postural nas variáveis velocidade anteroposterior e médio-lateral.

Variáveis	B	IC 95%	Valor de p	R ² Ajustado
(Continua)				
Bipodal Olhos Abertos				
Velocidade Anteroposterior				
Idade (anos)	0.409	0.012, 0.023	<0.001	
IMC (Kg/m ²)	-0.437	-0.037, -0.020	<0.001	0.542
MoCA (Escore)	-0.159	-0.019, 0.002	0.012	
Depressão (Escore)	0.120	0.000, 0.025	0.051	
Velocidade Mediolateral				
Idade (anos)	0.185	0.003, 0.011	<0.001	
IMC (Kg/m ²)	-0.520	-0.035, -0.022	<0.001	
MoCA (Escore)	-0.149	-0.014, -0.004	0.007	0.797
Massa Magra total (g)	-0.200	0.000, 0.000	0.001	
Pico de Torque de Extensão (180°)	-0.164	-0.005, -0.001	0.002	
Unipodal Olhos Abertos				
Velocidade Anteroposterior				

Idade (anos)	0.191	0.000, 0.049	0.048	
IMC (Kg/m ²)	-0.212	-0.072, -0.004	0.031	0.122
Depressão (Escore)	0.188	0.000, 0.100	0.049	
Velocidade Médiolateral				
Idade (anos)	0.217	0.003, 0.050	0.028	0.092
IMC (Kg/m ²)	-0.206	-0.068, -0.002	0.037	
Variáveis	B	IC 95%	Valor de p	R ² Ajustado
(Continuação)				
Bipodal com Realidade Virtual				
Velocidade Anteroposterior				
Idade (anos)	0.337	0.012-0.032	<0.001	
IMC (Kg/m ²)	-0.314	-0.046,-0.016	<0.001	0.338
MoCA (Escore)	-0.184	-0.034, -0.004	0.015	
Velocidade Mediolateral				
Idade (anos)	0.112	0.001, 0.008	0.021	
IMC (Kg/m ²)	-0.581	-0.039, -0.027	<0.001	
Escolaridade (Anos)	-0.138	-0.038, -0.009	0.002	
Massa Magra total (g)	-0.140	0.000, 0.000	0.019	0.813
Força de Preensão Manual (kg)	-0.121	-0.013, -0.001	0.019	
Pico de Torque de Extensão (180°)	-0.135	-0.005, -0.001	0.012	

IMC= índice de massa corporal; MoCA= *Montreal Cognitive Assessment*.

A figura 1 mostra as análises de mediação multimodal, em que se buscou investigar em A que medida as variáveis IMC, MoCA e depressão mediavam a relação entre idade e VEL A/P. O efeito de mediação (efeito indireto) foi estatisticamente significativo ($p < 0.05$) conforme demonstrado em A, a qual aponta que as variáveis IMC, MoCA e depressão mediaram aproximadamente 55% da relação entre idade e VEL A/P. Já na letra B da figura 1 se buscou investigar se as variáveis IMC, MoCA, massa magra e PT EXT 180° mediaram a relação entre idade e VEL M/L. O efeito de mediação foi estatisticamente significativo, conforme demonstrado em B, a qual aponta que as variáveis IMC, MoCA, massa magra e PT EXT 180° mediaram aproximadamente 54% da relação entre idade e VEL/ML.

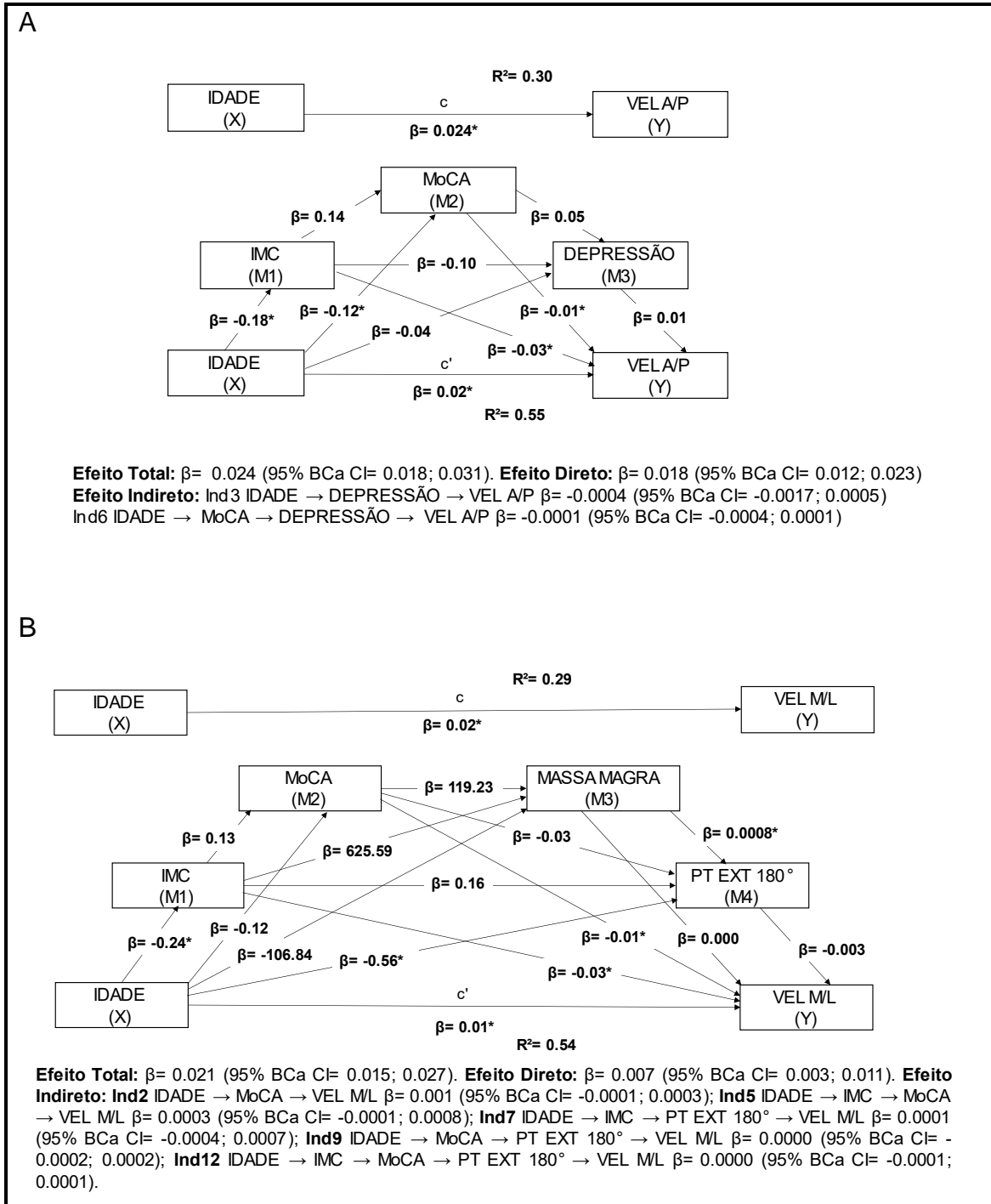


Figura 1. Modelos de mediação multinível de idade no controle postural, VEL A/P na letra A e VEL M/L na letra B, em mulheres idosas, ajustados por IMC, MoCA e DEPRESSÃO no A, e ajustados pelo IMC, MoCA, MASSA MAGRA e PT EXT 180° no B. Dados em valores β . Efeitos totais, diretos e indiretos em β e intervalos de confiança de 95% *Bias-Corrected and Accelerated* (BCa CI) foi estimado pela técnica do Bootstrapping (50000 re-amostragens).

VEL A/P: Velocidade média na direção anteroposterior; VEL M/L: Velocidade média na direção médio-lateral; MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*; IMC: índice de Massa Corporal; PT EXT: Pico de Torque na Extensão; *: $p < 0.05$; R^2 : valor de R ao quadrado ajustado. M1, M2, M3: mediadores.

DISCUSSÃO

O presente estudo, de forma geral, mostrou que a regressão multivariada entre as variáveis do CP e as independentes analisadas neste estudo, atingiram importantes coeficientes de explicação em algumas condições de equilíbrio. Nesse sentido, destacam-se as condições BIRV na VEL M/L em que as variáveis idade, IMC, escolaridade, massa magra total, força de preensão manual e PT EXT 180°, tiveram coeficiente de explicação de 81%; a BIOA na VEL A/P que teve a idade, o IMC, o MoCA, a massa magra e o PT EXT 180° explicando 80% e; a BIOA VEL M/L que teve o coeficiente de 54% com as variáveis idade, o IMC, o MoCA e a depressão. Somente na condição UNIP, as variáveis independentes explicaram pouco nos modelos envolvendo as velocidades A/P e M/L (respectivamente 12 e 9%). Quando se utilizou essas variáveis para entender os possíveis causadores ou mediadores do CP na condição BIOA, o efeito da mediação foi de aproximadamente de 55% e 54% nas VEL A/P e VEL M/L. Esses resultados indicam que essas variáveis não só explicam o CP, como também possuem um efeito causal sobre o CP.

Interessantemente os coeficientes de explicação foram bem mais altos nas condições de equilíbrio menos desafiadoras (BIOA e BIRV) e na direção M/L do que na A/P. Uma das explicações, segundo Winter (1995), é que pelo fato dessas condições não exigirem muitas perturbações ou estimulações dos sistemas que atuam no CP, fica mais fácil identificar os seus possíveis determinantes. Embora a condição de BIRV seja ou aparenta ser bem mais desafiadora que a condição BIOA, ela se mostrou com valores de determinação bem mais próximos da condição BIOA do que da UNIP. Apesar de a BIRV tenha tido estímulos auditivos e visuais, o apoio bipodal, por proporcionar uma postura mais confortável, pode ter minimizado a interferência/perturbação desses estímulos. Em relação à direção M/L, que geralmente está relacionada com a ativação da musculatura externa do quadril e

musculatura do tronco (HORAK & NASHNER, 1986; DA SILVA *et al.*, 2017), é sabido que em condições mais desafiadoras ou em pessoas mais velhas, as estratégias mais utilizadas para manter o equilíbrio, são as estratégias de quadril e a do tronco (HORAK & NASHNER, 1986; HELBOSTAD *et al.*, 2010; DA SILVA *et al.*, 2017). Dessa forma, a compreensão dos fatores que determinam o CP nessa direção, são importantes para a atuação clínica com essa população.

Como já mencionado, a condição UNIP não apresentou valores tão altos de explicação nos modelos de regressão, como as outras condições testadas. Uma hipótese para esses resultados é que, por ser uma condição muito desafiadora para idosos, vários outros fatores intervenientes estão presentes nessa condição de equilíbrio e que não foram avaliados em nosso estudo, como por exemplo, a acuidade visual, acuidade auditiva, presença de zumbido, vertigem, sistema somatossensorial, força muscular de outras regiões do membro inferior, entre outros. Outro ponto que chama a atenção é a presença das variáveis idade e IMC em todos os modelos finais de todas as regressões, inclusive na UNIP, o que mostra a importância dessas variáveis na determinação de qualquer condição de equilíbrio. Esses resultados são corroborados pela literatura que reconhece essas variáveis como importantes preditoras do CP, inclusive em idosos (PEREIRA *et al.*, 2017; MAKTOUF *et al.*, 2018). Além das variáveis idade e as de aptidão física, a depressão e a cognição (MoCA), estiveram presentes na condição BIOA, a depressão na condição UNIP, e o MoCA na BIRV. Esses fatores têm ganhado destaque atualmente (LEACH *et al.*, 2018; MANCINI & HORAK, 2020), por serem condições que interferem no desempenho motor (LEACH *et al.*, 2018; SANTOS *et al.*, 2012) e por atingirem cada vez mais pessoas em todo o mundo (OMS, 2020; PAIS *et al.*, 2020) e no caso de idosos, também estarem associadas às quedas (KELEMAN *et al.*, 2020; CAMICIOLI *et al.*, 1998).

Em se tratando das variáveis de força muscular utilizadas no presente estudo, elas foram determinantes na direção M/L das condições BIOA e BIRV, ou seja, na direção que mais é utilizada pelos idosos para manter o CP. Dessa forma, trabalhar a força muscular em idosos pode contribuir de forma significativa na melhora das estratégias relacionadas ao quadril e ao tronco (STOCCO *et al.*, 2017; PROMISRI *et al.*, 2018; DA SILVA, *et al.*, 2019). Além disso, a massa magra total e a força de preensão manual também, foram fatores importantes no CP. A massa magra total está associada à força muscular

(PROMISRI *et al.*, 2018), e por isso também se mostrou determinante do CP nas variáveis de VEL M/L. Já a força de preensão manual na BIRV, também chama a atenção, por ser uma variável de força de membros superiores, e que não está diretamente relacionada com as estratégias de equilíbrio. O estudo de Wis'niowska-Szurlej e colaboradores (2019) apontou correlações entre a pressão manual e a VEL M/L, o que corrobora com o presente estudo. Segundo esse autor, a força de preensão manual funciona como um bom indicador para determinar o risco de deficiência e mortalidade (WI'SNIEWSKA-SZURLEJ *et al.*, 2019). Já se sabe que ao fazer uma contração da musculatura de membros superiores, ocorre uma ativação dos músculos estabilizadores de tronco (MARCOLIN *et al.*, 2015), fato que pode explicar a atuação da força de preensão manual no CP. Em relação às vitaminas D e B12, o presente estudo não encontrou correlações significativas com o CP em nenhuma das variáveis e condições testadas. Em um estudo realizado por Peterson e colaboradores (2013) foi apontado que a vitamina D não teve correlações, com significância estatística, com cinco das seis condições de equilíbrio testadas, e a condição em que foi encontrada correlação inversa/negativa com a vitamina D, foi uma condição em que o presente estudo não testou, bipodal com os olhos abertos com oscilação da plataforma. Em relação a vitamina B12, um estudo realizado por Shahar e colaboradores (2009) não foi encontrada correlação da vitamina com o equilíbrio, o qual foi avaliado pela escala de Berg e não pela plataforma de força. Embora essas vitaminas exerçam um papel importante na musculatura corporal e na cognição, ainda são necessárias pesquisas mais aprofundadas e específicas para a compreensão dessas vitaminas no CP.

Dada a importância de compreender sobre a causalidade dos dados, a análise de mediação foi realizada, buscando entender melhor como o um efeito de uma variável X se opera sobre uma Y (HAYES & ROCKWOOD, 2017). No nosso estudo a idade (variável X) se mostrou fortemente associada com as variáveis VEL A/P e VEL M/L (variáveis Y) na condição BIOA e por isso foi considerada a principal preditora dessas variáveis. Todas as variáveis finais das regressões se mostraram mediadores significativos entre a idade e as VEL A/P e VEL M/L na condição BIOA, com mediações respectivamente de 54 e 55%. As mediações significativas dessas variáveis estão relacionadas aos mesmos fatores já apontados na discussão dos resultados das regressões.

O presente estudo apresenta algumas limitações como a amostra apenas de mulheres, por ser um público mais propenso a participar de pesquisas, o que impede a generalização desses resultados para outras populações e, um número limitado da amostra, o que pode ter influenciado nos resultados das variáveis bioquímicas. Entretanto, esse trabalho apresenta pontos fortes, como a utilização de diversos tipos de variáveis na determinação do CP, análises que buscam mais que a explicação, mas a causalidade dos dados, bem como diferente condição de equilíbrio, como a BIRV, a qual buscou avaliar uma situação mais próxima das atividades cotidianas dos idosos fisicamente independentes.

CONCLUSÃO

Concluimos que a idade e o IMC foram os principais determinantes do CP em mulheres idosas fisicamente independentes em todas as condições e variáveis de equilíbrio avaliadas. As variáveis cognição (MoCA), escolaridade, depressão, massa magra, preensão manual e pico de torque extensão 180° também entraram nos modelos de algumas variáveis e que os coeficientes de determinação foram maiores nas tarefas consideradas menos desafiadoras (BIOA e BIRV) do que a mais desafiadora (UNIP). Concluimos também que as mesmas variáveis dos modelos de regressão mediram significativamente a idade em relação às variáveis VEL A/P e M/L na condição de equilíbrio BIOA. Enfim, esse estudo mostrou que muitos fatores que determinam o CP de mulheres idosas podem ser modificados e devem ser priorizados nas intervenções com essa população, como o aumento e/ou preservação da força muscular, adequação das medidas antropométricas, o combate à depressão e à preservação do estado cognitivo.

REFERÊNCIAS

APARICIO-UGARRIZA, R. et al. A review of the cut-off points for the diagnosis of vitamin B12 deficiency in the general population. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine (CCLM)**, v. 53, n. 8, p. 1149-1159, 2015.

Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa (ABEP). Critério Padrão de Classificação Econômica Brasil. Disponível em: http://www.abep.org/codigosguias/Criterio_Brasil_2008.pdf. 2008:1-3.

BEYLERGIL, S. B. et al. Vestibular roll tilt thresholds partially mediate age-related effects on balance. **Progress in brainresearch**, v. 248, p. 249-267, 2019.

CAMARGOS, F. F. O. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls EfficacyScale-Internacional: Um instrumento para avaliar o medo de cair em idosos. 2007.

CAMICIOLI, R. et al. Motor slowing precedes cognitive impairment in the oldest old. **Neurology**, v. 50, n. 5, p. 1496-1498, 1998.

