

UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO
MINEIRO

THANIELLE SOUZA SILVA BRITO

EFICÁCIA DAS ÂNCORAS HÁPTICAS EM IDOSOS E INDIVÍDUOS COM DOENÇA
DE PARKINSON

Uberaba
2021

THANIELLE SOUZA SILVA BRITO

EFICÁCIA DAS ÂNCORAS HÁPTICAS EM IDOSOS E INDIVÍDUOS COM DOENÇA
DE PARKINSON

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro em Associação com a Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para o título de mestre em fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Gustavo José Luvizutto

Uberaba

2021

**Catálogo na fonte: Biblioteca da Universidade Federal do
Triângulo Mineiro**

B877e Brito, Thanielle Souza Silva
Eficácia das âncoras hápticas em idosos e indivíduos com doença de
Parkinson / Thanielle Souza Silva Brito. -- 2021.
49 p. : il., fig., graf., tab.

Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) -- Universidade Federal do
Triângulo Mineiro, Uberaba, MG, 2021

Orientador: Prof. Dr. Gustavo José Luvizutto

Coorientadora: Luciane Aparecida Pascucci Sande de Sousa

1. Doença de Parkinson. 2. Idoso fragilizado. 3. Equilíbrio postural.
4. Marcha. I. Luvizutto, Gustavo José. II. Universidade Federal do Tri-
ângulo Mineiro. III. Título.

CDU 616.858

THANIELLE SOUZA SILVA BRITO

**EFICÁCIA DAS ÂNCORAS HÁPTICAS EM IDOSOS E INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE
PARKINSON**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em em Fisioterapia, área de concentração “Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica” (Linha de Pesquisa: Processos de Avaliação e Intervenção Fisioterapêutica dos Sistemas Cardiorrespiratório e Neurológico), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia.

Uberaba, 13 de setembro de 2021.

Banca Examinadora:

**Dr. Gustavo José Luvizutto – Orientador
Universidade Federal do Triângulo Mineiro**

**Dra. Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza
Universidade Federal do Triângulo Mineiro**

**Dr. Rodrigo Bazan
Faculdade de Medicina da Unesp de Botucatu**



Documento assinado eletronicamente por **GUSTAVO JOSE LUVIZUTTO**, **Professor do Magistério Superior**, em 15/09/2021, às 15:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro](#)

[de 2020](#) e no art. 34 da [Portaria Reitoria/UFTM nº 87, de 17 de agosto de 2021](#).



Documento assinado eletronicamente por **LUCIANE APARECIDA PASCUCI SANDE DE SOUZA**, **Professor do Magistério Superior**, em 22/09/2021, às 14:22, conforme [horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020 e no art. 34 da Portaria Reitoria/UFTM nº 87, de 17 de agosto de 2021](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rodrigo Bazan**, **Usuário Externo**, em 23/09/2021, às 11:13, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. [4º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020 e no art. 34 da Portaria Reitoria/UFTM nº 87, de 17 de agosto de 2021](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site

http://sei.ufm.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0582590** e o código CRC **7C8FA9CF**.

RESUMO

Introdução: Os idosos e os indivíduos com Parkinson apresentam alterações posturais significativas, e há estudos que apresentam que a informação tátil contínua dos membros superiores melhora o controle postural. **Objetivo:** avaliar a eficácia das âncoras hápticas durante as tarefas de equilíbrio em idosos e indivíduos com Parkinson. **Métodos:** Realizado uma revisão sistemática com bases de dados online, como MEDLINE, CENTRAL, CINAHL, LILACS e SCIELO, até janeiro de 2021, e um estudo transversal, que avaliaram indivíduos com DP utilizando sistema âncora, plataforma de força e avaliação da autoeficácia nas posições ortostática, semi-tandem e Romberg. **Resultados:** As âncoras reduziram a área de elipse do COP e o comprimento do caminho em tarefas de equilíbrio e a aceleração RMS do tronco durante a caminhada em idosos. As âncoras reduziram o COPx e COPy na posição semi-tandem com os olhos fechados em indivíduos com Parkinson, e redução COPy na posição Romberg com olhos fechados. **Conclusão:** Os autores concluíram que as âncoras hápticas reduzem a área de oscilação da elipse e a velocidade média de oscilação durante as tarefas de equilíbrio, e a aceleração do tronco e a velocidade do passo durante as tarefas de caminhada em idosos. Em indivíduos com Parkinson, o uso agudo do sistema âncora não alterou o comportamento do controle postural, porém houve menor oscilação na postura semi-tandem e maior segurança e percepção de menor oscilação postural.

Palavras-chave: Idosos; Sistema Âncora; Controle Postural; Marcha; Doença de Parkinson.

LISTA DE FIGURAS

ARTIGO 1

Figura 1	Fluxograma para seleção dos artigos	21
Figura 2	Metanálise funnel plot dos ensaios clínicos randomizados	24
Figura 3	Metanálise funnel plot dos ensaios clínicos randomizados	24

ARTIGO 2

Figura 1	Desenho do estudo.....	32
Figura 2	Indivíduo apresenta em apoio bipodal sobre a plataforma de força	34
Figura 3	Indivíduo utilizando o sistema âncora de 125g em apoio bipodal.....	35
Figura 4	Régua para descrição da auto-eficácia do controle postural.....	36
Figura 5	Área da Elipse em todas as posturas antes e após o uso da âncora no grupo DP.....	39
Figura 6	Área da Elipse em todas as posturas antes e após o uso da âncora no grupo de idosos saudáveis.....	39
Figura 7	Área de oscilação entre o COPx e COPy nos indivíduos com DP.....	40

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

Tabela 1	Termos de pesquisa e exemplo de pesquisa.....	18
Tabela 2	Caracterização dos estudos incluídos na meta-análise	22
Tabela 3	Intervenção, desfechos, e certeza das evidências dos estudos incluídos.....	23
Tabela 4	Risco de viés dos estudos incluídos	24

ARTIGO 2

Tabela 1	Caracterização dos indivíduos com Doença de Parkinson incluídos no estudo.....	39
Tabela 2	Centro de Pressão em todas as posições de teste com e sem sistema âncora no grupo Parkinson e idosos saudáveis	40
Tabela 3	Autoeficácia sobre a percepção da dificuldade em manter a postura teste com e sem o sistema âncora nos indivíduos com DP	42

LISTA DE ABREVIATURAS

COP	Centro de Pressão
DP	Doença de Parkinson
DP	Desvio Padrão
ECNR	Ensaio Clínico Não Randomizado
ECR	Ensaio Clínico Randomizado
F	Componentes de Força
gr	Grama
GRADE	Avaliação, Desenvolvimento e Avaliação de Classificação de Recomendações
H&Y	Hoehn & Yahr
IMC	Índice de Massa Corporal
ITT	Intent-to-treat
Kg	Quilograma
LILACS	Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde
M	Momento de Força
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
MD	Média
MDS-PDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale
MEDLINE	Medical Literature Analysis and Retrieval System Online
MESH	Medical Subject Headings
N	Número
OA	Olho aberto
OF	Olho Fechado
PedRO	Physiotherapy Evidence Database
PRISMA	Principais itens para relatar Revisões sistemáticas e Metanálises
PROSPERO	International prospective register of systematic reviews
PUBMED	National Library of Medicine National Institutes of Health
RMS	Raiz quadrada média
RCT	Clínico randomizado controlado
SciELO	Scientific Eletronic Library Online
UFTM	Universidade Federal do Triângulo Mineiro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 OBJETIVOS.....	13
2.1 OBJETIVO GERAL.....	13
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	13
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	15
4.1 ARTIGO 1.....	15
4.1.1 Resumo.....	15
4.1.2 Introdução.....	16
4.1.3 Materiais e métodos.....	17
4.1.3.1 Seleção dos estudos.....	19
4.1.3.2 Extração de Dados.....	19
4.1.3.4 Síntese de dados.....	20
4.1.4 Resultados.....	21
4.1.5 Metanálise	24
4.1.6 Discussão.....	26
4.1.7 Conclusão	28
4.1.8 Referências	28
4.2.ARTIGO 2.....	31
4.2.1 Resumo.....	31
4.2.2 Introdução.....	32
4.2.3 Materiais e métodos.....	33
4.2.3.1 Desenho e local do estudo.....	33
4.2.3.2 População do estudo.....	33
4.2.3.3 Variáveis.....	34
4.2.3.4 Instrumentos utilizados e procedimentos.....	34
4.2.3.5 Análise estatística.....	38
4.2.4 Resultados.....	38
4.2.5 Discussão.....	43
4.2.6 Conclusão.....	45
4.2.7 Referências.....	45
5 CONCLUSÃO.....	48
REFERÊNCIAS.....	49

1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um processo irreversível que ocorre no desenvolvimento da vida, e cada vez mais, devido a melhora da qualidade de vida, com os avanços da medicina, está aumentando o número da população idosa em todo o mundo (PEĐICH 2007). Há fatores que interferem no envelhecimento, como prática de atividade física, alimentação adequada, ambiente em que o indivíduo vive, até fatores psicológicos. É individualizado o processo de envelhecimento, porém, alguns idosos apresentam alguns sinais em comum, como alterações posturais, motoras e sensoriais, o qual podem causar quedas, e alterar sua qualidade de vida (KOCEMBA 2006; NOWICKA 2006).