CHARLSON, M. et al. Validation of a combined comorbidity index. **Journal of clinical epidemiology**, v. 47, n. 11, p. 1245-1251, 1994.

CHARLSON, M. E. et al. The Charlson comorbidity index is adapted to predict costs of chronic disease in primary care patients. **Journal of clinical epidemiology**, v. 61, n. 12, p. 1234-1240, 2008.

CUEVAS-TRISAN, R. Balance problems and fall risks in the elderly. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 28, n. 4, p. 727-737, 2017.

DA SILVA, R. A. et al. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. **Journal of Electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 634-639, 2013.

FABRÍCIO-WEHBE, S. C. C. et al. Adaptação cultural e validade da Edmonton FrailScale-EFS em uma amostra de idosos brasileiros. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, v. 17, n. 6, 2009.

GURALNIK, J. M. et al. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **New England Journal of Medicine**, v. 332, n. 9, p. 556-562, 1995.

HAYES, A. F.; ROCKWOOD, Nicholas J. Regression-based statistical mediation and moderation analysis in clinical research: Observations, recommendations, and implementation. **Behaviour research and therapy**, v. 98, p. 39-57, 2017.

HAYES, A. F.; ROCKWOOD, N. J. Regression-based statistical mediation and moderation analysis in clinical research: Observations, recommendations, and implementation. **Behaviour research and therapy**, v. 98, p. 39-57, 2017.

HOLICK, M. F. et al. Evaluation, treatment, and prevention of vitamin D deficiency: an Endocrine Society clinical practice guideline. **The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 96, n. 7, p. 1911-1930, 2011.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. **Age and ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii7-ii11, 2006.

KELEMAN, A. et al. Falls Associate with Neurodegenerative Changes in ATN Framework of Alzheimer's Disease. **Journal of Alzheimer's disease**, n. Preprint, p. 1-8, 2020.

- KIM, J. et al. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method. **The American journal of clinical nutrition**, v. 76, n. 2, p. 378-383, 2002.
- KUMAR, A. J. S. et al. A study of grip endurance and strength in different elbow positions. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v. 9, n. 4, p. 209-211, 2008.
- KURIACOSE, R.; OLIVE, K. E. Vitamin D insufficiency/deficiency management. **Southern medical journal**, v. 107, n. 2, p. 66-70, 2014.
- LARNER, A. J. Effect size (Cohen's d) of cognitive screening instruments examined in pragmatic diagnostic accuracy studies. **Dementia and geriatric cognitive disorders extra**, v. 4, n. 2, p. 236-241, 2014.
- MAEDA, S. S. et al. Recomendações da Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia (SBEM) para o diagnóstico e tratamento da hipovitaminose D. **Arq Bras Endocrinol Metab**, v. 58, n. 5, p. 411-33, 2014.
- MAKTOUF, W. et al. Combined effects of aging and obesity on postural control, muscle activity and maximal voluntary force of muscles mobilizing ankle joint. **Journal of biomechanics**, v. 79, p. 198-206, 2018.
- MEMÓRIA, C. M. et al. Brief screening for mild cognitive impairment: validation of the Brazilian version of the Montreal cognitive assessment. **International Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 28, n. 1, p. 34-40, 2013.
- NAKANO, M. M. et al. Versão brasileira da Short Physical performance battery SPPB: Adaptação cultural e estudo da confiabilidade. 2007.
- NASREDDINE, Z. S. et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 53, n. 4, p. 695-699, 2005.
- NAZÁRIO, A. R. et al. Prevalência da deficiência de vitamina B12 em indivíduos portadores de diabetes mellitus tipo 2 em uso de metformina. **Revista da Sociedade Brasileira de Clínica Médica**, v. 16, n. 2, p. 99-103, 2018.
- PAIS, R. et al. Global Cognitive Impairment Prevalence and Incidence in Community Dwelling Older Adults—A Systematic Review. **Geriatrics**, v. 5, n. 4, p. 84, 2020.
- PARREIRA, R. B. et al. Effect of trunk extensor fatigue on the postural balance of elderly and young adults during unipodal task. **European journal of applied physiology**, v. 113, n. 8, p. 1989-1996, 2013.
- PETERSON, A. L.; MANCINI, M.; HORAK, F. B. The relationship between balance control and vitamin D in Parkinson's disease—a pilot study. **Movement Disorders**, v. 28, n. 8, p. 1133-1137, 2013.
- PINHO, M. X.; CUSTÓDIO, O.; MAKDISSE, M. Incidência de depressão e fatores associados em idosos residentes na comunidade: revisão de literatura. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 12, n. 1, p. 123-140, 2009.

POTULSKI, A. P. et al. Pico de torque muscular de flexores e extensores de joelho de uma população geriátrica peak torque of the knee flexor and extensor muscles in a geriatric population. **Revista de Atenção à Saúde (antiga Rev. Bras. Ciên. Saúde)**, v. 9, n. 28, 2011.

ROLFSON, D. B. et al. Validity and reliability of the Edmonton Frail Scale. **Age and ageing**, v. 35, n. 5, p. 526-529, 2006.

SANTOS, K. T. et al. Depressive symptoms and motor performance in the elderly: a population based study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 4, p. 295-300, 2012.

SHAHAR, D. et al. Nutritional status in relation to balance and falls in the elderly. **Annals of nutrition and metabolism**, v. 54, n. 1, p. 59-66, 2009.

SHIGAKI, L. et al. Análise comparativa do equilíbrio unipodal de atletas de ginástica rítmica. **Rev. bras. med. esporte**, v. 19, n. 2, p. 104-107, 2013.

VIEIRA, E. R. et al. Falls. In: Gu D., Dupre M. (eds). Encyclopedia of Gerontology and Population Aging. **Springer Nature**, 2019.

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

World Health Organization - WHO ageing, & life course unit. WHO global report on falls prevention in older age. **World Health Organization**, 2007.

YESAVAGE, Jerome A. Geriatric depression scale. **Psychopharmacol Bull**, v. 24, n. 4, p. 709-711, 1988.

ARTIGO 3

EFEITOS DE INTERVENÇÕES DE EXERCÍCIO FÍSICO SOBRE O CONTROLE POSTURAL DE MULHERES IDOSAS ANALISADOS PELOS MÉTODOS DE ANÁLISE NO DOMÍNIO DO TEMPO E NO DOMÍNIO DO TEMPO-FREQUÊNCIA

RESUMO

Este estudo tem como objetivo, avaliar o efeito do Pilates Solo (PS), Dança de Salão (DS) e Treinamento Aeróbico (TA) sobre o controle postural (CP) de mulheres idosas em diferentes condições de equilíbrio postural, analisadas pelos métodos de análise no domínio do tempo e específico no domínio do tempo-frequência. Trata-se de um ensaio clínico não randomizado, com 12 semanas das intervenções, com a participação de 42 mulheres com 60 anos ou mais. O CP foi avaliado pela plataforma de força EMG SYSTEM –BIOMECH 400 em três condições de equilíbrio: apoio bipodal com os olhos abertos (BIOA); apoio unipodal (UNIP) e apoio bipodal usando óculos de Realidade Virtual semi-imersiva (BIRV). Os dados foram analisados pelos métodos lineares (de análise no domínio do tempo) e não lineares de equilíbrio (domínio do tempo-frequência). A comparação do CP pelo método de análise no domínio do tempo, mostrou que a intervenção DS reduziu os valores das variáveis de centro de pressão em quase todas as condições testadas, com exceção da A-COP e velocidade anteroposterior na condição UNIP. O grupo PS aumentou significativamente os valores de centro de pressão ($p < 0.05$) nas condições BIOA e UNIP. Em relação ao método específico no domínio do tempo-frequência, na condição BIOA o grupo de TA apresentou mudanças pós-intervenção, aumentando o percentual na frequência baixa e reduzindo os valores na frequência alta na direção médio-lateral. O grupo DS apresentou resultados superiores na condição UNIP na velocidade anteroposterior. Conclui-se que 12 semanas de intervenções de PS, DS e TA foram suficientes para melhorar o CP das mulheres idosas praticantes de DS e TA, com resultados mais expressivos da DS.

Palavras-chave: Treino aeróbico; Dança; Método Pilates; Equilíbrio postural.

ABSTRACT

This study aims to evaluate the effect of Pilates Solo (PS), Ballroom Dancing (DS) and Aerobic Training (TA) on the postural control of elderly women in different conditions of postural balance, analyzed by standard and specific methods by bands frequency. This is a non-randomized clinical trial, with 12 weeks of interventions, with the participation of 42 women aged 60 years or older. Postural control was assessed by the EMG SYSTEM –BIOMECH 400 force platform under three conditions of balance: bipedal support with eyes open (BIOA); unipedal support (UNIP) and bipedal support using semi-immersive Virtual Reality glasses (BIRV). The data were analyzed by linear (standard) and non-linear equilibrium (frequency bands) methods. The comparison of postural control by the standard method showed that the DS intervention reduced the values of the pressure center variables in almost all conditions tested, with the exception of the A-COP and anteroposterior speed in the UNIP condition. The PS group significantly increased the values of center of pressure ($p < 0.05$) under BIOA and UNIP conditions. Regarding the specific frequency method, in the BIOA condition, the AT group showed changes after the intervention, increasing the percentage in the low frequency and reducing the values in the high frequency in the mid-lateral direction. The DS group showed superior results in the UNIP condition at the anteroposterior speed. It was concluded that 12 weeks of interventions of PS, DS and TA were sufficient to improve the postural control of elderly women practicing SD and ED, with more expressive results of SD.

Keywords: Endurance Training; Dancing; Pilates Method; Postural Balance.

INTRODUÇÃO

A literatura é enfática ao afirmar que com o processo de envelhecimento ocorrem alterações no controle postural (CP) (CAVALHEIRO *et al.*, 2009). Isso é evidenciado em estudos que comparam o CP de jovens com idosos, ou até mesmo, entre indivíduos com diferentes faixas etárias (PARREIRA *et al.*, 2013). Desse modo, as alterações no CP podem trazer consequências indesejadas ao indivíduo idoso, como desequilíbrios posturais, vulnerabilidade às quedas, lesões e prejuízos à capacidade funcional (CDC, 2015; VIEIRA *et al.*, 2019). Estudos têm mostrado que o equilíbrio postural pode ser preservado e/ou melhorado no processo de envelhecimento por meio do treinamento físico (MANCINI *et al.*, 2019; LOW; WALSH; ARKESTEIJN, 2017) e que uma variedade de exercícios pesquisados, conseguem atuar no CP. No entanto, existe uma falta de padronização nos métodos de avaliação dessas variáveis, bem como uma limitação em relação aos tipos de intervenções com exercícios físicos utilizados, entre os quais ainda não são encontrados o método Pilates e nem intervenções com dança nos estudos realizados (THOMAS *et al.*, 2019; LOW; WALSH; ARKESTEIJN, 2017).

Os efeitos de alguns tipos de intervenções de exercício físico no CP de idosos foram pouco explorados até o momento, como o Pilates solo, a dança de salão e a caminhada com intensidade auto selecionada, as quais não são encontradas nas revisões sistemáticas mais recentes englobando o equilíbrio postural (THOMAS *et al.*, 2019; LOW; WALSH; ARKESTEIJN, 2017).

Essas intervenções são viáveis para ser aplicadas na comunidade por não requererem equipamentos e estrutura física de alto custo. Outro aspecto importante nesse contexto é a forma de análise das informações advindas da plataforma de força, considerada o padrão ouro para a avaliação do CP. Para as análises dos dados brutos advindos da plataforma, é muito utilizado o método de

análise no domínio do tempo, que usa as variáveis do COP (centro de oscilação de pressão) para identificar as alterações de CP. Entretanto, há um método específico de análise por frequência, que separa os dados em bandas de frequência e verifica qual frequência é a mais utilizada pelo indivíduo avaliado, sugerindo qual ou quais sistemas estão sendo mais recrutados pelos avaliados para se manter em um estado de equilíbrio postural (BERNARD-DEMANZE *et al*, 2009; PAILLARD e BOREL, 2013; FOISY *et al.*, 2015).

Estudos com esses dois tipos de análises e com diferentes intervenções em idosos, são incipientes, sobretudo, quando são utilizadas diversas condições de equilíbrio postural, como o bipodal e unipodal com olhos abertos e bipodal com realidade virtual. Esses resultados poderão trazer novas informações e/ou somar às existentes sobre a efetividade das intervenções propostas e como elas se comportam nos diferentes métodos de análise do CP. Esses resultados poderão contribuir para maior eficácia das intervenções propostas aos idosos visando a preservação do equilíbrio postural. À vista disso, o presente estudo tem como objetivo, avaliar o efeito de três tipos de intervenções de Pilates Solo (OS), dança de salão (DS) e o treinamento aeróbico (TA) sobre o CP de mulheres idosas em diferentes condições de equilíbrio postural, analisadas pelos métodos de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência. O objetivo foi respaldado na hipótese de que os três tipos de intervenções trariam efeitos positivos no CP das idosas participantes do estudo, sobretudo nas condições de equilíbrio mais desafiadoras, e que os dois métodos poderiam trazer resultados que se complementariam na interpretação clínica, auxiliando os profissionais na tomada de decisão.

MÉTODOS

Delineamento do estudo

Trata-se de um ensaio clínico não randomizado, com duração total de 14 semanas, desenvolvido em três etapas: Etapa 1 (semana 1), na qual foi realizada a avaliação pré-intervenção das variáveis do estudo (características sociodemográficas, desempenho cognitivo, indicadores de saúde e equilíbrio

postural); Etapa 2 (semanas 2-13) em que as participantes selecionadas realizaram as intervenções e, Etapa 3 (semana 14) em que as participantes foram reavaliadas. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina sob parecer 2.788.802.

Participantes

Cento e sessenta e uma (161) mulheres idosas residentes na comunidade das regiões norte, sul e oeste do município de Londrina se inscreveram para participar do estudo. Como critérios de inclusão, as participantes deveriam ter 60 anos ou mais, ser fisicamente independente, não estar participando de programas de exercício físico nos últimos três meses e não possuir doença respiratória ou cardíaca descompensada, doenças neurológicas, vestibulares, ortopédicas ou psiquiátricas, cirurgias recentes e o uso de próteses e órteses que pudessem interferir na realização dos testes e participação nas intervenções. As idosas que atenderam aos critérios de elegibilidade foram alocadas por conveniência no grupo de intervenção (pilates solo, dança de salão e treinamento aeróbico) mais próximo das suas residências.

Das inscritas, 93 não atenderam aos critérios de inclusão. Desta forma 68 foram consideradas elegíveis para o estudo e foram alocadas nos grupos de intervenção: 23 no PS (Pilates Solo), 25 na DS (Dança de Salão) e 20 no TA (Treinamento Aeróbico). Dessas, três idosas do grupo PS e uma da DS e cinco do TA não completaram o estudo (Figura 1). O cálculo do poder da amostra, foi realizado considerando 42 participantes que conseguiram realizar a tarefa de equilíbrio unipodal considerada a mais desafiadora desse estudo, três grupos e duas medidas (Anova de medidas repetidas) $\alpha = 0,05$ e tamanho de efeito pequeno (0,25), indicou um poder de 80%.

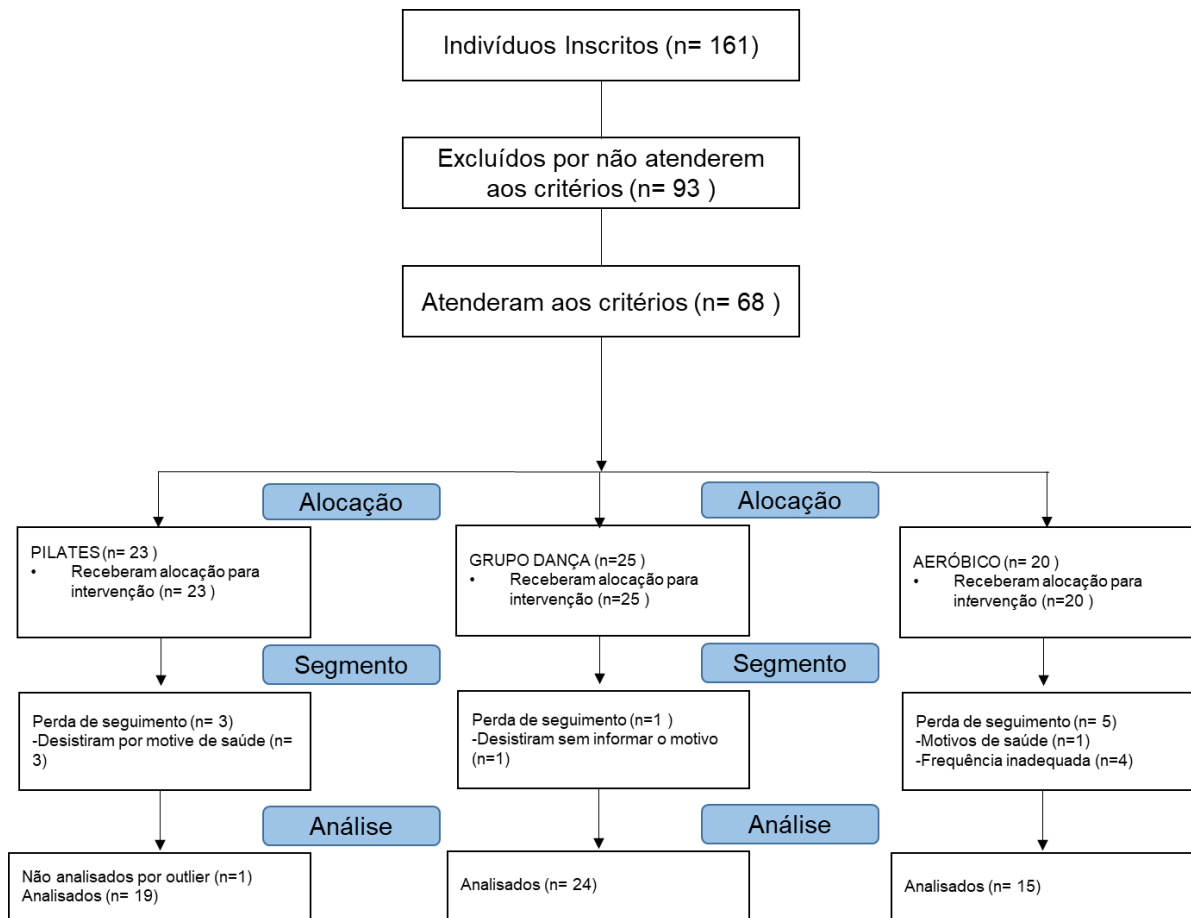


Figura 1. Fluxograma da elegibilidade da amostra.