Com a degeneração do nosso corpo, ocorre alterações do sistema musculoesquelético que diminui massa e força muscular, afina as cartilagens intervertebrais, podendo alterar a postura ereta(KĘDZIORA-KORNATOWSKA 2007). Essas alterações podem interferir no equilíbrio, deslocando o centro de pressão, que é a variável que controla a projeção do centro de massa dentro dos limites da base de suporte (GĄBKADEMBAL 2004).

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa crônica que também ocorre alteração postural, devido a perda de neurônios dopaminérgicos na substância negra do mesencéfalo que são responsáveis pelos movimentos voluntários e controle da coordenação motora. Tem sintomas característicos de parkinsonismo, que são: tremor em repouso, rigidez muscular, bradicinesia e a instabilidade postural (KALIA 2015).

Exercícios de marcha, fortalecimento muscular, coordenação motora, estratégias sensoriais, entre outros são utilizados visando melhorar o controle postural e marcha em idosos e indivíduos com DP (CUEVAS 2017). Está utilizando uma ferramenta buscando melhorar o controle de equilíbrio, que é chamado de sistema âncora. O sistema âncora consiste em um par de cabos flexíveis, com uma carga presa à extremidade de cada cabo. As âncoras hápticas fornecem informações da posição corporal em relação ao ambiente, favorecendo o controle da postura, reduzindo a oscilação corporal, melhorando o equilíbrio (COELHO 2020).

Visto que os idosos e os indivíduos com DP apresentam maior oscilação postural e dificuldades em readaptar o equilíbrio, devido aos efeitos degenerativos e alterações sensoriais, e não há revisão sistemática na literatura sobre o efeito das âncoras hápticas em idosos para fornecer recomendações de intervenção, e não há estudos que demonstram

os benefícios do sistema âncora em indivíduos com Parkinson. Esta dissertação consiste em dois artigos científicos cujo o primeiro abordou uma revisão sistemática para avaliar a eficácia das âncoras hápticas no controle postural e da marcha de idosos durante tarefas de equilíbrio e caminhada, e o segundo artigo para avaliar o efeito do sistema âncora no controle postural de indivíduos com DP.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Verificar os efeitos das âncoras hápticas sobre o equilíbrio estático e dinâmico em idosos e equilíbrio dinâmico em indivíduos com DP.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar uma revisão sistemática da literatura com artigos que envolvam âncoras hápticas em idosos em equilíbrio estático e dinâmico;
- Elaborar um estudo transversal para verificar as principais respostas das âncoras hápticas em indivíduos com Doença de Parkinson em posturas diferentes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Os artigos científicos de cada estudo tiveram metodologias distintas e estão descritas dentro de cada respectivo artigo.

No artigo 1, foi realizada revisão sistemática de literatura para responder a pergunta: qual o efeito do sistema âncora nos idosos? Para responder essa pergunta utilizamos os critérios descritos no *Cochrane Handbook for Systematic Review of Interventions*.

No artigo 2, foi realizado estudo transversal em indivíduos com Doença de Parkinson. O objetivo desse estudo foi responder se há alteração no controle postural quando se usa o sistema âncora.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados e discussões de cada artigo serão apresentados abaixo.

4.1 ARTIGO 1

TÍTULO: EFICÁCIA DAS ÂNCORAS HÁPTICAS DURANTE TAREFAS DE EQUILÍBRIO E CAMINHADA EM IDOSOS: REVISÃO SISTEMÁTICA E METANÁLISE

4.1.1 Resumo

Introdução: Os idosos são beneficiados com a informação tátil contínua dos membros superiores para melhorar o controle postural. **Objetivo:** o objetivo desta revisão foi avaliar a eficácia das âncoras hápticas durante as tarefas de equilíbrio e caminhada em idosos. **Métodos:** Para a pesquisa, foram utilizados motores de busca em bases de dados online, como MEDLINE, CENTRAL, CINAHL, LILACS e SCIELO, até janeiro de 2021. **Resultados:** Dois revisores avaliaram independentemente o risco de viés nos estudos incluídos. As âncoras reduziram a área de elipse do COP e o comprimento do caminho em tarefas de equilíbrio e a aceleração RMS do tronco durante a caminhada. **Conclusão:** Os autores concluíram que as âncoras hápticas reduzem a área de oscilação da elipse e a velocidade média de oscilação durante as tarefas de equilíbrio, e a aceleração do tronco e a velocidade do passo durante as tarefas de caminhada.

Palavras-chave: idosos; sistema de âncora; controle postural; marcha.

4.1.2 Introdução

Devido aos avanços da medicina e à melhoria das condições de saúde, tem ocorrido um aumento da população idosa em todo o mundo. Em 1950, havia 202 milhões de idosos com mais de 60 anos em todo o mundo, e aumentou para 1,1 bilhão em 2020 (Kanasi, Ayilavarapu, Jones, 2000; Fil-Balkan et al., 2018; Sadighi Akha, 2018). Alguns idosos apresentam instabilidade postural com o avançar da idade, que está associada a alterações cognitivas, sensoriais e motoras que podem levar a quedas, limitações funcionais e piora na qualidade de vida (Horak, 2006; Costa et al. 2015a; Schmuckler & Tang , 2019).

Durante a postura ereta, o sistema de controle postural mantém o equilíbrio orientando a projeção vertical do centro de massa dentro dos limites da base de apoio (Horak, 2006). O centro de pressão é a variável que controla a projeção do centro de massa dentro dos limites da base de suporte (Winter, 1995). Existem vários aspectos relacionados ao controle de estabilidade. Incluem a aquisição de informações ambientais e corporais, orientação postural e integração sensorial, contribuindo para a regulação do sistema motor durante as tarefas de equilíbrio e caminhada (Horak, 2006). Assim, a manutenção da estabilidade está associada aos componentes sensoriais, perceptuais, cognitivos e motores (Winter, 1995; Horak, 2006; Ting, 2007).

Diversas intervenções sensório-motoras visam melhorar o controle postural e da marcha em idosos, como exercícios de fortalecimento, treino de marcha, exercícios de coordenação, tarefas funcionais, atividade física geral, estratégias sensoriais, perceptivas e cognitivas (Mauerberg-de Castro, 2014; Sherrington et al. 2019). Existem outras fontes comuns de feedback tátil que fornecem informações táteis dos membros superiores em relação ao ambiente e afetam a base de apoio da pessoa, incluindo andadores, rolores e corrimãos. Porém, atualmente outras ferramentas estão sendo desenvolvidas para transmitir informações sensoriais contínuas para que o indivíduo possa ajustar as respostas motoras atreladas a essas informações. Uma dessas abordagens é chamada de âncoras hápticas (Ting, 2007; Howe et al. 2011).

As âncoras hápticas consistem em um cabo flexível com uma pequena carga presa em uma extremidade do cabo, que entra em contato com o solo (Mauerberg-de Castro, 2014; Costa et al. 2018). A pessoa deve segurar o cabo em cada mão, mantendo-o esticado. As âncoras fornecem informações hápticas sobre a posição do corpo em relação à superfície de suporte (Holden et al. 1994), contribuindo para melhorar o

controle postural. Vários estudos mostraram que essa informação háptica reduz a oscilação postural durante as tarefas de equilíbrio (Holden et al. 1994; Costa et al. 2018) e melhora o controle do tronco durante as tarefas de caminhada (Costa et al. 2015b; Hedayat et al. 2017; Oates et al. 2017; Awdhan et al. 2019). As informações hápticas das âncoras são integradas às informações obtidas nos outros sistemas sensoriais pelo sistema de controle postural para realizar tarefas estáticas ou dinâmicas (Mauerberg-de Castro et al. 2014).

Em geral, os idosos apresentam maior oscilação postural do que os mais jovens, devido aos efeitos degenerativos e alterações sensoriais decorrentes do envelhecimento. Alguns estudos demonstram que os idosos se beneficiaram das âncoras para reduzir a oscilação postural durante as tarefas de equilíbrio e a aceleração do tronco durante as tarefas dinâmicas, melhorando o controle postural (Costa et al. 2015a; Batistela et al. 2018; Batistela et al. 2019). No entanto, não há revisão sistemática na literatura sobre o efeito das âncoras hápticas em idosos para fornecer recomendações de intervenção. Portanto, o objetivo desta revisão foi avaliar a eficácia das âncoras hápticas no controle postural e da marcha de idosos durante tarefas de equilíbrio e caminhada. Nossa hipótese é que as âncoras hápticas reduziriam a oscilação corporal e o movimento do tronco, melhorando o controle postural em idosos.

4.1.3 Materiais e métodos

Aderimos aos métodos descritos no Cochrane Handbook for Intervention Reviews (Higgins, 2011). Além disso, aderimos às diretrizes de relatórios preferidos para revisões sistemáticas e meta-análises [PRISMA] (Moher et al. 2015). Esta revisão foi registrada no Registro Prospectivo Internacional de Revisões Sistemáticas [PROSPERO - CRD42020203082].

Critérios de elegibilidade

Os critérios de elegibilidade foram os seguintes:

- [1] Desenhos de estudo: RCTs, quase-RCTs e não RCTs,
- [2] Participantes: adultos com mais de 60 anos,
- [3] Intervenções: âncoras hápticas [cabo flexível com uma carga de 125g, 500g ou 1kg repousando no chão],
- [4] Comparadores: qualquer programa de reabilitação convencional ou não uso de âncoras,

[5] Resultados: medidas de controle postural [tarefas de equilíbrio: centro de pressão amplitude média de oscilação, velocidade média de oscilação, área de elipse, comprimento do caminho | tarefas de caminhada: duração do suporte, raiz quadrada média [RMS] da aceleração do tronco, velocidade do passo],

[6] Tempo: curto e / ou longo prazo.

Pesquisamos o MEDLINE [OvidSP] [1966 a janeiro de 2021], o Cochrane Central Register of Controlled Trials [CENTRAL], CINAHL [1961 a janeiro de 2021], o Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde [LILACS] [de 1982 a Janeiro de 2021] e SCIELO [de 1997 a janeiro de 2021] sem restrições de idioma. A data da pesquisa mais recente foi 10 de janeiro de 2021. Todas as pesquisas foram realizadas com a ajuda de um bibliotecário clínico treinado. Também pesquisamos as listas de referência de artigos relevantes e anais de conferências e contatamos os autores dos estudos incluídos. A Tabela 1 descreve os termos de pesquisa.

Tabela 1. Termos de pesquisa e exemplo de pesquisa.

Exemplo de pesquisa
Pesquisa PubMed (data)
Elderly OR Aged OR “Older adults” OR Geriatric” OR “Older persons” OR Retiree OR Pensioner
AND
“Anchor system” OR “Haptic information” OR (“Rehabilitation”[Mesh] OR “Rehabilitation”[SH]) OR “Physical Therapy”[tiab] OR “Physical Therapy”[ot] OR “Physiotherapy”[tiab] OR “Physiotherapy”[ot] OR “Rehabilitation”[tiab] OR “Rehabilitation”[ot] OR “Physical Therapy Modalities”[Mesh])
AND
“Postural control” OR “Posture Equilibrium” OR “Posture Equilibriums” OR Postural Balance” OR “Postural Equilibrium” OR “Posture Balance” OR “Posture Balances” OR “Musculoskeletal Equilibrium” OR “Postural Controls” OR “Posture Control” OR “Posture Controls” OR “Postural Sway” OR Gait OR Gaits OR “Gait Analysis” OR “Gait Analyses”

Outros recursos pesquisados

Para identificar ensaios adicionais publicados, não publicados e em andamento, realizamos as seguintes etapas:

- rastreou as listas de referência dos estudos identificados;
- contatou os autores do estudo e especialistas; e
- usou a Pesquisa de referências citadas do Science Citation Index para rastrear artigos importantes.

4.1.3.1 Seleção dos estudos

Dois revisores fizeram uma triagem independente de todos os títulos e resumos identificados na pesquisa bibliográfica, obtiveram artigos completos de todos os estudos potencialmente elegíveis e os avaliaram quanto à elegibilidade. Os revisores resolveram as divergências por discussão ou, se necessário, com julgamento de terceiros. Também consideramos os estudos relatados apenas como resumos de conferências.

4.1.3.2 Extração de Dados

Os revisores foram submetidos a exercícios de calibração e trabalharam em pares para extrair independentemente os dados dos estudos incluídos, de acordo com as recomendações do Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions (Higgins 2011). Eles resolveram divergências por discussão ou, se necessário, com adjudicação de terceiros. Eles abstraíram os seguintes dados usando um formulário de extração de dados pré-testado: desenho do estudo, participantes, intervenções, comparadores, resultados avaliados e dados estatísticos relevantes.

Avaliação de risco de preconceito

Dois autores desta revisão avaliaram independentemente o risco de viés para cada estudo usando os critérios descritos no Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions (Moher et al. 2015) e na escala PEDRO (Verhagen et al. 1998). Resolvemos divergências por meio de discussão ou consulta a outro autor da revisão. Avaliamos o risco de viés de acordo com os seguintes domínios:

- Geração de sequência aleatória;
- Oculto de alocação;
- Cegamento dos participantes e pessoal;
- Cegamento da avaliação de resultados;
- Dados de resultados incompletos;
- Relatórios de resultados seletivos;

- Outro preconceito.

Classificamos o risco de viés para cada domínio como alto, baixo ou pouco claro. Fornecemos as informações do relatório do estudo, juntamente com a justificativa do nosso julgamento nas tabelas de “Risco de viés”. Para dados de resultados incompletos em estudos individuais, estipulamos um baixo risco de viés para uma perda de acompanhamento de menos de 10% e uma diferença de menos de 5% nos dados ausentes entre os grupos de intervenção / exposição e controle.

Certeza de Evidência

Resumimos as evidências e avaliamos sua certeza separadamente para corpos de evidências de estudos RCT e não-RCT. Usamos a metodologia de Avaliação, Desenvolvimento e Avaliação de Classificação de Recomendações [GRADE] para classificar a certeza da evidência para cada resultado como alta, moderada, baixa ou muito baixa (Guyatt et al. 2008). Planejamos avaliar o viés de publicação por meio da inspeção visual de gráficos de funil para cada resultado para o qual identificamos dez ou mais estudos elegíveis; entretanto, não foi possível, pois não havia número de estudos suficiente para realizar essa avaliação.

4.1.3.4 Síntese de dados e análise estatística

Quando consideramos os estudos suficientemente semelhantes, conduzimos uma meta-análise reunindo dados apropriados usando o RevMan 5.3 (RevMan 2014). Usamos o modelo de efeito fixo para analisar os dados. Em futuras atualizações desta revisão, quando identificarmos heterogeneidade substancial (por exemplo, $I^2 > 50\%$), calcularemos estimativas combinadas do efeito do tratamento para cada resultado usando um modelo de efeitos aleatórios (com dois ou mais estudos).

Devido ao pequeno número de estudos identificados, os testes de sensibilidade [por exemplo, baixo versus alto risco de viés] não foram realizados e os subgrupos não foram aplicados.