Após a alocação, as participantes foram submetidas às avaliações antropométricas e às avaliações por meio de questionários. As informações sociodemográficas foram coletadas mediante uma ficha diagnóstica previamente elaborada pelo grupo de pesquisadores. A presença de comorbidades foi avaliada pelo índice de Charlson (CHARLSON *et al.*, 1994), o medo de quedas pela *Falls Efficacy Scale Internacional - FES-I* (CAMARGOS, 2007), validada para a população brasileira (CAMARGOS, 2007) e o estado cognitivo pelo MoCA – (*Montreal Cognitive Assessment*) (NASREDDINE *et al.*, 2005), também validado para a população brasileira (MEMÓRIA *et al.*, 2013). As características antropométricas avaliadas foram: massa, estatura corporal e IMC, por meio de uma balança de leitura digital, com estadiômetro, marca Balmak, modelo Classe III (São Paulo, Brasil), com escala de 0,1 kg.

Intervenções

As intervenções foram realizadas em três regiões do município para facilitar a aderência dos idosos ao programa. Na região norte foi realizada a modalidade de Dança de Salão (DS), na região sul, o Pilates Solo (PS) e na região oeste, o treinamento aeróbico em esteira com intensidade auto selecionada (TA). As três intervenções foram realizadas no período vespertino, três vezes por semana, em dias alternados, com duração de aproximadamente 60 minutos, totalizando 36 sessões. As intervenções de DS e PS foram desenvolvidas em 4 ciclos de 9 aulas cada, em que foram realizadas as progressões do treinamento de acordo com as características de cada modalidade. Como a intensidade do treinamento aeróbico era selecionada pelo próprio participante essa progressão poderia ser realizada a qualquer momento da aula ou período do treinamento. As intervenções de DS e TA foram monitoradas por profissionais e estudantes de Educação Física e a de PS por profissionais e estudantes de Fisioterapia. Na sequência as características de cada modalidade de intervenção são apresentadas.

Pilates Solo

A intervenção foi desenvolvida seguindo todos os princípios do Método Pilates Solo, tais como concentração, controle, centralização, fluidez, precisão e respiração. Os equipamentos utilizados foram bola suíça, elástico, halter de 2 e 4 Kg, bastão e caneleiras de 2 Kg. Os exercícios trabalhados foram para os principais seguimentos corporais: membros inferiores, tronco e membros superiores. Os quatro ciclos referentes à progressão do treinamento foram os seguintes: 1) familiarização com o método Pilates, 2) movimentos básicos, 3) movimentos intermediários e 4) movimentos avançados. Em todos os ciclos os exercícios foram realizados em 1 série de 10 repetições, com intervalos de descanso de 1 minuto, para cada exercício do ciclo. Para determinar o nível de esforço dos participantes e a consequente evolução da sobrecarga, foi utilizada a escala de esforço percebido de Borg: carga leve ($Borg \leq 2$), carga moderada ($Borg > 2$ e < 5), carga pesada ($Borg \geq 5$ e < 7) e o próximo da carga máxima ($Borg \geq 7$). O nível de percepção de esforço que foi mantido durante as sessões foi o nível pesado (Borg entre 5 e 6). Em cada alteração da intensidade e/ou complexidade do exercício, o participante era

orientado a modular o seu esforço de acordo com a meta de 5 a 6 da escala (BORG, 1982; DE OLIVEIRA *et al.*, 2019; DE OLIVEIRA; DE ALMEIDA PIRES, 2019).

Em todos os ciclos, as sessões mantiveram a mesma estrutura: 1) Alongamento e aquecimento (10 minutos); 2) Exercícios de fortalecimento de tronco (10 minutos); 3) Exercícios de fortalecimento de membros inferiores (10 minutos); 4) Exercícios de fortalecimento de membros superiores (10 minutos); 5) Alongamento e Relaxamento (10 minutos).

Dança de Salão

A intervenção de DS foi desenvolvida mediante os estilos forró, bolero, marchinha gaúcha, valsa e samba, por serem modalidades mais comuns nos bailes da terceira idade. Os quatro ciclos referentes à progressão nos treinamentos foram divididos em 1) ritmo e musicalização; 2) movimentos básicos I (base de movimentos laterais e anteroposterior); 3) movimentos básicos II (movimentos de giros e combinação dos movimentos básicos I); 4) movimentos básicos III (deslocamentos no sentido anti-horário, variações e combinação de movimentos básicos I e II). Em todos os ciclos as sessões foram divididas em três partes: 1) alongamento e consciência corporal, visual e sensorial (10 minutos), 2) atividades rítmicas e expressivas relacionadas aos estilos propostos em cada aula (40 minutos) e, 3) alongamento e relaxamento (10 minutos). A progressão em cada um dos ciclos foi controlada pelo aumento da complexidade dos movimentos realizados.

Treinamento aeróbico

O treinamento aeróbico foi realizado em esteira ergométrica modelo EMBREEX 566 BX 3.0/ 566 BX 1.8/ 566 BXI, em que as participantes realizaram 30 minutos por sessão de caminhada com intensidade auto selecionada. Antes e após a caminhada eram realizados 10 minutos de alongamentos orientados com ênfase nos membros inferiores. No início do programa as participantes receberam informações sobre a utilização da esteira, vestimenta adequada para a prática, informações sobre ritmo moderado e intenso de caminhada, bem como sobre a utilização da Escala de Borg. Durante a caminhada as participantes foram instruídas a selecionarem a intensidade da seguinte maneira “Selecione o ritmo de

caminhada de moderado à forte que você acha que consegue realizar durante os 30 minutos”. A participante poderia alterar o ritmo para mais ou menos conforme julgasse necessário. Em todas as sessões a percepção de esforço foi registrada antes do início da caminhada, a cada 10 minutos e imediatamente após o final.

Avaliação do Controle Postural

O equilíbrio postural foi avaliado mediante a plataforma de força, que é um equipamento padrão ouro de avaliação das variáveis de equilíbrio. No primeiro momento as participantes foram familiarizadas com o equipamento e com as tarefas a serem realizadas na plataforma. Após a familiarização com o instrumento e protocolo experimental, as participantes realizaram três tarefas de equilíbrio postural sobre uma plataforma de força (EMG SYSTEM –BIOMEC 400): 1) apoio bipodal com os olhos abertos - BIOA; 2) apoio unipodal (com o membro de preferência) (SHIGAKI, *et al.*, 2013) com olhos abertos - UNIP; 3) apoio bipodal usando óculos de Realidade Virtual (RV) semi-imersiva - BIRV. Nessa condição de equilíbrio, as participantes utilizaram óculos virtual com um vídeo simulando o momento em que uma pessoa está aguardando para atravessar uma rua movimentada, com algumas perturbações visuais e auditivas da realidade de vida diária. O vídeo foi gravado no município onde a pesquisa foi desenvolvida, a fim de que não fugisse da realidade vivenciada pelas idosas participantes. Foi utilizado um aparelho de celular, da marca Samsung (J5), no qual foi acoplada uma câmera Eken Pano Live I 360 Graus, Android Vr 360°. Os óculos de realidade virtual foram da marca GoalPro Gear VR 3D 360° de visão para androide e iOS. Para cada tarefa na plataforma de força, foram realizadas duas tentativas de 30 segundos, com repouso de 30 segundos entre elas, e as médias das tentativas foram usadas para as análises estatísticas.(DA SILVA *et al.*, 2013)

O protocolo foi padronizado para cada tarefa: pés descalços, braços soltos e relaxados ao lado do corpo e com o seguimento cefálico posicionado horizontalmente ao plano do solo. Para a condição envolvendo os olhos abertos (tarefa 1, 3 e 4), cada participante direcionou seu olhar para um alvo fixo (cruz preta= 14,5 cm altura X 14,5 cm largura X 4 cm de espessura), posicionada na parede a uma distância de 2,5 metros e na altura dos olhos. As análises das variáveis de equilíbrio foram feitas utilizando dois métodos, um método clássico e

quantitativo (linear) e um qualitativo (não-linear) através de bandas de frequência (wavebands).

Para as análises lineares do equilíbrio, os sinais da força de reação do solo provenientes das medidas da plataforma foram coletados em uma amostragem de 100 Hz. Todos os sinais de força foram filtrados com um filtro de segunda ordem Butterworth passa-baixa a 35 Hz. Em seguida os sinais foram convertidos por meio de uma análise estabilográfica, através do software EMGLab2 (EMG System). A análise estabilográfica dos dados do COP fez os cálculos dos principais parâmetros de equilíbrio com a plataforma de força: área de elipse de 95% de confiança do COP (A-COP em cm²), velocidade média (VEL em cm/s) nas direções anteroposterior (A/P) e médio-lateral (M/L) (DA SILVA *et al.*, 2013). A validade e confiabilidade (com base na correlação de coeficiente intraclasse: ICC > 0,80 e erro padronizado significa: SEM < 1,30) para esses parâmetros do COP computados com essa plataforma de força típica foram aceitos para adultos jovens e idosos, conforme relatado em estudo recente (DA SILVA *et al.*, 2013).

Para a análise não-linear foi utilizada a técnica de *wavebands* (bandas de frequência). A técnica global expressa numericamente o tamanho dos padrões de oscilação, nos domínios de tempo ou frequência (BARATTO *et al.*, 2002) e as variáveis da COP com maior variabilidade e altas frequências sugerem pior equilíbrio postural (BARATTO *et al.*, 2002; IHLEN *et al.*, 2013). As análises do COP usando bandas de onda fornecem informações sobre a amplitude do sinal em diferentes conteúdos de frequência, o que permite que o sinal geral seja separado em componentes fisiológicos (por exemplo, visual, vestibular e proprioceptivo) (LACOUR *et al.*, 2008; BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). Além disso, o sinal COP não é estacionário (ou seja, as frequências não são distribuídas uniformemente ao longo do tempo); portanto, a análise de frequência e tempo é mais apropriada do que os métodos tradicionais no domínio da frequência (por exemplo, Fast Fourier Transform - FFT; (CHAGDES *et al.*, 2009; PAILLARD, NOÉ, 2015). Alguns autores relacionaram as bandas de onda com sistemas neurais específicos envolvidos no CP (PAILLARD *et al.*, 2006; PAILLARD, NOÉ, 2015; FOISY *et al.*, 2015). Essas relações começaram com a análise no domínio do tempo-frequência do CP em pessoas com entorse de tornozelo, lesões no joelho (GOLOMER *et al.*, 1994), doenças neuromusculares (MAURITZ *et al.*, 1980) e outras condições (DIETZ *et al.*, 1980; PATAT E FOULHOUX, 1985).

As bandas de onda foram 0,05-0,5 Hz (baixas frequências), 0,5-1,5 Hz (médias frequências) e 1,5-10 Hz (altas frequências). Essas bandas de frequências são consideradas como correspondentes ao uso de diferentes meios de CP, a primeira banda (baixas frequências) está relacionada com o sistema visovestibular, a segunda ao sistema cerebelar, e a terceira ao sistema proprioceptivo (PAILLARD *et al*, 2002; BERNARD-DEMANZE *et al*, 2009; PAILLARD e BOREL, 2013; FOISY *et al.*, 2015). Os resultados são apresentados como porcentagens do tempo integral de todo o sinal para cada banda para o deslocamento de AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral).

Análise Estatística

Os dados foram testados quanto a normalidade pelo teste de *Shapiro Wilk*, quando a normalidade foi assumida, os dados foram apresentados em média e desvio padrão, e quando não, em mediana e intervalo interquartil. Para as análises de comparação das características entre os grupos, foi utilizada a análise de variância de um fator (ANOVA) *one-way*, e para verificar onde estavam localizadas as diferenças, foi utilizado o teste de *Post Hoc* de *Sidak*. Para as análises dos efeitos das intervenções sobre as variáveis de equilíbrio postural, foi primeiramente realizado o teste de homogeneidade das variâncias de Levene, os dados que não foram homogêneos foram transformados em Log na base 10. A análise de covariância para medidas repetidas para dois fatores (ANCOVA *two-way*) foi utilizada para a comparação entre os grupos de intervenção, os efeitos de tempo pré e pós intervenção e a interação entre grupo e tempo, utilizando os valores de *baseline* como variável de controle. O teste de *Post Hoc* de Bonferroni, para comparações múltiplas, foi empregado para a localização das diferenças com significância estatística. O tamanho do efeito ou *effectsize* (ES) utilizado foi o *partialetasquared*. As magnitudes do ES foram interpretadas qualitativamente usando os pontos de corte de *Cohen's guideline*. Um ES < 0,01 foi considerado insignificante (trivial), $\geq 0,01$ à <0,06 foi considerado como tamanho do efeito pequeno, $\geq 0,06$ à <0,14 como moderado e $\geq 0,14$ como grande (COHEN, 1988). O índice de significância adotado para todas as análises foi de 5%. As análises foram realizadas pelo *Statistical Package for the Social Sciences*- SPSS versão 24.0.

RESULTADOS

A tabela 1 mostra as características basais dos grupos de intervenções, na qual pode ser observado que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em nenhuma variável, o que sugere que os grupos possuíam características semelhantes.

Tabela 1. Características basais dos grupos de intervenções.

Variáveis	Grupo TA n=15	Grupo DS n=24	Grupo PS n=19	P
Idade (anos) \bar{x} (DP)	67.9 (6.3)	67.0 (10.0)#	71.4 (6.6)	0.31
Peso \bar{x} (kg) \bar{x} (DP)	67.3 (10.1)	67.8 (16.5)	63.1 (11.7)	0.51
Estatura \bar{x} (metros) \bar{x} (DP)	1.5 (0.1)	1.51 (0.1)	1.5 (0.1)#	0.25
IMC \bar{x} (kg/m²) \bar{x} (DP)	28.3 (4.7)	29.4 (6.3)	27.4 (4.2)	0.48
Índice de Charlson (escore) \bar{x} (DP)	3.0 (2.0)#	4.0 (1.7)	3.7 (1.5)	0.78
FES (escore) \bar{x} (DP)	24.3 (6.8)	28.1 (6.9)	29.0 (7.7)	0.14
MoCA(escore) \bar{x} (DP)	19.7 (4.1)	22.5 (10.0)#	21.3 (4.3)	0.64

Nota: os dados paramétricos estão apresentados em \bar{x} (DP): média (desvio padrão) e os não-paramétricos (#) em mediana (intervalo interquartil). As siglas dos grupos significam, TA: Treinamento Aeróbico na Esteira, DS: Dança de Salão, PS: Pilates Solo, IMC: índice de Massa Corporal, FES: *Falls EfficacyScale Internacional*, MoCA: *Montreal Cognitive Assessment*, n (%): número (percentual). O nível de significância adotado foi $p < 0.05$. O resultado com significância estatística está apresentado em negrito.

Tabela 2. Comparação intragrupo e intergrupo do efeito de 3 tipos de intervenção sobre as variáveis de equilíbrio.

Variáveis	Tempo	TA n=15 \bar{x} (DP)	ES	DS n=24 \bar{x} (DP)	ES	PS n=19 \bar{x} (DP)	ES	Interação	
								Grupo X Tempo	
								F	P
BIOA - BIPODAL COM OLHOS ABERTOS									
A-COP (cm ²)	PRÉ	0.98 (0.47)	0.59	1.35 (0.58)	-0.09	1.33 (1.16)	0.13	1.420	0.251
	PÓS	1.66 (1.55)		1.30 (0.56)		1.45 (0.63)			
Vel A/P (cm/s)	PRÉ	1.67 (0.24)	0.04	1.83 (0.28)*	-0.47	1.84 (0.33)*	0.25	11.533	<0.001 ^a
	PÓS	1.68 (0.22)		1.69 (0.31)		1.92 (0.31)			
Vel M/L (cm/s)	PRÉ	1.47 (0.20)	0.05	1.60 (0.34)*	-0.35	1.62 (0.30)	0.11	12.701	<0.001 ^a
	PÓS	1.48 (0.19)		1.48 (0.34)		1.65 (0.27)			
UNIP - UNIPODAL COM OLHOS ABERTOS									
A-COP (cm ²)	PRÉ	10.88 (4.40)	-0.15	11.37 (3.84)	0.29	11.68 (5.13)	0.34	0.790	0.461
	PÓS	10.32 (2.63)		13.43 (9.34)		13.41 (4.96)			
Vel A/P (cm/s)	PRÉ	2.90 (0.29)	0.36	3.34 (0.65)	-0.37	3.51 (0.79)*	0.29	3.745	0.033 ^b
	PÓS	3.04 (0.47)		3.12 (0.53)		3.76 (0.92)			
Vel M/L (cm/s)	PRÉ	3.98 (0.72)	0.33	4.08 (0.85)	0.11	4.06 (0.86)	0.63	2.581	0.089
	PÓS	4.23 (0.81)		4.16 (0.51)		4.64 (0.98)			

Tabela 2. Comparação intragrupo e intergrupo do efeito de 3 tipos de intervenção sobre as variáveis de equilíbrio analisadas pelo método linear.