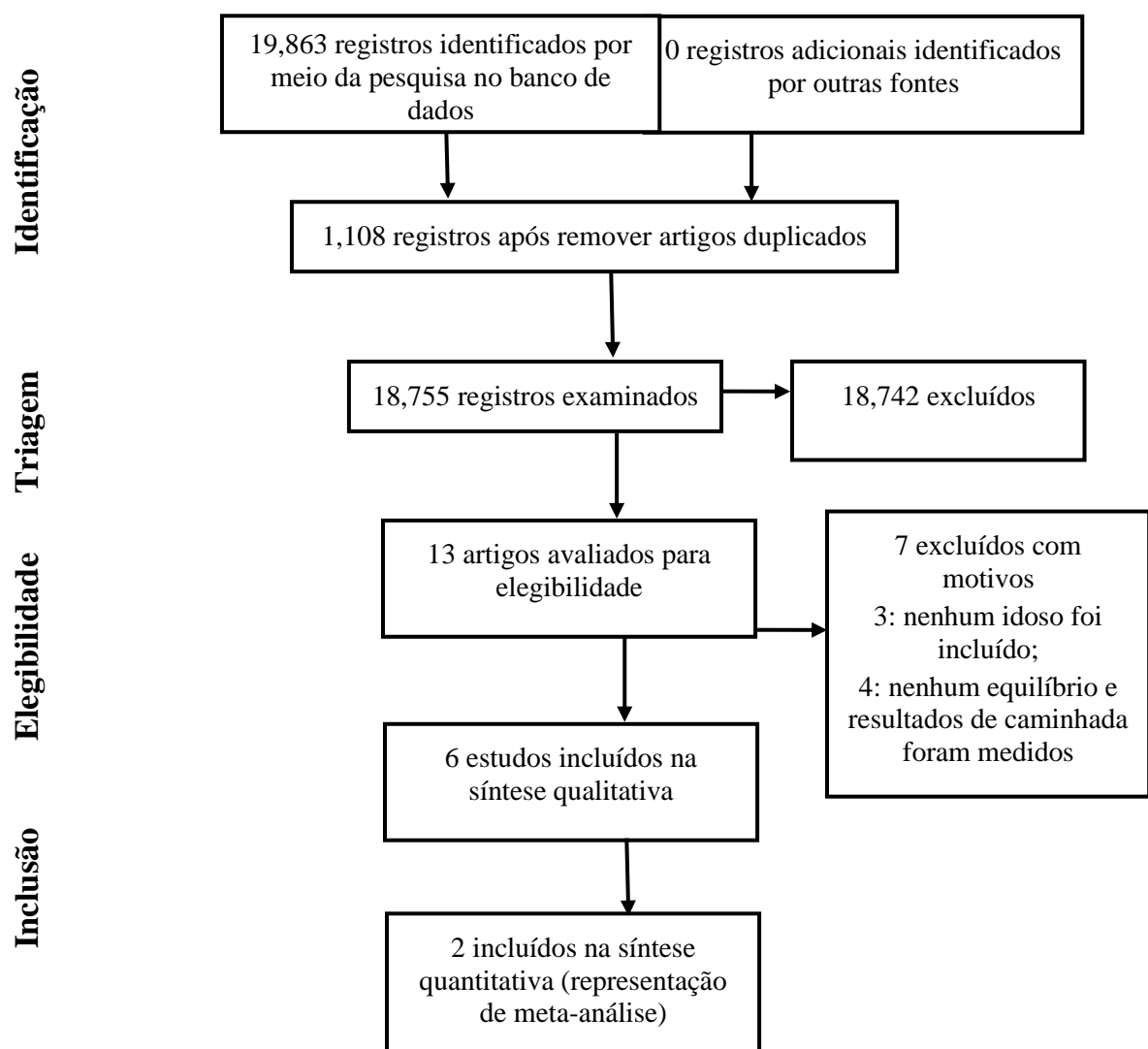
Análise sensitiva

Como identificamos um número inadequado de estudos, não realizamos uma análise de sensibilidade para o desfecho primário para avaliar o efeito dos estudos com alto risco de viés ou dados de análises ITT versus por protocolo.

4.1.4 Resultados

O fluxograma mostra os resultados da pesquisa [Figura 1]. Identificamos um total de 19.863 citações de artigos por meio de pesquisas em bancos de dados. Após a triagem por título e, em seguida, por resumo, obtivemos cópias em papel completo de 13 citações que eram potencialmente elegíveis para inclusão na revisão. Excluimos 6 estudos pelos motivos descritos no fluxograma. Os 7 estudos restantes foram utilizados em uma síntese qualitativa e 2 deles na metanálise, incluindo um total de 165 indivíduos que atenderam aos requisitos metodológicos mínimos.

Figura 1. Diagrama de fluxo através das diferentes fases da sistemática



1: Fluxograma para seleção dos artigos.

Fonte: Elaborado pela autora.

A Tabela 2 apresenta os resultados das características do estudo. Moraes &

Mauerberg-deCastro (2009) avaliaram cinco idosos saudáveis [idade média: 70,8 anos] para avaliar o uso de âncoras hápticas de 125 g quando em posição semitandem. Freitas et al. (2013) avaliaram 30 idosos saudáveis [idade média: 68,7 anos], que também permaneceram na posição semi-tandem, divididos em três grupos: 0% [sem âncoras], 50% [30 ensaios com as âncoras de 125 g] e 100% [60 ensaios com as âncoras de 125 g]. Eles examinaram os efeitos do uso prolongado das âncoras no controle postural. Santos et al. (2015) avaliaram 14 idosos [idade média: 69,1 anos] para comparar o efeito do uso de âncoras de 125 g bilateral e unilateralmente [mão dominante e mão não dominante] em adultos mais velhos em duas condições visuais [com e sem visão]. Costa et al. (2015a) avaliaram 44 idosos [idade média: 70,3 anos] para investigar o efeito das âncoras de 0 e 125 g na marcha e estabilidade do tronco durante a caminhada tandem. Pereira e Moraes (2018) avaliaram 19 adultos jovens [idade média: 25,9 anos] e 19 idosos [idade média: 67,8 anos] para verificar os efeitos das âncoras de 125 g no controle postural após fadiga dos músculos flexores plantares. Por fim, Costa et al. (2018) avaliaram 34 indivíduos, 17 adultos jovens [idade média: 21,8 anos] e 17 adultos mais velhos [idade média: 69,6 anos] para avaliar o controle do equilíbrio em tarefas de caminhada em tandem com dois níveis de dificuldade [solo e trave] durante o uso do Âncoras de 125 g.

Tabela 2. Caracterização dos estudos incluídos na meta-análise.

Autor (ano)	País	Tipo dos participantes	Número de participantes	Desenho do estudo	Escala PEDRO
Moraes (2009)	Brasil	Idosos saudáveis	N = 5	ECNR	5
Freitas (2013)	Brasil	Idosos saudáveis	N = 30	ECNR	6
Santos (2015)	Brasil	Idosos saudáveis	N = 14	ECNR	6
Costa (2015)	Brasil	Idosos saudáveis	N = 44	ECR	6
Pereira (2018)	Brasil	Idosos saudáveis	N = 19	ECNR	6
Costa (2018)	Brasil	Idosos saudáveis	N = 34	ECNR	6

Legenda: ECNR: ensaio clínico não randomizado; ECR: ensaio clínico randomizado; N: número

A Tabela 3 resume a intervenção, os desfechos e as evidências dos estudos incluídos em

uma síntese qualitativa e a Tabela 4 apresenta os principais riscos de viés dos estudos incluídos.

Tabela 3. Intervenção, desfechos, e certeza das evidências dos estudos incluídos.

Autor (ano)	Tarefa	Intervenção	Desfechos	GRADE
Moraes (2009)	Ortostatismo, posição semi-tandem	Grupo único: pré-prática (sem as âncoras), prática (âncora de 125-g), e pós-prática (sem as âncoras).	Amplitude de oscilação média do COP; área da elipse do COP; Comprimento do caminho do COP.	⊕⊕○○
Freitas (2013)	Ortostatismo, posição semi-tandem	Três grupos (n = 10) que correspondeu à frequência de prática com o sistema âncora: 0%, 50% e 100%	Área da elipse do COP; Comprimento do caminho do COP.	⊕⊕⊕○
Santos (2015)	Ortostatismo, posição semi-tandem	Grupo único: âncora de 125-g em ambas as mãos, mão dominante, mão não dominante e sem as âncoras.	Área da elipse do COP; Velocidade média de oscilação do COP.	⊕⊕○○
Costa (2015)	Andando sobre uma fita de 5 m de comprimento no chão	Grupo controle (n = 15), 0 g grupo âncora (n = 14), e 125 g grupo âncora (n = 15).	Duração do suporte simples e duplo; velocidade do passo; RMS da aceleração do tronco.	⊕⊕⊕○
Pereira (2018)	Ortostatismo, pés juntos	Idosos com fadiga (n = 19), Idosos sem fadiga (n = 19)	Área da elipse da COP; Velocidade média de oscilação do COP; Amplitude média de oscilação do COP.	⊕⊕⊕○
Costa (2018)	Andar sobre uma fita de 5 m de comprimento no solo e em uma trave de equilíbrio de 8 cm de largura	Grupo único: idosos usaram o sistema âncora de 125g em tandem andando no nível do solo e em um balanço alto	Duração do suporte simples e duplo; velocidade do passo; RMS.	⊕⊕○○

Legendas: COP: Centro de pressão; RMS: raiz quadrada média; alta certeza ⊕⊕⊕⊕, moderada certeza ⊕⊕⊕○, baixa certeza ⊕⊕○○ e certeza muito baixa ⊕○○○.

Tabela 4. Risco de viés dos estudos incluídos

Risco de viés	Alto risco	Baixo risco
Geração de sequência aleatória	Moraes, 2009; Santos, 2015; Pereira, 2018; Costa, 2018	Freitas, 2013; Costa, 2015
Ocultação de alocação	Moraes, 2009; Freitas, 2013; Santos, 2015; Costa, 2015; Pereira, 2018; Costa, 2018	Freitas, 2013; Costa, 2015
Cegamento dos participantes e pessoal	Moraes, 2009; Freitas, 2013; Santos, 2015; Costa, 2015; Pereira, 2018; Costa, 2018	
Cegamento da avaliação de resultados	Moraes, 2009; Freitas, 2013; Santos, 2015; Costa, 2015; Pereira, 2018; Costa, 2018	
Dados de resultados incompletos		Moraes, 2009; Freitas, 2013; Santos, 2015; Costa, 2015; Pereira, 2018; Costa, 2018
Relatórios de resultados seletivos		Moraes, 2009; Freitas, 2013; Santos, 2015; Costa, 2015; Pereira, 2018; Costa, 2018

Fonte: Elaborado pela autora.

A representação da meta-análise foi realizada apenas com dois estudos [4, 27]. Em Freitas (2013), a representação incluiu a área de elipse do COP (Figura 2A) e o comprimento do caminho do COP (Figura 2B) entre o grupo sistema âncora 100% e o grupo controle (0%). Houve uma redução da área de elipse do COP (diferença média - MD: -1,78; IC95%: -3,20 a -0,36; p = 0,01) e comprimento do caminho do COP (MD: -11,92; IC95%: -21,45 a -2,39; p = 0,01) no grupo âncora.

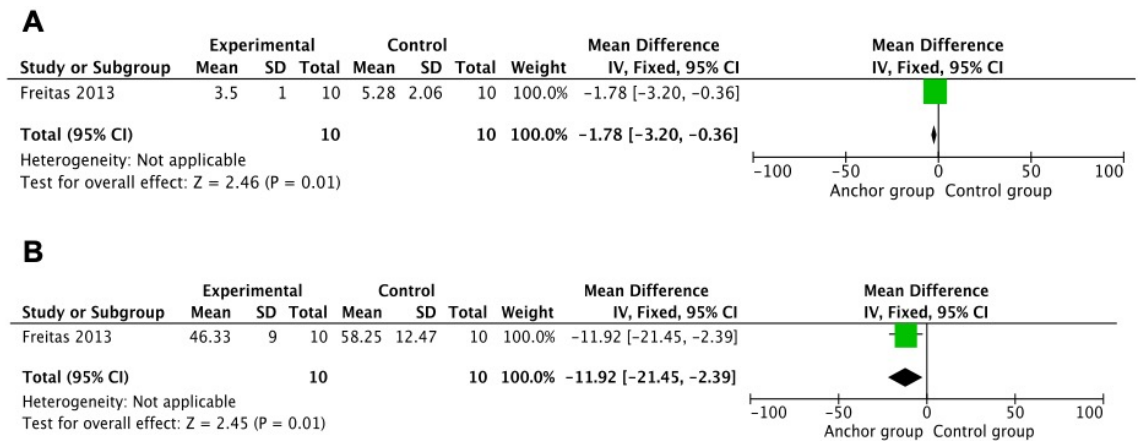


Figura 2A e 2B: Área da elipse e comprimento do caminho do COP.

Fonte: Elaborado pela autora.

Em Costa et al. (2015), a representação incluiu a duração do suporte único (Figura 3A), duração do suporte duplo (Figura 3B), velocidade do passo (Figura 3C) e RMS da aceleração do tronco (Figura 3D) entre o grupo âncora 125g e o grupo controle (sem âncora). Houve redução do RMS da aceleração do tronco durante a caminhada (MD: -0,04; IC95%: -0,07 a -0,01; $p = 0,008$) no grupo âncora. Os demais desfechos (duração do suporte simples e duplo e velocidade do passo) não apresentaram diferença estatística entre os grupos.

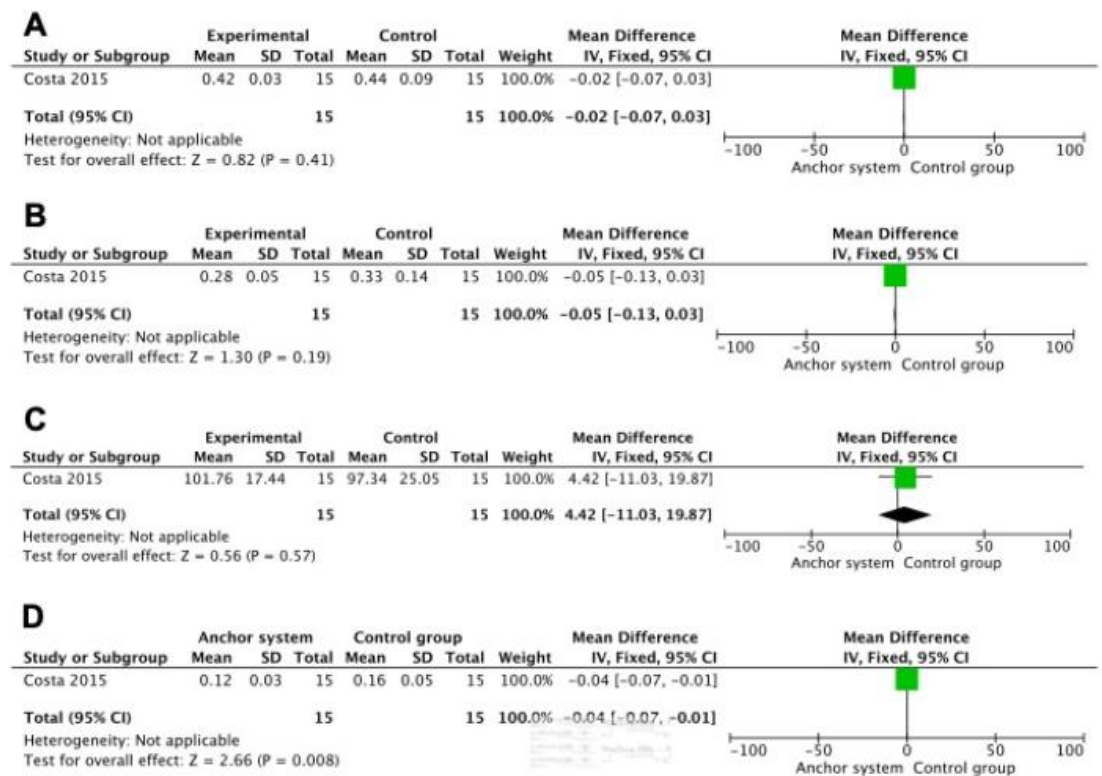


Figura 3A,B,C e D: Duração de Suporte único, suporte duplo, velocidade do passo, RMS da aceleração do tronco.

Fonte: Elaborado pela autora.

4.1.6 Discussão

Em geral, diferentes estudos têm mostrado que as âncoras melhoraram o controle postural em idosos, principalmente para os resultados da área de elipse do COP, comprimento do trajeto do COP e aceleração do tronco RMS. Moraes & Mauerberg-DeCastro (2009), Freitas et al. (2013) e Santos et al. (2015) observaram uma redução da área de elipse do COP com o uso das âncoras na postura semitandem, e após um protocolo de fadiga em pé com os pés juntos (Pereira & Moraes, 2018). A redução da área de elipse do COP ocorre pela adição de informações hápticas junto às âncoras, que informam o sistema de controle postural sobre a posição do corpo em relação à superfície de apoio por meio de mudanças na tensão dos cabos das âncoras, contribuindo para gerar uma ativação muscular adequada para reduzir a oscilação postural (Jeka, JR. Lackner, 1994; Baldan et al. 2014).

Além dos efeitos demonstrados nesta meta-análise, efeitos adicionais das âncoras foram observados em alguns dos estudos incluídos. Apesar da redução da aceleração do tronco no plano frontal, o que sugere melhora na estabilidade da marcha, Costa et al. (2015) não encontraram que esse efeito persistisse no pós-teste sem as âncoras. Além disso, eles observaram que as âncoras de 125 g foram melhores para reduzir a aceleração do tronco em idosos do que as âncoras sem carga [ou seja, âncoras de 0 g]. Costa et al. (2018) mostraram que as âncoras reduziram a aceleração do tronco no plano frontal independente do nível de dificuldade da tarefa.

Santos et al. (2015) observaram que o uso de âncoras na mão não dominante diminuiu a oscilação postural independente da visão, demonstrando que a informação háptica regula o controle postural com ou sem visão. Moraes & Mauerberg-deCastro (2009) demonstraram redução da oscilação postural na posição semitandem, mas sem efeitos de longo prazo. A diminuição da oscilação ocorre devido ao uso das âncoras para explorar o ambiente. Quando uma pessoa segura um objeto e o movimenta, a percepção gerada pelos mecanorreceptores musculares e cutâneos permite obter informações sobre as propriedades do objeto. Freitas et al. (2013) compararam diferentes porcentagens de frequência de tratamento [0% - sem usar as âncoras, 50% - com 30 tentativas e 100% - com 60 tentativas com as âncoras]. Eles descobriram que o grupo de 50% foi suficiente para melhorar o controle postural, e o efeito persistiu 24 horas após o término do treinamento, quando os participantes foram avaliados sem as âncoras.

A maioria dos estudos incluídos nesta representação da metanálise apresentou um

alto risco de viés na geração da sequência aleatória, ocultação da alocação, mascaramento dos participantes e pessoal e cegamento da avaliação dos resultados. A maioria dos estudos não cegou avaliador e participante, o que contribuiu para menores escores na escala PedRO. O ponto positivo dos estudos incluídos é o baixo risco de viés nos dados de resultados incompletos e relatórios de resultados seletivos. Além disso, os estudos foram classificados entre certeza de evidência baixa e moderada, levantando-se a necessidade de ensaios clínicos randomizados e controlados com maior tamanho amostral com necessidade de reafirmação desses achados.