(Continuação)

Variáveis	Tempo	TA n=15 \bar{x} (DP)	ES	DS n=24 \bar{x} (DP)	ES	PS n=19 \bar{x} (DP)	ES	Interação	
								Grupo X Tempo	
								F	P
BIRV - BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL									
A-COP (cm²)	PRÉ	0.95 (0.41)	0.08	1.22 (0.92)	-0.15	1.15 (1.27)	-0.08	0.137	0.872
	PÓS	0.99 (0.59)		1.09 (0.80)		1.06 (0.99)			
Vel A/P (cm/s)	PRÉ	1.67 (0.23)	-0.09	1.85 (0.30)*	-0.41	1.92 (0.52)	-0.07	4.146	0.021^b
	PÓS	1.65 (0.19)		1.72 (0.33)		1.89 (0.39)			
Vel M/L (cm/s)	PRÉ	1.46 (0.21)	-0.09	1.58 (0.35)*	-0.33	1.62 (0.30)	-0.04	6.017	0.004^a
	PÓS	1.44 (0.22)		1.46 (0.37)		1.61 (0.27)			

Os resultados estão apresentados em \bar{x} (DP): média (desvio padrão). ES: EffectSize (Tamanho do Efeito), apresentado pelos valores de d de Cohen; A-COP: área de oscilação do centro de pressão, apresentada em cm²; Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral, apresentados em cm/s; TA: Treinamento Aeróbico na Esteria; DS: Dança de Salão; PS: Pilates Solo. O número (n) da amostra no teste unipodal foi diferente, com um n= 11 no TA, n= 16 na DS e n= 15 no PS. Os resultados com diferença estatisticamente significativa ($P < 0.05$) estão apresentados em negrito, e onde foram encontradas efeito da intervenção (pré com pós) com diferença pelo teste de *post hoc* está marcado com asterisco (*), para mostrar a diferença entre o grupo DS e os demais grupos no tempo pós o símbolo utilizado foi o ^a, já a diferença apenas entre DS e PS, está representada pelo símbolo ^b.

Tabela 3. Comparação intragrupo e intergrupo do efeito de 3 tipos de intervenção sobre as variáveis de equilíbrio analisadas pelo método não linear.

(Continua)

Variáveis	Tempo	Banda de frequência	TA n=15 Média % (IC 95%)	DS n=24 Média % (IC 95%)	PS n=19 Média % (IC 95%)	Efeitos					
						Grupo		Tempo		Interação	
						F	P	F	P	F	P
BIOA - BIPODAL COM OLHOS ABERTOS											
Vel A/P											
	PRÉ	0.05-0.5 Hz	62.7 (58.1-67.2)	62.7 (59.6-65.9)	59.3 (55.4-63.3)	1.310	0.278	3.437	0.069	0.026	0.974
	PÓS		60.6 (56.0-65.3)	61.2 (58.0-64.5)	57.6 (52.8-62.4)						
	PRÉ	0.5-1.5 Hz	22.3 (19.3-25.4)	22.9 (20.6-25.2)	24.6 (21.0-28.2)	0.748	0.478	11.379	0.001*	0.372	0.691
	PÓS		25.6 (22.2-29.1)	24.6 (22.5-26.8)	27.0 (23.0-31.0)						
	PRÉ	1.5-10 Hz	15.0 (12.8-17.2)	14.4 (12.7-16.0)	16.1 (14.7-17.5)	1.175	0.317	4.065	0.049*	0.642	0.530
	PÓS		13.7 (11.9-15.6)	14.1 (12.3-16.0)	15.4 (14.0-16.8)						
Vel M/L											
	PRÉ	0.05-0.5 Hz	32.6 (29.7-35.6)*	37.5 (34.5-40.4)	36.5 (33.5-39.5)	0.628	0.537	3.247	0.077	4.200	0.020*
	PÓS		38.9 (35.1-42.7)	37.7 (34.7-40.6)	35.5 (31.7-39.4)						
	PRÉ	0.5-1.5 Hz	34.2 (32.0-36.5)	33.8 (31.7-35.8)	34.0 (32.0-35.9)	0.169	0.845	0.165	0.686	0.814	0.448
	PÓS		32.9 (30.6-35.3)	33.8 (32.3-35.2)	34.6 (32.3-36.9)						
	PRÉ	1.5-10 Hz	33.2 (29.4-36.9)*	28.8 (26.0-31.5)	29.6 (26.7-32.5)	0.553	0.578	4.586	0.037*	4.435	0.016*
	PÓS		28.2 (24.8-31.7)	28.6 (25.5-31.7)	29.9 (26.9-32.9)						

Os resultados estão apresentados em \bar{x} (DP): média (desvio padrão). ES: EffectSize (Tamanho do Efeito), apresentado pelos valores de d de Cohen; A-COP: área de oscilação do centro de pressão, apresentada em cm²; Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral, apresentados em cm/s; TA: Treinamento Aeróbico na Esteria; DS: Dança de Salão; PS: Pilates Solo. O número (n) da amostra no teste unipodal foi diferente, com um n= 11 no TA, n= 16 na DS e n= 15 no PS. Os resultados com diferença estatisticamente significativa ($P < 0.05$) estão apresentados em negrito, e onde foram encontradas efeito da intervenção (pré com pós) com diferença pelo teste de *post hoc* está marcado com asterisco (*), para mostrar a diferença entre o grupo DS e os demais grupos no tempo pós o símbolo utilizado foi o ^a, já a diferença apenas entre DS e PS, está representada pelo símbolo ^b.

Tabela 3. Comparação intragrupo e intergrupo do efeito de 3 tipos de intervenção sobre as variáveis de equilíbrio analisadas pelo método não linear.

(Continuação)

Variáveis	Tempo	Banda de frequência	TA n=12 Média % (IC 95%)	DS n=18 Média % (IC 95%)	PS n=15 Média % (IC 95%)	Efeitos					
						Grupo		Tempo		Interação	
						F	P	F	P	F	P
UNIP - UNIPODAL COM OLHOS ABERTOS											
Vel A/P											
	PRÉ	0.05-0.5 Hz	46.1 (42.1-50.1)	48.7 (45.1-52.3)	45.0 (41.5-48.6)	4.342	0.020*	0.096	0.759	2.299	0.114
	PÓS		47.9 (44.9-50.8)	49.4 (45.9-52.9)	42.4 (38.7-46.1)						
	PRÉ	0.5-1.5 Hz	36.9 (33.3-40.5)	35.2 (32.3-38.0)	36.4 (33.5-39.3)	2.646	0.084	0.076	0.784	3.310	0.047*
	PÓS		35.5 (32.9-38.1)	33.8 (31.1-36.6) ^a	39.1 (35.9-42.2)						
	PRÉ	1.5-10 Hz	17.0 (15.6-18.4)	16.2 (14.5-17.8)	18.6 (17.9-20.0)	3.511	0.040*	0.026	0.873	0.102	0.903
	PÓS		16.6 (15.1-18.2)	16.7 (15.3-18.2)	18.5 (16.7-20.3)						
Vel M/L											
	PRÉ	0.05-0.5 Hz	43.1 (38.9-47.3)	44.0 (39.3-48.7)	42.7 (39.9-45.6)	0.613	0.547	0.335	0.566	0.572	0.569
	PÓS		42.2 (38.5-45.9)	43.3 (41.4-46.1)	41.0 (38.9-43.5)						
	PRÉ	0.5-1.5 Hz	35.5 (32.3-38.7)	37.0 (33.8-40.2)	37.1 (34.3-39.9)	1.019	0.370	0.289	0.594	0.733	0.487
	PÓS		36.0 (32.7-39.2)	35.6 (34.0-37.3)	37.1 (34.9-39.3)						
	PRÉ	1.5-10 Hz	21.4 (19.1-23.8)	19.0 (16.7-21.3)	20.2 (18.9-21.5)	1.191	0.315	6.304	0.016*	0.046	0.955
	PÓS		21.9 (19.7-24.1)	20.6 (19.1-22.2)	21.7 (19.9-23.5)						

Tabela 3. Comparação intragrupo e intergrupo do efeito de 3 tipos de intervenção sobre as variáveis de equilíbrio analisadas pelo método não linear.

Variáveis	Tempo	Banda de frequência	TA n=15 Média % (IC 95%)	DS n=24 Média % (IC 95%)	PS n=19 Média % (IC 95%)	(Continuação)					
						Efeitos					
						Grupo		Tempo		Interação	
F	P	F	P	F	P						
BIRV - BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL											
Vel A/P											
	PRÉ	0.05-0.5 Hz	65.6 (61.8-69.5)	59.3 (56.0-62.6)	61.9 (58.3-65.4)	1.511	0.230	0.095	0.759	2.081	0.134
	PÓS		62.7 (58.0-67.4)	60.5(56.3-64.7)	62.8 (58.8-66.8)						
	PRÉ	0.5-1.5 Hz	20.1 (17.4-22.8)	25.5 (23.2-27.9)	22.3 (19.5-25.1)	3.139	0.051	0.792	0.377	3.023	0.057
	PÓS		23.2 (19.8-26.6)	25.1 (22.4-27.9)	21.4 (18.5-24.3)						
	PRÉ	1.5-10 Hz	14.2 (12.3-16.2)	15.2 (13.3-17.0)	15.8 (14.4-17.2)	0.738	0.483	819.572	<0.001*	0.700	0.501
	PÓS		14.0 (11.7-16.3)	14.4 (12.1-16.6)	15.9 (14.5-17.3)						
Vel M/L											
	PRÉ	0.05-0.5 Hz	33.4 (29.9-36.9)	35.2 (31.1-39.3)	32.7 (29.8-35.7)	0.819	0.446	0.170	0.681	0.103	0.902
	PÓS		33.6 (29.5-37.8)	34.4 (31.5-37.4)	31.9 (28.7-35.1)						
	PRÉ	0.5-1.5 Hz	33.7 (30.4-37.0)	33.3 (30.9-35.7)	34.7 (32.4-36.9)	0.169	0.845	0.951	0.334	0.378	0.687
	PÓS		35.0 (31.7-38.3)	34.3 (32.1-36.5)	34.5 (32.3-36.7)						
	PRÉ	1.5-10 Hz	32.9 (30.5-35.4)	31.6 (28.2-35.0)	32.6 (29.9-35.4)	0.859	0.429	1331.737	<0.001*	0.874	0.423
	PÓS		31.4 (27.2-35.5)	31.3 (28.9-33.6)	33.6 (30.6-36.6)						

Os resultados estão apresentados em Média %: porcentagem do sinal total em cada banda; IC: Intervalo de Confiança; TA: Treinamento Aeróbico na Esteira; DS: Dança de Salão; PS: Pilates Solo; Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral; Hz: Hertz. Os resultados com diferença estatisticamente significativa estão apresentados em negrito, e onde foram encontradas efeito da intervenção com diferença pelo teste de post hoc está marcado com asterisco (*), a diferença apenas entre DS e PS, está representada pelo símbolo ^a.

A tabela 2 mostra os resultados das intervenções nas variáveis de CP pelo método de análise no domínio do tempo de análise e mostra as comparações entre os grupos nas condições testadas. É possível observar que a intervenção DS reduziu os valores das variáveis de centro de pressão nas idosas pelo método de análise no domínio do tempo e apresentou menores valores, com significância estatística ($p < 0.05$), que os outros grupos em quase todas as condições testadas, com exceção apenas na condição UNIP. Já o grupo PS mostrou um aumento nas variáveis de centro de pressão com significância estatística ($p < 0.05$) nas condições BIOA e UNIP. Em relação ao método específico no domínio do tempo-frequência, mostrado na tabela 3, foi observado que na condição BIOA o grupo de TA apresentou mudanças pós-intervenção, ou seja, maiores percentuais na frequência baixa e menores valores na frequência alta na direção médio-lateral. O grupo DS apresentou resultados superiores em relação aos outros grupos na condição UNIP na direção anteroposterior.

Tabela 4. Relevância clínica das intervenções pelo método de análise no domínio do tempo do CP.

Variáveis	TA	DS	PS	ES Eta Parcial Quadrado	Interpretação do ES
BIOA - BIPODAL COM OLHOS ABERTOS					
A-COP (cm²)	69.4%↑	3.7%↓	9%↑	0.05	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	0.6%↑	7.7%↓	4.3%↑	0.30	Grande
Vel M/L (cm/s)	0.7%	7.5%↓	1.9%↑	0.32	Grande
UNIP -UNIPODAL					
A-COP (cm²)	5.1%↓	18.1%	14.8%↑	0.04	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	4.8%↑	6.6%↓	7.1%↑	0.17	Grande
Vel M/L (cm/s)	6.3%↑	2%↑	14.3%↑	0.12	Médio
BIRV - BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL					
A-COP (cm²)	4.2%↑	10.7%↓	7.8%↓	0.01	Pequeno
Vel A/P (cm/s)	1.2%↓	7%↓	1.6%↓	0.13	Médio
Vel M/L (cm/s)	1.4%↓	7.6%↓	0.6%↓	0.18	Grande

A-COP: área de oscilação do centro de pressão, apresentada em cm²; Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral, apresentados em cm/s; TA: Treinamento Aeróbico na Esteria; DS: Dança de Salão; PS: Pilates Solo; ES: Tamanho do Efeito.

Tabela 5. Relevância clínica das intervenções pelo método do domínio tempo-frequência do CP.

Variáveis	Banda de frequência	TA n=15 Média % (IC 95%)	DS n=24 Média % (IC 95%)	PS n=19 Média % (IC 95%)	ES	Interpretação do ES
BIPODAL COM OLHOS ABERTOS						
Vel A/P						
	0.05-0.5 Hz	3.3%↓	2.4%↓	2.9%↓	0.00	Pequeno
	0.5-1.5 Hz	14.8%↑	7.4%↑	9.8%↑	0.01	Pequeno
	1.5-10 Hz	8.7%↓	2.1%↓	4.3%↓	0.02	Médio
Vel M/L						
	0.05-0.5 Hz	19.3%↑*	0.5%↑	2.7%↓	0.13	Médio
	0.5-1.5 Hz	11.1%↓	0%	1.8%↑	0.03	Médio
	1.5-10 Hz	15.1%↓*	0.7%↓	1%↑	0.14	Grande
UNIPODAL						
Vel A/P						
	0.05-0.5 Hz	3.9%↑	1.4%↑	5.8%↓	0.11	Médio
	0.5-1.5 Hz	3.8%↓	4%↓	7.4%↑	0.15	Grande
	1.5-10 Hz	2.4%↓	3.1%↑	0.5%↓	0.01	Pequeno
Vel M/L						
	0.05-0.5 Hz	2.1%↓	1.6%↓	4%↓	0.03	Pequeno
	0.5-1.5 Hz	1.4%↑	3.8%↓	0%	0.04	Pequeno
	1.5-10 Hz	2.3%↑	8.4%↑	7.4%↑	0.00	Trivial
BIPODAL COM REALIDADE VIRTUAL						
Vel A/P						
	0.05-0.5 Hz	4.4%↓	2%↑	1.5%↑	0.07	Médio
	0.5-1.5 Hz	15.4%↑	1.6%↓	4%↓	0.10	Médio
	1.5-10 Hz	1.4%↓	5.3%↓	0.6%↑	0.03	Pequeno
Vel M/L						
	0.05-0.5 Hz	0.6%↑	2.3%↓	2.4%↓	0.00	Trivial
	0.5-1.5 Hz	3.9%↑	3%↑	0.6%↓	0.01	Pequeno
	1.5-10 Hz	4.6%↓	0.9%↓	3.1%↑	0.03	Pequeno

TA: Treinamento Aeróbico na Esteira; DS: Dança de Salão; PS: Pilates Solo; Vel: velocidade média de oscilação do centro de pressão nas direções A/P: ântero-posterior e M/L: médio-lateral; Hz: Hertz.

DISCUSSÃO

Esse estudo teve como objetivo avaliar o efeito de três tipos de intervenções de exercícios físicos (PS, DS e TA) sobre o CP de mulheres idosas em diferentes condições de equilíbrio postural, analisadas pelos métodos de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência. Os principais resultados indicaram que na comparação do equilíbrio postural pelo método de análise no domínio do tempo, a DS reduziu os valores das variáveis de velocidade de oscilação do COP na condição BIOA e BIRV, não apresentando diferenças com significância estatística apenas na condição UNIP, e apresentou tamanho de efeito negativo para todas as variáveis, o que não foi observado nas outras intervenções. A DS foi diferente tanto do TA, como do PS nessa condição. Já na condição UNIP o PS apresentou valor maior na VEL A/P pós-intervenção, e foi estatisticamente diferente da intervenção de DS. Além disso, na condição BIOA, a intervenção com PS aumentou os valores das variáveis VEL A/P e VEL M/L. A DS foi também, estatisticamente diferente do PS na VEL A/P na condição de BIRV e diferente do PS e TA na variável VEL M/L.