Uma limitação importante de nossa revisão é que os estudos com âncoras hápticas que atenderam aos critérios de inclusão foram todos realizados em ambientes laboratoriais controlados. Essa é uma lacuna importante na literatura, porque as âncoras devem ser testadas para comprovar se são práticas para uso no mundo real. Outra limitação é que a literatura existente tem se concentrado em idosos saudáveis. Não está claro se alguma das populações da amostra incluiu caídores, devido à crescente evidência de que adultos mais velhos que caem com frequência também têm problemas para mudar a atenção e executar respostas posturais eficazes (Westlake et al. 2016). Além disso, há um número limitado de pesquisadores que fizeram trabalho nesta área, e parece que seria valioso para uma coorte mais diversa de pesquisadores explorar âncoras hápticas, para ver como os resultados diferem em diferentes cenários.

Finalmente, todos os estudos incluídos compararam o uso de âncoras hápticas com nada. No entanto, na vida real, as pessoas usam as mãos para manter o equilíbrio e se recuperar da perda de equilíbrio e evitar lesões durante as quedas. Segurar objetos pode afetar o desempenho em todas essas áreas (Bateni et al. 2004; Van Ooteghem et al. 2013; Komisar et al. 2020), e isso parece importante para a implementação prática de âncoras hápticas na vida real. No entanto, as âncoras hápticas têm um custo baixo em comparação com outras fontes comuns de feedback háptico, incluindo andadores, rolores e corrimãos, e podem ser usadas em várias situações, como durante a caminhada, alterações posturais e superfícies irregulares.

Com base nos estudos incluídos, as âncoras melhoraram o controle postural em idosos, reduzindo a oscilação corporal, mas não houve melhora em longo prazo. No entanto, um estudo recente mostrou que as âncoras foram essenciais para melhorar o controle postural de idosos com vestibulopatia (Coelho et al. 2020). Eles descobriram que após uma intervenção de 6 semanas, o grupo que usou as âncoras na intervenção foi o único a reter os benefícios da intervenção em um acompanhamento de 3 meses. Os

principais efeitos das âncoras, demonstrados nesta revisão, foram uma redução na área de elipse do COP e uma diminuição na aceleração do tronco através da informação háptica transmitida pelas âncoras. Esses efeitos trazem benefícios aos idosos e podem contribuir para a redução do número de quedas devido à melhora do controle postural.

4.1.7 Conclusão

Concluímos que as âncoras hápticas reduzem a oscilação postural e melhoram o controle postural em idosos, diminuindo a área de elipse e a velocidade média de oscilação em tarefas de equilíbrio e RMS de aceleração de tronco durante tarefas de caminhada. No entanto, nenhum efeito a longo prazo foi observado após a remoção das âncoras.

4.1.8 Referências

1. Awdhan, A. P., Bone, M. D., Lanovaz, J. L., Moraes, R., & Oates, A. R. (2019). Are there attentional demands associated with haptic modalities while walking in young, healthy adults?. *Human movement science*, 66, 399–406.
2. Baldan, A. M., Alouche, S. R., Araujo, I. M., & Freitas, S. M. (2014). Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. *Gait & posture*, 40(1), 1–10.
3. Bateni, H., Zecevic, A., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2004). Resolving conflicts in task demands during balance recovery: does holding an object inhibit compensatory grasping?. *Experimental brain research*, 157(1), 49–58.
4. Batistela, R. A., Oates, A., & Moraes, R. (2018). Haptic information and cognitive-visual task reduce postural sway in faller and non-faller older adults. *Human movement science*, 60, 150–161.
5. Batistela, R. A., Oates, A., & Moraes, R. (2019). Haptic information provided by anchors and the presence of cognitive tasks contribute separately to reducing postural sway in young adults. *Gait & posture*, 68, 213–219.
6. Coelho, A. R., Fontes, R. C., Moraes, R., Barros, C., & de Abreu, D. (2020). Effects of the Use of Anchor Systems in the Rehabilitation of Dynamic Balance and Gait in Individuals With Chronic Dizziness of Peripheral Vestibular Origin: A Single-Blinded, Randomized, Controlled Clinical Trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 101(2), 249–257.
7. Costa, A. A., Mancio, P. A., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2015). Haptic information provided by the "anchor system" reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. *Neuroscience letters*, 609, 1–6.
8. Costa, A. A., Mancio, P. A., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2015). Haptic information provided by the "anchor system" reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. *Neuroscience letters*, 609, 1–6.
9. Costa, A., Santos, L., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2018). Task difficulty has no effect on haptic anchoring during tandem walking in young and

- older adults. *Neuroscience letters*, 666, 133–138.
10. Fil-Balkan, A., Salci, Y., Kekliceck, H., Armutlu, K., Aksoy, S., Kayihan, H., & Elibol, B. (2018). Sensorimotor integration training in Parkinson's disease. *Neurosciences (Riyadh, Saudi Arabia)*, 23(4), 208–215.
 11. Freitas, M., Mauerberg-deCastro, E., & Moraes, R. (2013). Intermittent use of an "anchor system" improves postural control in healthy older adults. *Gait & posture*, 38(3), 433–437.
 12. Guyatt, G. H., Oxman, A. D., Vist, G. E., Kunz, R., Falck-Ytter, Y., Alonso-Coello, P., Schünemann, H. J., & GRADE Working Group (2008). GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations. *BMJ (Clinical research ed.)*, 336(7650), 924–926.
 13. Hedayat, I., Moraes, R., Lanovaz, J. L., & Oates, A. R. (2017). Different haptic tools reduce trunk velocity in the frontal plane during walking, but haptic anchors have advantages over lightly touching a railing. *Experimental brain research*, 235(6), 1731–1739.
 14. Higgins, J.P.T., Green, S. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 5.1.0 [updated March 2011]*. The Cochrane Collaboration, 2011. www.cochrane-handbook.org.
 15. Holden, M., Ventura, J., & Lackner, J. R. (1994). Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal of vestibular research: equilibrium & orientation*, 4(4), 285–301.
 16. Horak F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, 35 Suppl 2, ii7–ii11.
 17. Howe, T. E., Rochester, L., Neil, F., Skelton, D. A., & Ballinger, C. (2011). Exercise for improving balance in older people. *The Cochrane database of systematic reviews*, (11), CD004963.
 18. Jeka, J. J., & Lackner, J. R. (1994). Fingertip contact influences human postural control. *Experimental brain research*, 100(3), 495–502.
 19. Kanasi, E., Ayilavarapu, S., & Jones, J. (2016). The aging population: demographics and the biology of aging. *Periodontology 2000*, 72(1), 13–18.
 20. Komisar, V., Shishov, N., Yang, Y., & Robinovitch, S. N. (2020). Effect of holding objects on the occurrence of head impact in falls by older adults: Evidence from real-life falls in long-term care. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, glaa168. Advance online publication.
 21. Mauerberg-de Castro, Eliane, Moraes, Renato, Tavares, Carolina Paioli, Figueiredo, Gabriella Andreetta, Pacheco, Stephanie C.M., & Costa, Thais D.A.. (2014). Haptic anchoring and human postural control. *Psychology & Neuroscience*, 7(3), 301-318.
 22. Moher, D., Shamseer, L., Clarke, M., Ghersi, D., Liberati, A., Petticrew, M., Shekelle, P., Stewart, L. A., & PRISMA-P Group (2015). Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Systematic reviews*, 4(1), 1.
 23. Moraes, R., Mauerberg-De Castro, E. (2009). O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. *Motriz*. 15, 263-72.
 24. Oates, A. R., Hauck, L., Moraes, R., & Sibley, K. M. (2017). The effects of haptic input on biomechanical and neurophysiological parameters of walking: A scoping review. *Gait & posture*, 58, 232–239.
 25. Pereira, A., & Moraes, R. (2018). The Use of the Anchor System Reduces Postural Sway During Upright Standing Irrespective of Plantar Flexors Muscle Fatigue in

- Young and Older Adults. *Motor control*, 22(3), 338–357.
26. Sadighi Akha A. A. (2018). Aging and the immune system: An overview. *Journal of immunological methods*, 463, 21–26.
 27. Santos, L.O., Moura, F.H.V., Mauerberg-De Castro, E., Moraes, R. (2015). Uso do sistema âncora nas duas mãos e na mão não dominante reduz a oscilação corporal em idosos. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, 29(3), 487-495.
 28. Schmuckler, M. A., & Tang, A. (2019). Multisensory factors in postural control: Varieties of visual and haptic effects. *Gait & posture*, 71, 87–91.
 29. Sherrington, C., Fairhall, N. J., Wallbank, G. K., Tiedemann, A., Michaleff, Z. A., Howard, K., Clemson, L., Hopewell, S., & Lamb, S. E. (2019). Exercise for preventing falls in older people living in the community. *The Cochrane database of systematic reviews*, 1(1), CD012424.
 30. Ting L. H. (2007). Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Progress in brain research*, 165, 299–321.
 31. Van Ooteghem, K., Lakhani, B., Akram, S., Miyasike Da Silva, V., & McIlroy, W. E. (2013). Time to disengage: holding an object influences the execution of rapid compensatory reach-to-grasp reactions for recovery from whole-body instability. *Experimental brain research*, 231(2), 191–199.
 32. Verhagen, A. P., de Vet, H. C., de Bie, R. A., Kessels, A. G., Boers, M., Bouter, L. M., & Knipschild, P. G. (1998). The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomized clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. *Journal of clinical epidemiology*, 51(12), 1235–1241.
 33. Westlake, K. P., Johnson, B. P., Creath, R. A., Neff, R. M., & Rogers, M. W. (2016). Influence of non-spatial working memory demands on reach-grasp responses to loss of balance: Effects of age and fall risk. *Gait & posture*, 45, 51–55.
 34. Winter D.A (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 3(4), 193-214.