Em relação ao método específico no domínio do tempo-frequência, foi observado que na condição BIOA o grupo de TA apresentou mudanças pós-intervenção, ou seja, maiores percentuais na frequência baixa e menores na frequência alta na VEL M/L. Isso significa que o percentual migrou da frequência alta para a frequência baixa, isto é, após a intervenção com TA. Esses resultados sugerem que, os indivíduos reduziram a necessidade de usar o sistema proprioceptivo e passaram a usar mais o sistema visual e vestibular, os quais atuam na frequência com menor gasto energético para manter o CP. Já na condição UNIP, o grupo DS apresentou percentual estatisticamente inferior na frequência média pós-intervenção na VEL A/P, ou seja, reduziu a necessidade da ação do cerebelo e aumentou a necessidade dos outros sistemas no CP. Além do mais, a DS foi diferente dos outros grupos na condição UNIP e na VEL A/P, com atuação menor da frequência média em relação aos outros grupos após a intervenção.

Ao observar os dados da análise de análise no domínio do tempo e da análise no domínio do tempo-frequência de forma conjunta, ou de forma em que

um complemento o outro, é possível inferir que na condição BIOA na VEL A/P, em que a DS apresentou diferença após intervenção na análise no domínio do tempo, na análise de frequência não houve diferença com significância estatística, no entanto, pode ser observada uma migração da frequência alta para a frequência média. Dessa forma, pode-se dizer que todas as intervenções foram eficientes para reduzir o gasto de energia, como resultado de uma ativação menor do sistema proprioceptivo. Na BIOA, a DS reduziu significativamente os valores das variáveis VEL M/L. Já na análise de o TA e a DS reduziram o percentual da alta frequência e o PS aumentou, indicando que o TA como a DS reduziram o recrutamento do sistema proprioceptivo, enquanto que o PS aumentou.

Ao observar a condição UNIP na VEL A/P, o método de análise no domínio do tempo apontou que a intervenção com PS aumentou os valores de velocidade, e embora a DS não tenha sido diferente estatisticamente, ela reduziu os valores nessa variável e foi de forma significativa diferente do PS. Com o método de análise no domínio tempo-frequência, foi possível verificar que a DS diminuiu de forma significativa o percentual de atuação da frequência média no pós-intervenção, e que também foi diferente dos outros grupos. Dessa forma, é possível dizer que a DS foi eficiente para reduzir a ação do cerebelo nessa condição de equilíbrio que é mais desafiadora, e ativar mais os outros sistemas, principalmente o visuo-vestibular (baixa frequência).

Quando examinada a condição de BIRV no método de análise no domínio do tempo, a DS reduziu de forma significativa os valores das variáveis VEL A/P e VEL M/L no pós-intervenção. Já no método no domínio do tempo-frequência, todas as intervenções conseguiram migrar os percentuais da frequência alta para as outras frequências, ou seja, reduzindo o gasto energético para manter o CP e diminuindo, conseqüentemente, a ação do sistema proprioceptivo. Esse mesmo comportamento da VEL A/P ocorreu na VEL M/L, com exceção do PS que aumentou o uso do sistema proprioceptivo após a intervenção.

Em relação aos tipos de intervenções do presente estudo, o PS não apresentou diferenças com significância estatística na comparação pré com pós-intervenção na maioria das variáveis testadas, em ambos os métodos de análises. Com exceção da variável VEL A/P na condição BIOA e UNIP do método de análise no domínio do tempo, em que apresentou valores maiores de velocidade de oscilação pós-intervenção, além disso, apresentou tamanho de efeito pequeno na

maioria das variáveis. Em estudos de meta-análise (GABIZON *et al.*, 2016; DE SOUZA *et al.*, 2018) também não foram encontradas diferenças estatísticas nos estudos com o PS. Já outros estudos (CASONATTO & YAMACITA, 2020; OLIVEIRA *et al.*, 2020; GOEDERT *et al.*, 2019) têm afirmado que a intervenção com Pilates melhora é efetiva no CP de idosos. No entanto, esses estudos assumem que valores menores tanto na área do COP quanto na velocidade do COP representa uma melhora do CP, porém, essa afirmação pode ser equivocada, principalmente quando analisada apenas com o método de análise no domínio do tempo de avaliação e se tratando de idosos, visto que o aumento no valor das variáveis nem sempre sugere um desequilíbrio, mas pode refletir uma estratégia de alguns indivíduos para explorar a sua base de apoio (BERNARD-DEMANZE *et al.*, 2009). Outro ponto importante a ser destacado, é que as características dos exercícios trabalhado no PS podem não ter favorecido mitos desafios ao equilíbrio por muitos serem realizados no solo e na posição deitada. É possível que intervenções mais longas, com mais de 12 semanas, possam também trazer efeitos positivos ao CP de idosos.

Em se tratando da DS o presente estudo apontou diferenças com significância entre a pré e a pós-intervenção em duas das três condições testadas (BIOA e BIRV), nas variáveis VEL A/P e VEL M/L, quando utilizado o método de análise no domínio do tempo de análise. Já pelo método específico no domínio do tempo-frequência, a intervenção com DS alterou de forma significativa a frequência média, a qual diminuiu na pós-intervenção na VEL A/P. Além disso, a DS foi diferente dos outros grupos no BIOA na VEL A/P e VEL M/L no método de análise no domínio do tempo, e no UNIP na VEL A/P pelo método no domínio do tempo-frequência. Esses resultados indicam que a intervenção com DS conseguiu alterar as variáveis do CP. Quando analisada, essa intervenção com os dois métodos conjuntamente, é possível inferir que essa intervenção melhorou o CP, em que apresentou não apenas valores menores nas variáveis pós-intervenção, pelo método de análise no domínio do tempo, mas também, migrou da frequência média para a frequência baixa, reduzindo assim a energia necessária para manter o CP.

Na literatura, até o momento, existem poucos estudos com intervenção com dança sobre o CP, principalmente se tratando da dança de salão. Os estudos existentes comparam a dança com outras intervenções transversalmente, desconsiderando os efeitos das intervenções. Desta forma, Rahal e colaboradores (2015), verificaram pelo método de análise no domínio do tempo,

que idosos praticantes de dança de salão tiveram melhor desempenho no CP na condição unipodal com olhos fechados que os idosos praticantes de Tai Chi Chuan. Serra e colaboradores (2016), também em estudo transversal, compararam mulheres idosas praticantes de dança com ritmo samba e não praticantes e verificaram que as idosas que dançavam apresentaram melhor desempenho em relação às que não dançavam na condição bipodal com olhos fechados, mas não na condição com os olhos abertos. Esses resultados, embora sinalizem uma vantagem da dança de salão em comparação a outro tipo de intervenção, dificulta a comparação com os nossos, por não serem estudos que apresentem a relação entre causa e efeito.

Não foram encontrados estudos com o método específico no domínio do tempo-frequência que avaliaram a dança de salão em idosos. Maheu e colaboradores (2019) ao compararem o CP pelo método no domínio do tempo-frequência de jovens dançarinos praticantes de diversas modalidades de dança com não dançarinos, concluíram que os dançarinos tiveram melhor desempenho, especialmente nas tarefas que mais desafiavam o sistema somatossensorial. Embora este estudo também não sirva para apoiar os nossos resultados, ele traz indicativos de que a dança pode melhorar o CP de seus praticantes. Apesar disso faz-se necessário investigar melhor esse contexto, sobretudo em diferentes populações e em diferentes níveis de prática (profissional e lazer), para que se possa entender melhor como as características de idade, sexo e nível de prática podem interferir no CP.

Os resultados mais expressivos da DS em relação às outras intervenções podem estar relacionados às características dessa intervenção, pois nessa modalidade a base de suporte é continuamente alterada, intercalando entre posturas estreitas e amplas, além de realizar movimentos rotacionais impulsionados pelo tronco, possui intenso movimento dos tornozelos e a dorsiflexão e flexão plantar (FILAR-MIERZWA *et al.*, 2016). Segundo Filar-Mierzwa *et al.* (2016), os recursos utilizados na dança podem impactar elementos sensório motores, que vão contribuir para aumentar a estabilidade. A música e os passos proporcionam uma intervenção ritmada, com dupla tarefa motora e cognitiva (BORGES *et al.*, 2018).

Ao se tratar da intervenção com o TA, este estudo apontou que pelo método de análise no domínio do tempo de análise não foram encontradas diferenças com significância estatística em nenhuma variável das condições

testadas, no entanto, quando analisados os dados pelo método no domínio do tempo-frequência foram encontradas diferenças na VEL A/P e na VEL M/L da condição BIOA, apontando que após a intervenção com TA a frequência baixa aumentou e a frequência alta diminuiu. Isso significa que os percentuais migraram de uma frequência com alto gasto energético para uma frequência com baixo gasto energético após a intervenção, ou seja, o TA fez com que após a intervenção as idosas usassem menos o sistema proprioceptivo e mais o sistema visuo-vestibular. Alguns estudos encontraram alteração no equilíbrio após intervenção na esteira, apontando melhoras, no entanto, esses estudos utilizaram testes de equilíbrio mais simples e não com um instrumento padrão ouro, como a plataforma de força (ARFA-FATOLLAHKHANI *et al.*, 2019; PEREIRA *et al.*, 2020). Um trabalho publicado por Marques e colaboradores (2017) apontou que o exercício aeróbico reduziu os valores de variáveis VEL A/P e VEL M/L após a intervenção de 32 semanas, no entanto a intervenção foi multicomponente, diferenciando também, do presente estudo.

Esse estudo apresenta algumas limitações, como a amostra composta apenas por mulheres e a duração de apenas 12 semanas de intervenção e a não randomização da amostra. No entanto, o desenvolvimento das intervenções nas proximidades das residências dos idosos possibilitou uma investigação mais próxima a realidade no que tange aos programas de exercícios físicos comunitários para idosos. Outro aspecto a ser ressaltado é que esse é um dos primeiros estudos a investigar os efeitos de diferentes modalidades de exercício físico ainda pouco exploradas no CP de mulheres idosas pelos métodos de análise no domínio do tempo e no domínio do tempo-frequência.

CONCLUSÃO

Concluímos que 12 semanas de intervenções de PS, DS e TA foram suficientes para melhorar o CP das mulheres idosas praticantes de DS e TA, com resultados mais expressivos da DS. Esses resultados foram percebidos tanto na análise no domínio do tempo como no domínio do tempo-frequência. Diante do exposto, pode-se dizer que juntas, a análise no domínio do tempo/tradicional e a análise por bandas no domínio do tempo-frequência parecem fornecer informações mais relevantes sobre o CP que apenas os métodos mais tradicionais. Desta forma

sugere-se o uso das duas análises, especialmente quando forem estudados os efeitos de intervenções.

REFERÊNCIAS

ARFA-FATOLLAHKHANI, Paria et al. Effects of treadmill training on the balance, functional capacity and quality of life in Parkinson's disease: A randomized clinical trial. **Journal of Complementary and Integrative Medicine**, v. 17, n. 1, 2019.

Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa (ABEP). Critério Padrão de Classificação Econômica Brasil. Disponível em: http://www.abep.org/codigosguias/Criterio_Brasil_2008.pdf. 2008:1-3.

BARATTO, Luigi et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor control**, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.

BERNARD-DEMANZE, L. et al. Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. **Current aging science**, v. 2, n. 2, p. 135-149, 2009.

BORG, Gunnar A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Med sci sports exerc**, v. 14, n. 5, p. 377-381, 1982.

BORGES, Eliane G. da Silva; VALE, Rodrigo G. de Souza; PERNAMBUCO, Carlos Soares; *et al.* Effects of dance on the postural balance, cognition and functional autonomy of older adults. **Rev. Bras. Enferm.** v.71, ed. 5, Brasília, 2018. Disponível em: https://www.scielo.br/pdf/reben/v71s5/pt_0034-7167-reben-71-s5-2302.pdf. Acesso em: 21 de maio de 2018.

CAMARGOS, Flavia Fernandes Oliveira. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale-Internacional: Um instrumento para avaliar o medo de cair em idosos. 2007.

CASONATTO, Juliano; YAMACITA, Cárita Mayume. Pilates exercise and postural balance in older adults: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Complementary therapies in medicine**, v. 48, p. 102232, 2020.

CAVALHEIRO, Guilherme L. et al. Study of age-related changes in postural control during quiet standing through linear discriminant analysis. **Biomedical engineering online**, v. 8, n. 1, p. 1-13, 2009.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (CDC) et al. Preventing falls: a guide to implementing effective community-based fall prevention programs. **Atlanta, Georgia: Centers for Disease Control and Prevention**, 2015.

CHAGDES, James R. et al. Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. **Experimental brain research**, v. 197, n. 3, p. 297-310, 2009.

CHARLSON, Mary E. *et al.* The Charlson comorbidity index is adapted to predict costs of chronic disease in primary care patients. **Journal of clinical epidemiology**, v. 61, n. 12, p. 1234-1240, 2008.

CHARLSON, Mary *et al.* Validation of a combined comorbidity index. **Journal of clinical epidemiology**, v. 47, n. 11, p. 1245-1251, 1994.

DA SILVA, Rubens A. *et al.* Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 634-639, 2013.

DE OLIVEIRA, Laís Campos; DE OLIVEIRA, Raphael Gonçalves; DE ALMEIDA PIRES-OLIVEIRA, Deise Aparecida. Effects of whole-body vibration versus pilates exercise on bone mineral density in postmenopausal women: a randomized and controlled clinical trial. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 42, n. 2, p. E23-E31, 2019.

DE SOUZA, Roberta Oliveira Bueno *et al.* Effects of mat pilates on physical functional performance of older adults: a meta-analysis of randomized controlled trials. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 97, n. 6, p. 414-425, 2018.

DIETZ, V.; MAURITZ, K.-H.; DICHGANS, J. Body oscillations in balancing due to segmental stretch reflex activity. **Experimental brain research**, v. 40, n. 1, p. 89-95, 1980.

FILAR-MIERZWA, Katarzyna; DLUGOSZ, Malgorzata; MARCHEWKA, Anna; *et al.* The effect of dance therapy on the balance of women over 60 years of age: The influence of dance therapy for the elderly. **Journal of Woman & Aging**, v. 29, ed. 4, p. 348-355, 2016. Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/08952841.2016.1194689>. Acesso em: 15 de fevereiro de 2021.

FOISY, A. *et al.* Controlling posture and vergence eye movements in quiet stance: effects of thin plantar inserts. **PLoS One**, v. 10, n. 12, p. e0143693, 2015.

GABIZON, Hadas; PRESS, Yan; Volkov, ILIA; MELZER, Ishak. The effects of pilates training on balance control and self-reported health status in Community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. **J. Aging Phys Act.** v 24, ed. 3, p. 376-383, 2016.

GOEDERT, Araceli *et al.* The effect of Pilates practice on balance in elderly: a systematic review. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 23, p. 1-7, 2018.

GOLOMER, E.; DUPUI, Ph; BESSOU, P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. **Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique**, v. 102, n. 3, p. 225-229, 1994.

IHLEN, E. A. F; SKJÆRET, N.; VEREIJKEN, B. The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 3, p. 484-490, 2013.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 6, p. 411-421, 2008.

LARNER, Andrew J. Effect size (Cohen's d) of cognitive screening instruments examined in pragmatic diagnostic accuracy studies. **Dementia and geriatric cognitive disorders extra**, v. 4, n. 2, p. 236-241, 2014.

LOW, D. C.; WALSH, G. S.; ARKESTEIJN, M. Effectiveness of exercise interventions to improve postural control in older adults: a systematic review and meta-analyses of centre of pressure measurements. **Sports medicine**, v. 47, n. 1, p. 101-112, 2017.

MAHEU, M. et al. Influence of dance training on challenging postural control task. **Gait & posture**, v. 69, p. 31-35, 2019.

MANCINI, M.; NUTT, J. G.; HORAK, F. B. Chapter 1 - How is balance controlled by the nervous system?, Editor(s): Martina Mancini, John G. Nutt, Fay B. Horak, Balance Dysfunction in Parkinson's Disease, **Academic Press**, 2020, Pages 1-24

MARQUES, Elisa A. et al. Are resistance and aerobic exercise training equally effective at improving knee muscle strength and balance in older women?. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 68, p. 106-112, 2017.

MAURITZ, K. H.; DIETZ, V.; HALLER, M. Balancing as a clinical test in the differential diagnosis of sensory-motor disorders. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 43, n. 5, p. 407-412, 1980.

MEMÓRIA, Cláudia M. et al. Brief screening for mild cognitive impairment: validation of the Brazilian version of the Montreal cognitive assessment. **International Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 28, n. 1, p. 34-40, 2013.

NASREDDINE, Ziad S. et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 53, n. 4, p. 695-699, 2005.

PAILLARD, Thierry; BOREL, Liliane. Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. **Human movement science**, v. 32, n. 2, p. 353-362, 2013.

PAILLARD, Thierry; NOÉ, Frédéric. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.

PARREIRA, Rodolfo B. et al. Effect of trunk extensor fatigue on the postural balance of elderly and young adults during unipodal task. **European journal of applied physiology**, v. 113, n. 8, p. 1989-1996, 2013.

PATAT, A.; FOULHOUX, P. Effect on postural sway of various benzodiazepine tranquilizers. **British journal of clinical pharmacology**, v. 20, n. 1, p. 9-16, 1985.