4.2.ARTIGO 2

TÍTULO: EFEITO DO SISTEMA ÂNCORA NO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

4.2.1 Resumo

Introdução: A doença de Parkinson ocorre devido a perda de Dopamina, que é responsável pelos movimentos voluntários e controle da coordenação motora. Os indivíduos deslocam o centro de gravidade para frente, o qual altera seu equilíbrio e percepção gravitacional. O sistema âncora interage o corpo humano e o ambiente, melhorando o controle postural e estabilidade do tronco. **Objetivo:** objetivo avaliar o efeito do sistema âncora no controle postural de indivíduos com DP. **Métodos:** Trata-se de um estudo transversal, que avaliaram indivíduos com DP utilizando sistema âncora, plataforma de força, avaliou a autoeficácia, nas posições ortostática, semi-tandem e Romberg. **Resultados:** Houve redução do COPx ($p = 0,002$) e COPy ($p = 0.005$) na postura semi-tandem com olhos abertos e redução do COPy na postura semi-tandem com os olhos fechados ($p = 0.02$) em indivíduos com DP. Em idosos saudáveis observa-se redução do COPy na postura de Romberg com olhos fechados ($p = 0.002$). Não houve diferença estatística antes e após o uso de âncora no grupo DP para as posturas bipodal (MD: 0.0007; $p = 0.62$), Romberg (MD= -0.0003; $p > 0.99$) e semi-tandem (sem âncora, MD=-0.001; $p=0.43$) com os olhos fechados. Na análise observacional das áreas de oscilação do COP entre o eixo x e y em dois indivíduos com DP, ocorreu redução da variabilidade da oscilação postural durante o uso da informação háptica por meio do sistema âncora. **Conclusão:** O uso agudo do sistema âncora não alterou o comportamento do controle postural em indivíduos com DP, porém houve menor oscilação na postura semi-tandem e maior segurança e percepção de menor oscilação postural.

Palavras chave: Sistema Âncora, Doença de Parkinson, Controle Postural.

4.2.2 Introdução

A Doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa crônica que ocorre pela perda de neurônios dopaminérgicos na substância negra do mesencéfalo e são responsáveis pelos movimentos voluntários e controle da coordenação motora (1-3). Sua prevalência aumenta com a idade, variando entre 41 por 100.000 habitantes entre 40 e 49 anos, e 1903 por 100.000 habitantes acima de 80 anos, sendo os homens mais afetados, principalmente entre 50 a 59 anos. Sua etiologia é desconhecida, podendo ser resultado dos efeitos combinados de fatores genéticos e ambientais (4-6).

O quadro clínico da DP é caracterizado pela tétrede parkinsoniana, sendo ela, tremor em repouso, rigidez muscular, bradicinesia e instabilidade postural (7). Apresenta também algumas manifestações não motoras, como fadiga, ansiedade, depressão, alteração de sono, dentre outras. Desde o início da doença, os pacientes apresentam uma oscilação corporal, além de deslocarem o centro de gravidade para frente, apresentando redução do equilíbrio, bem como perda dos reflexos posturais (6-10). Essas alterações podem aumentar a incidência de quedas, a percepção gravitacional, aumentando o risco de complicações secundárias e gerando restrições e maior dependência funcional, diminuindo a qualidade de vida (8).

Para se manter um controle postural adequado, além dos sistemas sensoriais, motores, é necessário um esforço cognitivo para ter um controle da postura adequado. A informação visual tem uma influência na postural, quando se altera o desempenho do controle postural do Parkinson também altera. No estudo de Cruz 2020, demonstrou que quando não manipulou a visão dos pacientes com Parkinson, não houve diferença no controle postural, comparando quando se houve manipulação(11).

Diversas intervenções sensório-motoras visam melhorar o controle postural de indivíduo com DP e postergar a evolução da doença, tais como exercícios de fortalecimento, treino de marcha, exercícios de coordenação, tarefas funcionais, atividade física geral, estratégias sensoriais, perceptivas e cognitivas (8,12). Recentemente, o uso de informações sensoriais contínuas para que o indivíduo possa ajustar as respostas posturais vem sido amplamente utilizados para melhora do controle postural de idosos (13, 15-17). Uma dessas abordagens é denominada sistema âncora (8,10).

O sistema âncora tem como objetivo aumentar o controle postural por meio da percepção háptica contínua pelos membros superiores durante tarefas de equilíbrio ou marcha por meio de um cabo flexível acoplado a uma carga leve em contato a superfície,

com o intuito de diminuir a oscilação corporal (13,14). O sistema âncora aumenta a interação do corpo em movimento com o ambiente, permitindo transmitir informação da orientação do corpo em relação ao solo. DeMoraes (2009), Freitas (2013) e Costa (2015) em seus estudos demonstraram que o sistema âncora melhorou o controle postural em idosos, e melhorou a estabilidade do tronco durante tarefas de equilíbrio e marcha (13-20). Sabendo que indivíduos com DP apresentam dificuldades em readequar o equilíbrio, manter o controle postural, e apresentam risco elevado de queda (21), este estudo teve como objetivo avaliar o efeito do sistema âncora no controle postural de indivíduos com DP. A principal hipótese deste estudo é que o sistema âncora diminuirá o grau de oscilação postural dos indivíduos com DP.

4.2.3 Materiais e métodos

4.2.3.1 Desenho e local do estudo

Trata-se de um estudo observacional, transversal em indivíduos com diagnóstico de Doença de Parkinson e idosos saudáveis, sem especificidade de gênero e raça. Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal do Triângulo Mineiro pelo número de protocolo: 1768, e todos os indivíduos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O estudo recrutou indivíduos do ambulatório Maria da Glória e Centro de Reabilitação Prof. Dr. Fausto da Cunha Oliveira entre o período de Novembro 2019 até Março 2021. A amostra foi selecionada por conveniência.

Foram excluídos os indivíduos que fazem estimulação cerebral profunda, distúrbios no aparelho vestibular (Dix-Hallpike e supine roll test negativo) (22,23), alterações visuais que comprometam a acuidade visual (Snellen > 80 (23)), alterações cognitivas graves (MEEM < 27 (25)), doenças neurológicas associadas.

4.2.3.2 População do estudo

Foram incluídos indivíduos com diagnóstico de DP de acordo com a *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* (MDS-UPDRS; Goetz et al., 2018); pontuação < 3 na escala Hoehn & Yahr (Goetz et al., 2004); em uso de medicação antiparkinsoniana; sem

evidências de qualquer problema cardiorrespiratório ou musculoesquelético.

O grupo de idosos saudáveis, sem comprometimento neurológico, cardiorrespiratório e musculoesquelético foi recrutado da cidade de Uberaba (Brasil) por meio de contato pessoal ou mídias sociais.

4.2.3.3 Variáveis

Todos os indivíduos realizaram um protocolo de intervenção por meio do uso do sistema âncora. Foi realizada caracterização demográfica dos indivíduos por meio de ficha de avaliação realizada pelo pesquisador; estadiamento e comprometimento funcional dos indivíduos por meio da escala unificada de avaliação da doença de Parkinson (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale - UPDRS*) e Escala de Hoehn e Yahr; além da avaliação do controle postural por meio da plataforma de força. O desenho do estudo está demonstrado na Figura 1.