PEREIRA, Natalia Moya; ARAYA, Marcel Jean Pierre Massè; SCHEICHER, Marcos Eduardo. Effectiveness of a treadmill training programme in improving the postural balance on institutionalized older adults. **Journal of aging research**, v. 2020, 2020.

RAHAL, Miguel Antônio et al. Analysis of static and dynamic balance in healthy elderly practitioners of Tai Chi Chuan versus ballroom dancing. **Clinics**, v. 70, n. 3, p. 157-161, 2015.

SERRA, Marcos Maurício et al. Balance and muscle strength in elderly women who dance samba. **PLoSOne**, v. 11, n. 12, p. e0166105, 2016.

SHIGAKI, Leonardo *et al.* Análise comparativa do equilíbrio unipodal de atletas de ginástica rítmica. **Rev. bras. med. esporte**, v. 19, n. 2, p. 104-107, 2013.

THOMAS, Ewan *et al.* Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. **Medicine**, v. 98, n. 27, 2019.

VIEIRA, E. R. *et al.* Falls. In: Gu D., Dupre M. (eds). *Encyclopedia of Gerontology and Population Aging*. **Springer Nature**, 2019.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente tese, baseada em um projeto de pesquisa que originou três estudos com mulheres idosas, dois transversais e um de intervenção por meio de um ensaio clínico não randomizado, nos permite concluir que: 1) as mulheres com comprometimento cognitivo leve e moderado, avaliado pelo MoCA, possuem maior oscilação na maioria das variáveis de CP, quando avaliadas pelo método de análise no domínio do tempo, do que as idosas com cognição normal, nas tarefas menos desafiadoras (BIOA, BIOF e BIRV); 2) no método de análise no domínio do tempo-frequência não foram percebidas diferenças no CP entre as idosas com diferentes níveis de cognição; 3) os principais fatores determinantes e mediadores do CP foram a idade o IMC, a massa magra, a força de muscular, a cognição e a depressão; 4) A intervenção de DS reduziu significativamente a oscilação em variáveis das três tarefas de equilíbrio em relação às intervenções de PS e TA quando analisadas pelos método enciapadrão e 5) A intervenção com TA reduziu a frequência, migrando da alta frequência para a baixa frequência na condição BIOA na direção M/L, e na condição UNIP, a DS reduziu a frequência, de média para baixa frequência na direção A/P.

Os resultados apresentados indicam que em relação às hipóteses levantadas previamente neste estudo, algumas foram confirmadas e outras não. No que diz respeito à hipótese de que as idosas com diferentes níveis cognitivos teriam diferentes desempenhos no CP em todas as tarefas de equilíbrio nos dois métodos de análise foi confirmada parcialmente. Na análise pelo método de análise no domínio do tempo, as diferenças foram observadas nas tarefas menos desafiadoras

(BIOA, BIOF e BIRV), mas não nas mais desafiadoras (BIES e UNIP) e essas diferenças não foram observadas nas análises pelo método por bandas de frequência. Esses resultados indicam que o método de análise no domínio do tempo e as condições menos desafiadoras de equilíbrio foram melhores para discriminarem as diferenças no CP entre as idosas com diferentes níveis cognitivos.

Em relação à hipótese sobre os fatores determinantes e a mediação do controle postural em que as variáveis idade, antropométricas e de aptidão física e funcional seriam as principais determinantes e mediadores do CP em todas as tarefas de equilíbrio avaliadas foram confirmadas parcialmente, pois algumas delas não permaneceram nos modelos de regressão e mediação, mas também outras variáveis como a depressão e a cognição. Já a terceira hipótese de que todas as intervenções (PS, DS e TA) trariam efeitos positivos no equilíbrio postural das idosas participantes do estudo em todas as tarefas de equilíbrio, tanto nas análises no domínio do tempo como no domínio do tempo-frequência, também foi confirmada parcialmente pois a DS provocou efeitos mais expressivos em relação às outras intervenções e mais significativos nas análises pelo método de análise no domínio do tempo. O motivo pode estar relacionado às características da intervenção de DS já mencionadas nesse trabalho que foi mais eficaz para produzir as mudanças em um período relativamente curto das intervenções. Acreditamos que períodos maiores de intervenções poderiam provocar efeitos mais significativos também nas outras intervenções.

Enfim, essa tese traz novas informações, contribui para o aumento do corpo de conhecimento nessa área e suscita questões que devem ser investigadas em outros contextos e com outros desenhos metodológicos, como:

- 1) Maior tempo para as intervenções: acreditamos que um tempo de seguimento maior poderia proporcionar resultados mais expressivos nas três intervenções.

- 2) Desenvolvimento de estudos em homens: há necessidade de conhecer o comportamento das variáveis aqui estudadas em homens idosos devido às suas particularidades biopsicossociais.

- 3) Efetividade dessas intervenções em idosos longevos: devido ao aumento da expectativa de vida da população mundial e brasileira, cada vez mais teremos idosos longevos em nossa sociedade. Nesse sentido, há necessidade de

compreender o comportamento das variáveis aqui estudadas e a efetividade de intervenções de exercícios físicos em idosos a partir dos 80 anos.

4) Investigação mediante ensaio clínico randomizado: embora esse estudo tenha apresentado resultados importantes, sobretudo por ter investigado os efeitos das três intervenções exatamente da maneira que são aplicadas na comunidade, considerando o recrutamento, o local de realização e o apoio social existente quando as pessoas próximas se envolvem em programas, é necessário que pesquisas mais controladas sejam realizadas para que fatores de confundimento possam ser minimizados.

Por fim, entendemos que essa tese trouxe importantes reflexões e contribuições na compreensão da complexidade que envolve o CP de mulheres idosas, trazendo resultados novos e/ou somando aos já existentes. Um dos aspectos relevantes deste trabalho é a sua aplicabilidade, pois indica, comportamentos relacionados ao controle postural associado ao nível cognitivo, apresenta fatores determinantes do controle postural e avalia o efeito de diferentes intervenções de exercício físico nessa variável, em uma população que ainda não evoluiu para a fragilidade, e que os possíveis distúrbios no seu controle postural dificilmente seriam percebidos sem avaliações mais específicas. Nesse sentido, avaliações e intervenções com idosos fisicamente independentes é de extrema importância para que estratégias eficazes sejam tomadas para prevenir declínios funcionais severos. Desta forma, as informações aqui trazidas podem colaborar com os profissionais na tomada de decisão ao planejar e prescrever programas com a finalidade de melhorar e/ou preservar o equilíbrio postural e a prevenção de quedas em idosos.

LISTA DE REFERÊNCIAS

AGGARWAL, N. T. et al. Motor dysfunction in mild cognitive impairment and the risk of incident Alzheimer disease. **Archives of Neurology**, v. 63, n. 12, p. 1763-1769, 2006.

ANSAI, J. H. et al. Risk factors for falls in older adults with mild cognitive impairment and mild Alzheimer disease. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 42, n. 3, p. E116-E121, 2019.

APARICIO-UGARRIZA, R. et al. A review of the cut-off points for the diagnosis of vitamin B12 deficiency in the general population. **Clinical Chemistry and Laboratory Medicine (CCLM)**, v. 53, n. 8, p. 1149-1159, 2015.

ARFA-FATOLLAHKHANI, P. et al. Effects of treadmill training on the balance, functional capacity and quality of life in Parkinson's disease: A randomized clinical trial. **Journal of Complementary and Integrative Medicine**, v. 17, n. 1, 2019.

Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa (ABEP). Critério Padrão de Classificação Econômica Brasil. Disponível em: http://www.abep.org/codigosguias/Criterio_Brasil_2008.pdf. 2008:1-3.

BARATTO, L. et al. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor control**, v. 6, n. 3, p. 246-270, 2002.

BERNARD-DEMANZE, L. et al. Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity. **Current aging science**, v. 2, n. 2, p. 135-149, 2009.

BEYLERGIL, S. B. et al. Vestibular roll tilt thresholds partially mediate age-related effects on balance. **Progress in brain research**, v. 248, p. 249-267, 2019.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Med sci sports exerc**, v. 14, n. 5, p. 377-381, 1982.

BORGES, E. G. S.; VALE, R. G. S.; PERNAMBUCO, C. S.; *et al.* Effects of dance on the postural balance, cognition and functional autonomy of older adults. **Rev. Bras. Enferm.** v.71, ed. 5, Brasília, 2018. Disponível em: https://www.scielo.br/pdf/reben/v71s5/pt_0034-7167-reben-71-s5-2302.pdf.

BUCHMAN, A. S.; BENNETT, D. A. Loss of motor function in preclinical Alzheimer's disease. **Expert review of neurotherapeutics**, v. 11, n. 5, p. 665-676, 2011.

BURACCHIO, T. J. et al. Executive function predicts risk of falls in older adults without balance impairment. **BMC geriatrics**, v. 11, n. 1, p. 74, 2011.

CAMARGOS, F. F. O. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls EfficacyScale-Internacional: Um instrumento para avaliar o medo de cair em idosos. 2007.

CAMICIOLI, R. et al. Gait and posture impairment, parkinsonism and cognitive decline in older people. **Journal of Neural Transmission**, v. 114, n. 10, p. 1355-1361, 2007.

CASONATTO, J.; YAMACITA, C. M. Pilates exercise and postural balance in older adults: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Complementary therapies in medicine**, v. 48, p. 102232, 2020.

CASTILHO, A. R. et al. Influence of cognitive mental state on postural balance of older people/Influência do Estado Mental Cognitivo no Equilíbrio Postural de Idosos. **Journal of Health Sciences**, v. 20, n. 3, p. 190-194, 2018.

CAVALHEIRO, G. L. et al. Study of age-related changes in postural control during quiet standing through linear discriminant analysis. **Biomedical engineering online**, v. 8, n. 1, p. 1-13, 2009.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION (CDC) et al. Preventing falls: a guide to implementing effective community-based fall prevention programs. **Atlanta, Georgia: Centers for Disease Control and Prevention**, 2015.

CHAGDES, J. R. et al. Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis. **Experimental brain research**, v. 197, n. 3, p. 297-310, 2009.

CHARLSON, M. E. et al. The Charlson comorbidity index is adapted to predict costs of chronic disease in primary care patients. **Journal of clinical epidemiology**, v. 61, n. 12, p. 1234-1240, 2008.

CHARLSON, M. et al. Validation of a combined comorbidity index. **Journal of clinical epidemiology**, v. 47, n. 11, p. 1245-1251, 1994.

CUEVAS-TRISAN, R. Balance problems and fall risks in the elderly. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 28, n. 4, p. 727-737, 2017.

DA SILVA, R. A. et al. Age-related differences in time-limit performance and force platform-based balance measures during one-leg stance. **Journal of Electromyography and kinesiology**, v. 23, n. 3, p. 634-639, 2013.

DE OLIVEIRA, L. C.; DE OLIVEIRA, R. G.; DE ALMEIDA PIRES D. A. Effects of whole-body vibration versus pilates exercise on bone mineral density in postmenopausal women: a randomized and controlled clinical trial. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 42, n. 2, p. E23-E31, 2019.

DE SOUZA, R. O. B. et al. Effects of mat pilates on physical functional performance of older adults: a meta-analysis of randomized controlled trials. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 97, n. 6, p. 414-425, 2018.

DELBAERE, K. et al. Mild cognitive impairment as a predictor of falls in community-dwelling older people. **The American Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 20, n. 10, p. 845-853, 2012.

DESCHAMPS, Thibault et al. Postural control and cognitive decline in older adults: position versus velocity implicit motor strategy. **Gait & posture**, v. 39, n. 1, p. 628-630, 2014.

DIETZ, V.; MAURITZ, K.-H.; DICHGANS, J. Body oscillations in balancing due to segmental stretch reflex activity. **Experimental brain research**, v. 40, n. 1, p. 89-95, 1980.

DODGE, H. H. et al. In-home walking speeds and variability trajectories associated with mild cognitive impairment. **Neurology**, v. 78, n. 24, p. 1946-1952, 2012.

FABRÍCIO-WEHBE, S. C. C. et al. Adaptação cultural e validade da Edmonton FrailScale-EFS em uma amostra de idosos brasileiros. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, v. 17, n. 6, 2009.

FILAR-MIERZWA, K.; DLUGOSZ, M.; MARCHEWKA, A. et al. The effect of dance therapy on the balance of women over 60 years of age: The influence of dance therapy for the elderly. **Journal of Woman & Aging**, v. 29, ed. 4, p. 348-355, 2016. Disponível em:

<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/08952841.2016.1194689>. Acesso em: 15 de fevereiro de 2021.

FOISY, A. et al. Controlling posture and vergence eye movements in quiet stance: effects of thin plantar inserts. **PLoS One**, v. 10, n. 12, p. e0143693, 2015.

GABIZON, H.; PRESS, Y.; VOLKOV, I.; MELZER, I. The effects of pilates training on balance control and self-reported health status in Community-dwelling older adults: a randomized controlled trial. **J. Aging Phys Act.** v 24, ed. 3, p. 376-383, 2016.

GOEDERT, A. et al. The effect of Pilates practice on balance in elderly: a systematic review. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 23, p. 1-7, 2018.

GOLOMER, E.; DUPUI, Ph; BESSOU, P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. **Archives internationales de physiologie, de biochimie et de biophysique**, v. 102, n. 3, p. 225-229, 1994.

GURALNIK, J. M. et al. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **New England Journal of Medicine**, v. 332, n. 9, p. 556-562, 1995.

HAYES, A. F.; ROCKWOOD, N. J. Regression-based statistical mediation and moderation analysis in clinical research: Observations, recommendations, and implementation. **Behaviour research and therapy**, v. 98, p. 39-57, 2017.

HAYES, T. L. et al. Unobtrusive assessment of activity patterns associated with mild cognitive impairment. **Alzheimer's & Dementia**, v. 4, n. 6, p. 395-405, 2008.

HOLICK, M. F. et al. Evaluation, treatment, and prevention of vitamin D deficiency: an Endocrine Society clinical practice guideline. **The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 96, n. 7, p. 1911-1930, 2011.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. **Age and ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii7-ii11, 2006.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology of aging**, v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989.

IHLEN, E. A. F.; SKJÆRET, N.; VEREIJKEN, B. The influence of center-of-mass movements on the variation in the structure of human postural sway. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 3, p. 484-490, 2013.

KELEMAN, A. et al. Falls Associate with Neurodegenerative Changes in ATN Framework of Alzheimer's Disease. **Journal of Alzheimer's disease**, n. Preprint, p. 1-8, 2020.

KELLY, V. E. et al. Association of cognitive domains with postural instability/gait disturbance in Parkinson's disease. **Parkinsonism & related disorders**, v. 21, n. 7, p. 692-697, 2015.

KIM, J. et al. Total-body skeletal muscle mass: estimation by a new dual-energy X-ray absorptiometry method. **The American journal of clinical nutrition**, v. 76, n. 2, p. 378-383, 2002.

KLUGER, A. et al. Patterns of motor impairment in normal aging, mild cognitive decline, and early Alzheimer's Disease. **The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences**, v. 52, n. 1, p. P28-P39, 1997.

KUMAR, A. J. S. et al. A study of grip endurance and strength in different elbow positions. **Journal of Orthopaedics and Traumatology**, v. 9, n. 4, p. 209-211, 2008.

KURIACOSE, R.; OLIVE, K. E. Vitamin D insufficiency/deficiency management. **Southern medical journal**, v. 107, n. 2, p. 66-70, 2014.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 38, n. 6, p. 411-421, 2008.

LARNER, A. J. Effect size (Cohen's d) of cognitive screening instruments examined in pragmatic diagnostic accuracy studies. **Dementia and geriatric cognitive disorders extra**, v. 4, n. 2, p. 236-241, 2014.

LEACH, J. M. et al. Day-to-day variability of postural sway and its association with cognitive function in older adults: A pilot study. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 10, p. 126, 2018.

LOW, D. C.; WALSH, G. S.; ARKESTEIJN, M. Effectiveness of exercise interventions to improve postural control in older adults: a systematic review and meta-analysis of centre of pressure measurements. **Sports medicine**, v. 47, n. 1, p. 101-112, 2017.

MACDONALD, S. W. S.; HULTSCH, D. F.; DIXON, R. A. Performance variability is related to change in cognition: Evidence from the Victoria Longitudinal Study. **Psychology and aging**, v. 18, n. 3, p. 510, 2003.

MACDONALD, S. W. S.; NYBERG, L.; BÄCKMAN, L. Intra-individual variability in behavior: links to brain structure, neurotransmission and neuronal activity. **Trends in neurosciences**, v. 29, n. 8, p. 474-480, 2006.

MAEDA, S. S. et al. Recomendações da Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia (SBEM) para o diagnóstico e tratamento da hipovitaminose D. **ArqBrasEndocrinolMetab**, v. 58, n. 5, p. 411-33, 2014.

MAHEU, M. et al. Influence of dance training on challenging postural control task. **Gait & posture**, v. 69, p. 31-35, 2019.

MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in geriatric medicine**, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.

MAKTOUF, W. et al. Combined effects of aging and obesity on postural control, muscle activity and maximal voluntary force of muscles mobilizing ankle joint. **Journal of biomechanics**, v. 79, p. 198-206, 2018.

MANCINI, M.; NUTT, J. G.; HORAK, F. B. Chapter 1 - How is balance controlled by the nervous system?, Editor(s): Martina Mancini, John G. Nutt, Fay B. Horak, Balance Dysfunction in Parkinson's Disease, **Academic Press**, 2020, Pages 1-24, ISBN 9780128138748, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813874-8.00001-5>.

MARQUES, E. A. et al. Are resistance and aerobic exercise training equally effective at improving knee muscle strength and balance in older women?. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 68, p. 106-112, 2017.

MAURITZ, K. H.; DIETZ, V.; HALLER, M. Balancing as a clinical test in the differential diagnosis of sensory-motor disorders. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 43, n. 5, p. 407-412, 1980.

MEMÓRIA, C. M. et al. Brief screening for mild cognitive impairment: validation of the Brazilian version of the Montreal cognitive assessment. **International Journal of Geriatric Psychiatry**, v. 28, n. 1, p. 34-40, 2013.

MORRIS, R. et al. Gait and cognition: mapping the global and discrete relationships in ageing and neurodegenerative disease. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 64, p. 326-345, 2016.

MUIR, Susan W.; GOPAUL, Karen; MONTERO ODASSO, Manuel M. The role of cognitive impairment in fall risk among older adults: a systematic review and meta-analysis. **Age and ageing**, v. 41, n. 3, p. 299-308, 2012.

MUKAKA, M. M. Statistics Corner: A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research *Malawi Medical Journal*. 2012.

NAKANO, M. M. et al. Versao brasileira da Short Physical performance battery SPPB: Adaptacao cultural e estudo da confiabilidade. 2007.

NASREDDINE, Z. S. et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 53, n. 4, p. 695-699, 2005.

NAZÁRIO, A. R. et al. Prevalência da deficiência de vitamina B12 em indivíduos portadores de diabetes mellitus tipo 2 em uso de metformina. **Revista da Sociedade Brasileira de Clínica Médica**, v. 16, n. 2, p. 99-103, 2018.

OLIVEIRA, M. R. et al. Effect of different types of exercise on postural balance in elderly women: a randomized controlled trial. **Archives of gerontology and geriatrics**, v. 59, n. 3, p. 506-514, 2014.

OLIVEIRA, M. R. et al. One-legged stance sway of older adults with and without falls. **PLoS one**, v. 13, n. 9, p. e0203887, 2018.

PAILLARD, T.; BOREL, L. Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. **Human movement science**, v. 32, n. 2, p. 353-362, 2013.

PAILLARD, T.; NOÉ, F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. **BioMed research international**, v. 2015, 2015.

PAIS, R. et al. Global Cognitive Impairment Prevalence and Incidence in Community Dwelling Older Adults—A Systematic Review. **Geriatrics**, v. 5, n. 4, p. 84, 2020.

PAL, G. et al. Global cognitive function and processing speed are associated with gait and balance dysfunction in Parkinson's disease. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 13, n. 1, p. 1-8, 2016.

PARK, J. et al. Quantifying effects of age on balance and gait with inertial sensors in community-dwelling healthy adults. **Experimental gerontology**, v. 85, p. 48-58, 2016.

PARREIRA, R. B. et al. Effect of trunk extensor fatigue on the postural balance of elderly and young adults during unipodal task. **European journal of applied physiology**, v. 113, n. 8, p. 1989-1996, 2013.

PATAT, A. et al. Etude du comportement postural orthostatique d'une population de sujets âgés athéroscléreux à partir de l'analyse spectrale de leurs stabilogrammes. **Agressologie (Paris)**, v. 26, n. 1, p. 73-77, 1985.

PATAT, A.; FOULHOUX, P. Effect on postural sway of various benzodiazepine tranquilizers. **British journal of clinical pharmacology**, v. 20, n. 1, p. 9-16, 1985.

PEREIRA, C. et al. Effect of body mass index and fat mass on balance force platform measurements during a one-legged stance in older adults. **Aging clinical and experimental research**, v. 30, n. 5, p. 441-447, 2018.

PEREIRA, N. M.; ARAYA, M. J. P. M.; SCHEICHER, M. E. Effectiveness of a treadmill training programme in improving the postural balance on institutionalized older adults. **Journal of aging research**, v. 2020, 2020.

PETERKA, R. J.; BLACK, F. O. Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. 1989.

PETERSON, A. L.; MANCINI, M.; HORAK, F. B. The relationship between balance control and vitamin D in Parkinson's disease—a pilot study. **Movement Disorders**, v. 28, n. 8, p. 1133-1137, 2013.

PINHO, M. X.; CUSTÓDIO, O.; MAKDISSE, M. Incidência de depressão e fatores associados em idosos residentes na comunidade: revisão de literatura. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 12, n. 1, p. 123-140, 2009.

POTULSKI, A. P. et al. Pico de torque muscular de flexores e extensores de joelho de uma população geriátrica peak torque of the knee flexor and extensor muscles in a geriatric population. **Revista de Atenção à Saúde (antiga Rev. Bras. Ciên. Saúde)**, v. 9, n. 28, 2011.

RAHAL, M. A. et al. Analysis of static and dynamic balance in healthy elderly practitioners of Tai Chi Chuan versus ballroom dancing. **Clinics**, v. 70, n. 3, p. 157-161, 2015.

ROLFSON, D. B. et al. Validity and reliability of the Edmonton Frail Scale. **Age and ageing**, v. 35, n. 5, p. 526-529, 2006.

SANTOS, K. T. et al. Depressive symptoms and motor performance in the elderly: a population based study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 4, p. 295-300, 2012.

SEIDLER, R. D. et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 34, n. 5, p. 721-733, 2010.

SERRA, M. M. et al. Balance and muscle strength in elderly women who dance samba. **PLoS One**, v. 11, n. 12, p. e0166105, 2016.

SHAHAR, D. et al. Nutritional status in relation to balance and falls in the elderly. **Annals of nutrition and metabolism**, v. 54, n. 1, p. 59-66, 2009.

SHIGAKI, L. et al. Análise comparativa do equilíbrio unipodal de atletas de ginástica rítmica. **Rev. bras. med. esporte**, v. 19, n. 2, p. 104-107, 2013.

SILVA, R. A.; OLIVEIRA, M. R.; GIL, A. W. O. Equilíbrio postural: avaliação e intervenção por meio de exercícios associados às estratégias de controle neuromuscular. **Curitiba: CRV**, 2017.

SZCZEPAŃSKA-GIERACHA, J. et al. Postural stability of elderly people with cognitive impairments. **American Journal of Alzheimer's Disease & Other Dementias®**, v. 31, n. 3, p. 241-246, 2016.

THOMAS, E. et al. Physical activity programs for balance and fall prevention in elderly: A systematic review. **Medicine**, v. 98, n. 27, 2019.

TRZEPACZ, P. T. et al. Relationship between the Montreal Cognitive Assessment and Mini-mental State Examination for assessment of mild cognitive impairment in older adults. **BMC geriatrics**, v. 15, n. 1, p. 1-9, 2015.

- VERGHESE, J. et al. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. **New England Journal of Medicine**, v. 347, n. 22, p. 1761-1768, 2002.
- VIEIRA, E. R. et al. Falls. In: Gu D., Dupre M. (eds). Encyclopedia of Gerontology and Population Aging. **Springer Nature**, 2019.
- WANG, L. et al. Performance-based physical function and future dementia in older people. **Archives of internal medicine**, v. 166, n. 10, p. 1115-1120, 2006.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.
- WOOLLACOTT, M. H. Systems contributing to balance disorders in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 55, n. 8, p. M424-M428, 2000.
- World Health Organization - WHO ageing, & life course unit. WHO global report on falls prevention in older age. **World Health Organization**, 2007.
- YESAVAGE, J. A. Geriatric depression scale. **Psychopharmacol Bull**, v. 24, n. 4, p. 709-711, 1988.

APÊNDICES

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

EFEITOS DE DIFERENTES TIPOS DE PROGRAMAS DE EXERCÍCIO FÍSICO EM VARIÁVEIS FISIOLÓGICAS, FUNCIONAIS, COGNITIVAS E EMOCIONAIS DE INDIVÍDUOS IDOSOS

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa **Efeitos de diferentes tipos de programas de exercício físico em variáveis fisiológicas, funcionais, cognitivas e emocionais de indivíduos idosos**, a ser realizada no Centro de Especialização em Pesquisa e Pós-Graduação em Saúde (CEPPOS), Centro de Educação Física e Esporte (CEFE), Centro de Ciências da Saúde (CCS) e em cinco centros comunitários situados em cada região do município de Londrina-PR. (centro, norte, sul, leste e oeste).

O objetivo da pesquisa é verificar a influência de diferentes tipos de exercícios físicos na saúde física e mental de indivíduos idosos fisicamente independentes. Desta forma os aspectos relacionados à saúde serão avaliados pela circulação cerebral, capacidade de raciocínio e memória, qualidade de vida, equilíbrio corporal e exames de sangue. Sua participação é muito importante e ela se dará da seguinte forma e em 3 etapas:

1ª Etapa: Avaliações iniciais que serão compostas pela avaliação de testes funcionais, força muscular, equilíbrio corporal, nível de atividade física, coleta do sangue, exame de DEXA (densitometria óssea) para a osteoporose e questionários sobre a qualidade de vida, participação social, ansiedade, fragilidade física, sarcopenia, depressão e alimentação. Essas avaliações serão realizadas em três períodos em uma única semana. Obs. A coleta de sangue será realizada por profissionais habilitados do laboratório de análises bioquímicas do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina, em um único período, no início da manhã e será necessário que você esteja em jejum de 12 horas. Essa coleta será realizada para a obtenção de informações sobre o seu estado de saúde durante o estudo como nível de açúcar no sangue, colesterol, marcadores inflamatórios que podem levar a algumas doenças como osteoporose e a sarcopenia (fraqueza muscular).

2ª Etapa: participação em uma das cinco intervenções oferecidas: pilates, exercícios funcionais, dança, condicionamento aeróbico e programa de aconselhamento para aumento do nível de atividade física. As intervenções serão realizadas três vezes por semana, com sessões de uma hora cada, durante 12 semanas.

3ª Etapa: Realização das mesmas avaliações iniciais após as 12 semanas das intervenções. As avaliações serão realizadas em três períodos em uma semana.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo o (a) senhor (a): recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Como benefícios advindos desta pesquisa, você terá a oportunidade de participar gratuitamente de um programa de exercícios físicos durante 12 semanas e ter a sua condição de saúde avaliada por meio das avaliações que serão realizadas durante o estudo e ainda, contribuir para a evolução dos conhecimentos dessa área. Os procedimentos os quais você será submetido não apresentam riscos direto à sua integridade física, mental ou moral e todas as avaliações serão realizadas por pessoas altamente treinadas. Caso haja alguma alteração de saúde ou efeito indesejado, como desconforto físico, tontura, lesões, durante a sua participação, você será encaminhado pela equipe dessa pesquisa para uma unidade de Pronto

Atendimento mais próxima e caso haja alguma despesa relacionada ao seu atendimento ou tratamento, como medicamentos, curativos, etc., ela será totalmente custeada pelo responsável por essa pesquisa.

Caso o(a) senhor(a) tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar (pesquisador responsável: Denilson de Castro Teixeira; endereço: Rodovia Celso Garcia Cid - Pr 445 Km 380 - Campus Universitário, Londrina - PR, 86057-970 - Laboratório de Pesquisa em Biodinâmica do Movimento – Centro de Educação Física e Esportes - CEFÉ; telefone: (43)3371-4238 ; e-mail: denict@uel.br, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue a você.

Londrina, ____ de _____ de 20_____.

Denilson de Castro Teixeira
Pesquisador Responsável
RG: 4.203.273-5

_____, tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

APÊNDICE B

Questionário Sociodemográfico

1. Dados de Identificação:

Nome Completo:.....

Sexo: (1) Feminino (2) Masculino

Cor: (1)branca (2)negra (3)parda (4)amarela (5)indígena

Data de nascimento:..... Idade:.....anos

Onde o sr(a) nasceu.

Cidade:Estado:..... País:.....

Endereço:..... Telefones:.....

.....Em caso de emergência
ligar para quem?

Nome e parentesco:.....Telefone:.....

Programa:

(1) Funcional (2) Pilates (3) Dança (4)VAMOS (5) Treinamento Aeróbio

Pressão Arterial:

a) Diastólica

b) Sistólica.....

2. Características sócio-demográficas

a) Quanto tempo o sr(a) vive em Londrina?.....

b) Qual é o máximo de anos que o sr(a) estudou?

c) Escolaridade:

(1) Analfabeto/sem escolaridade

(2) Fundamental incompleto/1 a 7 anos

- (3) Fundamental completo/ 8 anos
- (4) Médio incompleto/9 a 10 anos
- (5) Médio completo/ 11 anos
- (6) Ensino superior completo
- (7) Pós-graduação completa (especialização, mestrado e doutorado)

3. Qual é a sua religião?

- (1) Católico (2) Evangélico (3) Espírita (4) Sem religião (5) Ateu (6) Outro:.....

4. Qual o seu estado civil?

- (1)Solteiro (2)Casado/juntado (3)Separado/divorciado (4)Viúvo (5)Outros

5. O sr(a) tem filhos? (0) Sim (1) Não Quantos?

6. Quantas pessoas incluindo o sr(a) moram na sua casa?

7. Com quem o sr(a) mora?

- (1) Sozinho (2) Cônjuge (3) Filhos (4) Netos (5) Outro(s). Qual(s)?.....

8. Qual profissão o Sr(a) teve na maior parte da vida?.....

9. Nos últimos 12 meses qual foi a sua ocupação?

10. Atualmente o sr(a) é:

- (1) Aposentado (a)
- (2) Pensionista
- (3) Aposentado (a) e Pensionista
- (4) Aposentado (a) ativo
- (5) Pensionista ativo
- (6) Aposentado(a)/Pensionista ativo
- (7) Remunerado ativo
- (8) Não remunerado ativo

(9) Outro. Especifique.

11. O Sr(a) tem dinheiro suficiente para satisfazer suas necessidades?

(1) nada (2) muito pouco (3) médio (4) muito (5) completamente

12. Saúde

a) Quão satisfeito o(a) Sr(a) está com a sua saúde?

(1) Muito insatisfeito (2) Insatisfeito (3) Nem satisfeito nem insatisfeito (4) Satisfeito (5) Muito satisfeito

b) O(a) Sr(a) diria que sua saúde é

(1) Muito boa (2) Boa (3) Regular (4) Ruim (5) Muito ruim

13. O sr(a) tem alguma doença

(1) sim (2) não

Em caso afirmativo: marque com um X as doenças e anote o tempo de diagnóstico em anos.

Doenças	Tempo	Doenças	Tempo
(1) Doença cardíaca		(13) Alzheimer	
(2) Hipertensão (pressão alta)		(14) Depressão	
(3) Sequela Acidente Vascular (derrame)		(15) Dislipidemia (triglicéridios, colesterol alto, HDL, LDL)	
(4) Artrose		(16) Diabetes	
(5) Artrite Reumatóide		(17) Doenças dos olhos	
(6) Dores Lombares		(18) Dificuldades Auditivas	
(7) Osteoporose		(19) Incontinência Urinária	
(8) Osteopenia		(20) Neoplasias (tumores)	
(9) Asma		(21) Fibromialgia	

(10) Bronquite Crônica		(22) Gastrite	
(11) Enfisema		(23) Outros:.....	
(12) Prisão de ventre		..	

*Tempo diagnóstico da doença (anos)

14. Para o sr(a), seu estado de saúde atual dificulta a prática de atividade física/exercício físico?

(0) Sim (1) Não

Caso Afirmativo: De que modo dificulta?

(1) Cansaço

(2) Falta de ar

(3) Tontura

(4) Dor. Onde?.....

(5) Outro. Qual (s)?.....

15. O sr(a) toma medicamentos (0) Sim (1) Não Quantos?Qual (ais) ?

.....
.....

16.O sr(a) fuma? (0) Sim (1) Não - Há quanto tempo? anos.

a) Você já fumou? (0) Sim (1) Não - Por quanto tempo? anos

b) Há quanto tempo parou de fumar? anos.

17. O sr(a) teve alguma queda (tombo) no último ano?

(0) Sim(1) Não. Quantas?.....Onde (local)?.....

Consequências da queda (tombo)?.....

ANEXOS

ANEXO A

Questionário Critério Brasil- Critério de Classificação Econômica Brasil

1. Agora vou fazer algumas perguntas sobre itens do domicílio para efeito de classificação econômica. Queremos saber quantos destes itens o senhor(a) possui em sua casa. Todos os itens de eletroeletrônicos que vou citar devem estar funcionando, incluindo os que estão guardados. Caso não estejam funcionando, considere apenas se tiver intenção de consertar ou repor nos próximos seis meses.

Obs.: Marcar com um "X" no espaço correspondente a resposta do(a) idoso(a) em relação ao número de itens que tem na sua casa.

Quantidade					
Itens de conforto	0	1	2	3	4 ou +
Quantidade de banheiros	0	3	7	10	14
Quantidade de empregados mensalistas, considerando apenas os que trabalham pelo menos cinco dias por semana	0	3	7	10	13
Quantidade de automóveis de passeio exclusivamente para uso particular	0	3	5	8	11
Quantidade de microcomputadores,	0	3	6	8	11

considerando computadores de mesa, laptops, notebooks e netbooks e desconsiderando tablets, palms ou smartphones					
Quantidade de lavadora de louças	0	3	6	6	6
Quantidade de geladeiras	0	2	3	5	5
Quantidade de <i>freezers</i> independentes ou parte da geladeira duplex	0	2	4	6	6
Quantidade de máquinas de lavar roupa, excluindo tanquinho	0	2	4	6	6
DVD, incluindo qualquer dispositivo que leia DVD e desconsiderando DVD de automóvil	0	1	3	4	6
Quantidade de fornos de micro-ondas	0	2	4	4	4
Quantidade de motocicletas, desconsiderando as usadas exclusivamente para uso profissional	0	1	3	3	3
Quantidade de máquinas secadoras de roupas, considerando lava e seca	0	2	2	2	2

2. Marcarei com um "X" a alternativa que corresponde ao grau de instrução do chefe da sua família e acesso a serviços públicos:

Escolaridade da pessoa de referência	Pontuação
Analfabeto / Fundamental I incompleto	0
Fundamental I completo / Fundamental II incompleto	1
Fundamental II completo / Médio incompleto	2
Médio completo / Superior incompleto	4
Superior completo	7

A água utilizada neste domicílio é proveniente de?	Pontuação

Rede Geral de distribuição	1
Poço ou nascente	2
Outro meio	3
A água utilizada neste domicílio é proveniente de?	
Asfaltada/Pavimentada	1
Terra/Cascalho	2

ANEXO B

ÍNDICE DE COMORBIDADE DE CHARLSON

- 1) Infarto do miocárdio ()
- 2) Insuficiência cardíaca congestiva ()
- 3) Doença vascular periférica ()
- 4) Doença cerebrovascular ()
- 5) Demência ()
- 6) Doença pulmonar crônica ()
- 7) Doença do tecido conjuntivo ()
- 8) Doença ulcerosa ()
- 9) Acidente vascular encefálico ou ataque isquêmico transitório ()
- 10) Diabetes ()
- 11) Hemiplegia ()
- 12) Doença renal moderada ou grave ()
- 13) Diabetes com dano de órgão alvo ()
- 14) Qualquer tumor ()
- 15) Leucemia ()
- 16) Linfoma ()

- 17) Doença hepática moderada ou severa ()
 18) Tumor sólido metastático ()
 19) AIDS ()

Condições de 1 a 10 = peso 1

Condições de 11 a 16 = peso 2

Condições de 17 = peso 3

Condições de 18 e 19 = peso 6

Resultado:

ANEXO C

ESCALA DE FRAGILIDADE DE EDMONTON

() idoso () cuidador familiar	
Coluna B ____ x 1 pt = ____ Coluna C ____ x 2 pt = ____ TOTAL DE PONTOS: /17	
INSTRUÇÕES: Para cada item, por favor, marque apenas uma opção na coluna A, B ou C. Itens marcados na Coluna A valem zero. Conte um ponto para cada item marcado na Coluna B. Conte dois pontos para cada item marcado na Coluna C. Se houver dúvidas com relação à cognição do paciente, peça para ele, inicialmente, completar o Teste do Desenho do Relógio. Caso o paciente não seja aprovado neste teste, solicite ao cuidador para responder ao restante das perguntas da ESCALA DE FRAGILIDADE.	
N.1) Cognição. TESTE DO DESENHO DO RELÓGIO (TDR): “Por favor, imagine que este círculo é um relógio. Eu gostaria que você colocasse os números nas posições corretas e que depois incluísse os ponteiros de forma a indicar “onze horas e dez minutos”. (0) Aprovado (1) Reprovado com erros mínimos (2) Reprovado com erros significantes	TDR _____
N.2- Estado Geral de Saúde. a) Nos últimos 12 meses, quantas vezes você foi internado (a)? (0) 0 (1) 1-2 (2) >2	EESTSAU _____

<p>b) De modo geral, como você descreveria sua saúde? (escolha uma alternativa)</p> <p>(0) Excelente, (0) Muito boa (0) Boa (1) Razoável (2) Ruim</p>	EDSAU _____
<p>N.3) Independência Funcional. Em quantas das seguintes atividades você precisa de ajuda? (0) 0-1 (1) 2-4 (2) 5-8</p> <ul style="list-style-type: none"> • Preparar Refeição (cozinhar) • Fazer Compras • Cuidar do dinheiro • Transporte (locomoção de um lugar para outro) • Usar o Telefone • Tomar Remédios • Cuidar da Casa (limpar/arrumar casa) • Lavar a Roupa 	EINFUNC _____
<p>N.4) Suporte Social. Quando você precisa de ajuda, você pode contar com a ajuda de alguém que atenda as suas necessidades? (0) Sempre (1) Algumas vezes (2) Nunca</p>	EAJUDA _____
<p>N.5) Uso de Medicamentos. Normalmente, você usa, cinco ou mais remédios diferentes e receitados (pelo médico)? (0) Não (1) Sim</p> <p>Algumas vezes você esquece de tomar os seus remédios? (0) Não (1) Sim</p>	EUMED _____ EVEZES _____
<p>N.6) Nutrição. Recentemente, você tem perdido peso, de forma que suas roupas estão mais folgadas? (0) Não (1) Sim</p>	ENUT _____
<p>N.7) Humor. Você se sente triste ou deprimido (a) com frequência? (0) Não (1) Sim</p>	EHUMOR _____
<p>N.8) Continência. Você tem problema de perder o controle da urina sem querer? (segurar urina?) (0) Não (1) Sim</p>	ECONT _____

<p>N.9) Desempenho Funcional.</p> <p>FAVOR OBSERVAR: PONTUE este item do teste como >20 segundos se:</p> <p>5. O indivíduo se mostrar relutante ou incapaz de completar o teste.</p> <p>6. Para a realização do teste o paciente necessita andador (ou bengala) ou precisa do auxílio de outra pessoa.</p> <p>TESTE “LEVANTE E ANDE” CRONOMETRADO: “Eu gostaria que você sentasse nesta cadeira com suas costas e braços apoiados. Quando eu disser ‘VÁ’, por favor, fique em pé e ande normalmente até a marca no chão (3 m de distância), volte para a cadeira e sente-se novamente”. (Se for omitir este item, marque o item 3). Acionar o cronômetro ao comando “Já” e parar quando ele sentar na cadeira.</p> <p>(0) 0-10 seg. (1) 11- 20 seg. (2) >20 seg.</p>	<p>EDPFUNC ____</p>
--	---------------------

ANEXO D

ESCALA DE EFICÁCIA DE QUEDAS – INTERNACIONAL (FES-I)

Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é a sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade. Para cada uma das seguintes atividades, por favor, marque a opção que mais se aproxima com sua opinião sobre o quão preocupado você fica com a possibilidade de cair, se você fizesse esta atividade.

		Nem um pouco preocupado	Um pouco preocupado	Muito preocupado	Extremamente preocupado
1	Limpando a casa (ex: passar pano, aspirar ou tirar poeira).				
2	Vestindo ou tirando a roupa.				
3	Preparando refeições simples.				
4	Tomando banho.				
5	Indo às compras.				
6	Sentando ou levantando de uma cadeira				
7	Subindo ou descendo escadas.				
8	Caminhando pela vizinhança.				
9	Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão.				
10	Ir atender o telefone antes que pare de tocar.				
11	Andando sobre superfície escorregadia.				
12	Visitando um amigo ou parente.				
13	Andando em lugares cheio de gente.				

14	Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacadas)				
15	Subindo ou descendo uma ladeira				
16	Indo a uma atividade social (ex: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube).				

ANEXO E

Escala de Depressão Geriátrica de Yesavage — versão reduzida (GDS-15)

A Escala de Depressão Geriátrica em versão reduzida de Yesavage (GDS-15). Amplamente utilizada e validada como instrumento diagnóstico de depressão em pacientes idosos. É um teste para detecção de sintomas depressivos no idoso, com 15 perguntas negativas/afirmativas onde o resultado de 5 ou mais pontos diagnóstica depressão, sendo que o escore igual ou maior que 11 caracteriza depressão grave.

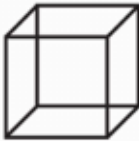
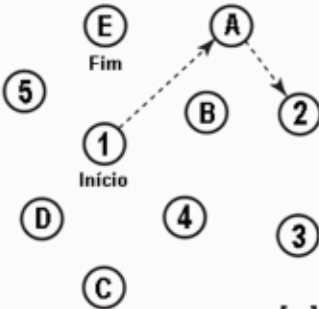

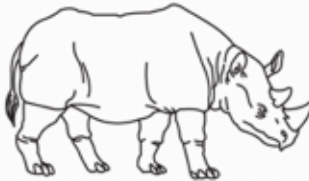
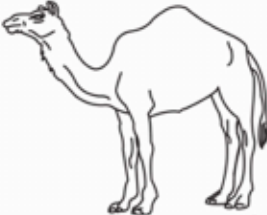
1	Você está satisfeito com a sua vida?
2	Você deixou de lado muitos de suas atividades e interesses?
3	Você sente que sua vida está vazia?
4	Você sente-se aborrecido com frequência?
5	Está você de bom humor na maioria das vezes?
6	Você teme que algo de ruim lhe aconteça?
7	Você se sente feliz na maioria das vezes?
8	Você se sente frequentemente desamparado?
9	Você prefere permanecer em casa do que sair e fazer coisas novas?
10	Você sente que tem mais problemas de memória que antes?
11	Você pensa que é maravilhoso estar vivo?
12	Você se sente inútil?
13	Você se sente cheio de energia?
14	Você sente que sua situação é sem esperança?
15	Você pensa de que a maioria das pessoas estão melhores do que você?
Contagem máxima de GDS = 15	

ANEXO F

AVALIAÇÃO COGNITIVA MONTREAL (MoCA)




MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)
Versão Experimental Brasileira

Nome: _____ Data de nascimento: ____/____/____
Escolaridade: _____ Data de avaliação: ____/____/____
Sexo: _____ Idade: _____

VISUOESPACIAL / EXECUTIVA		 Copiar o cubo		Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)		Pontos			
		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>		___/5			
NOMEAÇÃO		 <input type="checkbox"/>		 <input type="checkbox"/>		 <input type="checkbox"/>		___/3	
MEMÓRIA		Leia a lista de palavras, O sujeito de repeti-la, faça duas tentativas Evocar após 5 minutos		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Sem Pontuação
		1ª tentativa							
		2ª tentativa							
ATENÇÃO		Leia a seqüência de números (1 número por segundo)		O sujeito deve repetir a seqüência em ordem direta <input type="checkbox"/> 2 1 8 5 4 O sujeito deve repetir a seqüência em ordem indireta <input type="checkbox"/> 7 4 2				___/2	
		Leia a série de letras. O sujeito deve bater com a mão (na mesa) cada vez que ouvir a letra "A". Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros.		<input type="checkbox"/> F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B				___/1	
		Subtração de 7 começando pelo 100 <input type="checkbox"/> 93 <input type="checkbox"/> 86 <input type="checkbox"/> 79 <input type="checkbox"/> 72 <input type="checkbox"/> 65 4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 correta 0 ponto						___/3	
LINGUAGEM		Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje. <input type="checkbox"/>		O gato sempre se esconde embaixo do Sofá quando o cachorro está na sala. <input type="checkbox"/>				___/2	
		Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto). <input type="checkbox"/> _____ (N ≥ 11 palavras)						___/1	
ABSTRAÇÃO		Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta <input type="checkbox"/> trem - bicicleta <input type="checkbox"/> relógio - régua						___/2	
EVOCAÇÃO TARDIA		Deve recordar as palavras SEM PISTAS		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS
OPCIONAL		Pista de categoria <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>							
		Pista de múltipla escolha <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>							
ORIENTAÇÃO		<input type="checkbox"/> Dia do mês <input type="checkbox"/> Mês <input type="checkbox"/> Ano <input type="checkbox"/> Dia da semana <input type="checkbox"/> Lugar <input type="checkbox"/> Cidade						___/6	
		© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmiento Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman		TOTAL		Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade		___/30	

ANEXO G

Quadro 1: Orientações para a aplicação da *Short Physical Performance Battery*(SPPB).

Teste de Equilíbrio			
Posição	Em pé com os pés juntos	Em pé com um pé parcialmente à frente	Em pé com um pé à frente
			
Como pontuar	<ul style="list-style-type: none"> - Manteve por 10 seg: 1 ponto - Não manteve por 10 seg: 0 ponto - Não tentou: 0 ponto - Tempo < 10 seg: __: __ seg 	<ul style="list-style-type: none"> - Manteve por 10 seg: 1 ponto - Não manteve por 10 seg: 0 ponto - Não tentou: 0 ponto - Tempo < 10 seg: __: __ seg 	<ul style="list-style-type: none"> - Manteve por 10 seg: 2 pontos - Manteve por 3 a 9,99 seg: 1 ponto - Manteve por menos que 3 seg: 0 ponto - Não tentou: 0 ponto - Tempo < 10 seg: __: __ seg
Pontuação			
Total do teste de equilíbrio: _____ Se em qualquer das 3 posições o indivíduo pontuar 0, encerre os testes de equilíbrio e escreva o motivo:			
Teste de Velocidade da Marcha			
	1º Tentativa	2º Tentativa	
Não realizou a caminhada	Pontue 0 e siga para o teste da cadeira	Pontue 0	
Tempo em segundos			
Como pontuar	<ul style="list-style-type: none"> - Se o tempo > 8,7 seg: 1 ponto - Se o tempo for de 6,21 a 8,7 seg: 2 pontos - Se o tempo for de 4,82 a 6,2 seg: 3 pontos - Se o tempo < 4,82 seg: 4 pontos 	<ul style="list-style-type: none"> - Se o tempo > 8,7 seg: 1 ponto - Se o tempo for de 6,21 a 8,7 seg: 2 pontos - Se o tempo for de 4,82 a 6,2 seg: 3 pontos - Se o tempo < 4,82 seg: 4 pontos 	
Pontuação			
Marque o menor dos dois tempos e utilize-o para pontuar. Se somente uma caminhada foi realizada, marque esse tempo. Apoio para a caminhada: Nenhum; Bengala; Outro _____ Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:			
Teste de sentar-levantar da cadeira			
	Pré-teste (levantar-se da cadeira uma vez)	Teste	
Resultado	<ul style="list-style-type: none"> - Levantou-se sem ajuda e com segurança: Sim: ____; Não: ____ - Levantou-se sem usar os braços: vá para o teste levantar-se da cadeira 5 vezes - Usou os braços para tentar levantar-se: encerre o teste e pontue 0 - Teste não completado ou não realizado: encerre o teste e pontue 0 	<ul style="list-style-type: none"> - Levantou-se as 5 vezes com segurança (mesmo com ajuda dos braços): Sim: ____; Não: ____ - Levantou-se as 5 vezes com êxito (sem ajuda dos braços), registre o tempo: __: __ seg 	
Como pontuar		<ul style="list-style-type: none"> - Não conseguiu levantar-se as 5 vezes ou completou o teste em tempo maior que 60 seg: 0 ponto - Tempo do teste de 16,7 seg ou mais: 1 ponto - Tempo do teste de 13,7 a 16,69 seg: 2 pontos - Tempo do teste de 11,2 a 13,68 seg: 3 pontos - Tempo do teste < 11,19 seg: 4 pontos 	

Pontuação		
Pontuação total da SPPB (soma da nota dos três testes):		

ANEXO H

Teste de Preensão Manual

O idoso deve estar confortavelmente sentado em uma cadeira, com as costas apoiadas, pés apoiados no chão, ombro aduzido, cotovelo fletido a 90º, antebraço em posição neutra e, por fim, a posição do punho pode variar de 0 a 30º de extensão. Utilizar a alça do dinamômetro na posição 2, a não ser que a mão do idoso seja muito grande.

- Realizar 10 contrações submáximas antes da realização do teste para aquecimento.
- Após o aquecimento, iniciar as avaliações pela mão direita e intercalar com a esquerda até atingir 3 repetições de cada lado.
- Ao sinal do avaliador “atenção já” o idoso deverá executar a contração máxima durante 5 segundos. O avaliador deve incentivar o idoso a executar o máximo de força possível. Os incentivos devem ser padronizados.
- O intervalo entre as repetições de cada membro deve ser de 1 minuto.

Precauções: anotar a mão dominante do avaliado; verificar se os ponteiros estão no ponto zero da escala antes da execução; verificar se a pegada está de acordo com a padronização e quando necessário ajustá-la, não permitindo movimentação do cotovelo ou punho durante o ato de preensão; verificar se os ponteiros realizam um movimento contínuo e observar a calibração do aparelho antes de iniciar as medidas.



ANEXO I

ESCALA DE PSE (PERCEPÇÃO SUBJETIVO DE ESFORÇO) DE BORG

Classificação numérica	Classificação verbal	Exemplo
0	Nenhuma	Absolutamente nenhum esforço; sentado, sem fazer nada
0,5	Muito, muito leve	Esforço quase imperceptível
1	Muito leve	Caminhando devagar no seu próprio ritmo
2	Leve	Esforço leve
3	Moderada	Sensação de que você ainda tem energia suficiente para continuar se exercitando
4	Pouco intensa	Necessidade de fazer esforço pesado
5	Intensa	Necessidade de fazer esforço muito pesado
6		
7	Muito intensa	Você consegue continuar, mas realmente precisase esforçar; o esforço é muito pesado e você está muito cansado
8		
9	Muito, muito intensa	Para a maioria das pessoas, este é o exercício mais extenuante já feito, quase o esforço máximo
10	Máxima	Esforço máximo absoluto (o mais alto possível), exaustão

0	Nenhuma
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	
7	Muito intensa
8	
9	Muito, muito intensa
10	Máxima

Escala Adaptada de Borg (1982).