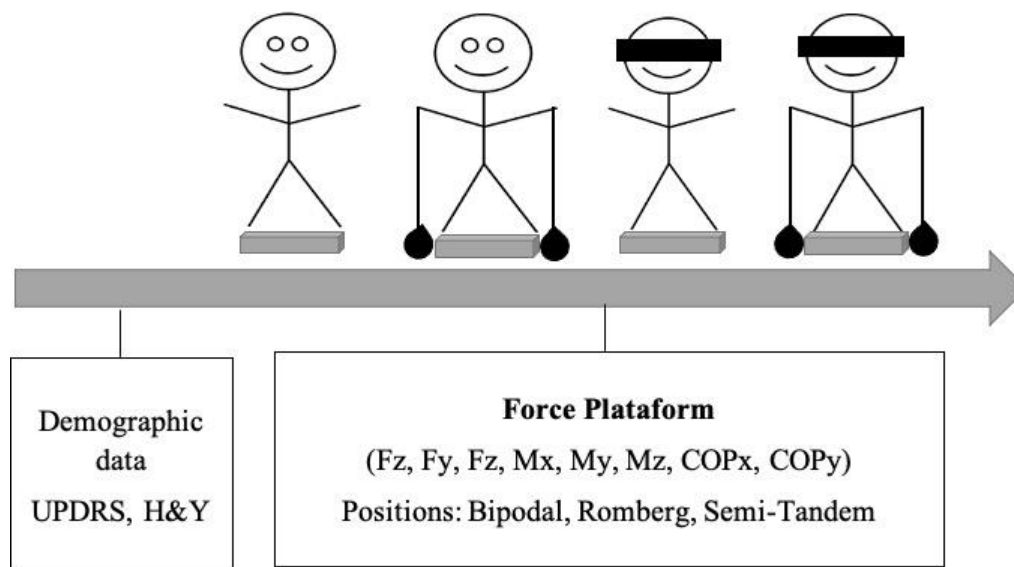


Figura 1. Desenho do estudo

Fonte: os autores

4.2.3.4 Instrumentos utilizados e procedimentos

4.2.3.4.1 Comprometimento motor e funcional

Escala *Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (Unified Parkinson's*

Disease Rating Scale – MDS-UPDRS): escala com objetivo de monitorar a progressão da DP, variando a pontuação de 0 a 260 pontos, sendo quanto menor, melhor o quadro clínico do indivíduo. A escala avalia os sinais e sintomas do indivíduo a partir do auto relato e observação clínica, sendo dividida em Parte I - atividade não motora da vida diária; Parte II - atividades motoras da vida diária; Parte III - exames motores; Parte IV - complicações motoras. Acima de 130 pontos há comprometimento moderado a graves do indivíduo (26,27).

Escala de *Hoehn e Yahr*: avalia o estadiamento da doença dos indivíduos com DP indicando o estado geral de sua capacidade funcional. A escala compreende cinco estágios: estágio 1 - sintomas mínimos ou ausente, se presente é unilateral; estágio 2 - envolvimento bilateral, sem alteração postural; estágio 3 - envolvimento bilateral com reflexos comprometidos, mas o indivíduo consegue viver independentemente; estágio 4 - comprometimento bilateral grave, porém é capaz de permanecer em pé sem ajuda; estágio 5 – em cadeira de rodas ou acamado (28-30).

4.2.3.4.2 Avaliação do controle postural

Para avaliação do controle postural foi mensurado através da plataforma de força, nas posturas de Ortostatismo com apoio bipodal, Romberg e Semi-tandém por 20 segundos. Primeiro avaliamos sem o sistema âncora, com olho aberto e com olho fechado, após utilizamos sistema âncora de 125 gramas, com olho aberto e com olho fechado.

Plataforma de força: trata-se de duas superfícies rígidas (uma superior e outra inferior) ligadas por sensores para quantificar a distribuição de forças em quatro pontos nas direções médio-lateral (F_x), ântero-posterior (F_y) e vertical (F_z), além dos momentos de força (M_x , M_y e M_z). A medida mais utilizada para avaliar o controle postural é o Centro de Pressão (COP), onde há aplicação das resultantes das forças verticais sobre uma superfície (COP_x e COP_y) e determina a oscilação corporal (30, 31). A partir dessas variáveis foi possível mensurar o equilíbrio de modo quantitativo. Foi utilizado a plataforma de força Force Plate Model Fp-4060-08-2000, acoplada aos sensores que transmitem informações ao programa Bertec® Digital Acquire™. Os indivíduos foram avaliados nas posições realizadas no teste de integração sensorial de equilíbrio (28), sobre a plataforma de força: em apoio bipodal (Figura 2), Romberg e Semi-Tandem. Foram realizadas 3 medidas com os olhos abertos e 3 com os olhos fechados em cada postura, com 20 segundos em cada posição.



Figura 2. Indivíduo apresenta em apoio bipodal sobre a plataforma de força.

Fonte: os autores

Sistema âncora: Os indivíduos foram avaliados utilizando sistema âncora de 125 gramas, com o cotovelo em supinação a 90° e apoio bilateral das mãos (Figura 3). A avaliação foi realizada com os indivíduos nas posições descritas no teste de integração sensorial (Figura 3). Em todas as posições foi mensurado com os olhos abertos com o indivíduo olhando para um ponto fixado na parede a altura dos olhos e posteriormente com os olhos fechados, com o avaliador ao lado para prevenção de quedas (33,34).



Figura 3. Indivíduo está utilizando o sistema âncora de 125gr em apoio bipodal.

Fonte: os autores

4.2.3.4.3 Avaliação da autoeficácia do controle postural

Foi realizado a avaliação de autoeficácia do controle postural entre as posições, para descrever o grau de dificuldade para se manter em apoio Bipodal, Romberg e Semi-tandem, com os olhos abertos e fechados utilizando ou não o sistema âncora. Os indivíduos receberam uma régua o qual foram instruídos a assinalarem uma linha para descrever sua dificuldade, sendo 100 maior dificuldade e 0 maior facilidade (Figura 4).

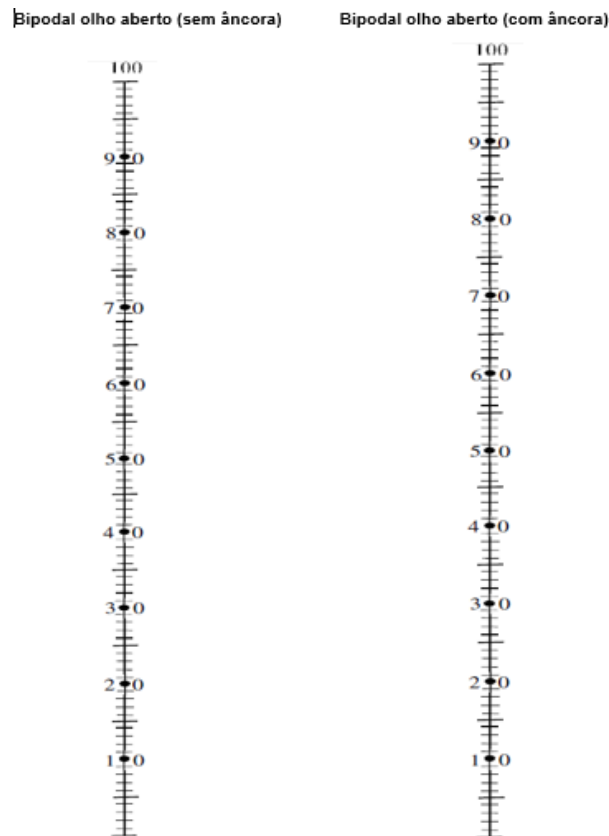


Figura 4. Régua para descrição da auto-eficácia do controle postural

0 = maior facilidade em manter o controle postural; 100 = maior dificuldade em manter o controle postural

4.2.3.5 Análise estatística

Para avaliar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. Os dados contínuos foram expressos em média e desvio padrão e os categóricos em porcentagem. As variáveis (Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz, COPx, COPy, auto-eficácia) foram comparadas em cada postura com e sem o uso do sistema âncora por meio do teste de Mann-Whitney em cada o grupo avaliado. Os dados foram considerados significantes de $p < 0,05$. Os testes estatísticos foram realizados no programa Prisma 8.3

4.2.4 Resultados

Os dados clínicos e demográficos do grupo DP e idosos saudáveis estão descritos na tabela 1. Não houve diferenças estatisticamente significativas nas variáveis

sociodemográficas e antropométricas (idade, sexo, peso, altura, IMC e escolaridade) entre participantes com DP e idosos saudáveis. Os principais medicamentos utilizados pelos indivíduos com DP foram Prolopa (100%), Sinvastatina (25%), desvenlafaxina (25%), Dicloridato de Pramipexol (12,5%), Propanolo (12,5%), Hidroclorotiazida (12,5%). Todos os indivíduos apresentavam a classificação motora tremor dominante.

Tabela 1. Caracterização dos indivíduos com Doença de Parkinson incluídos no estudo

	Grupo Parkinson		Idosos saudáveis		P
	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>	
Idade (anos)	63	15,64	60,25	58,50	0,48
Sexo					
Masculino	7 (87,5%)		3 (37,5%)		0,12
Feminino	1 (12,5%)		5 (62,5%)		
Peso (Kg)	94,6	22,5	77,3	11,9	0,38
Altura (m)	1,7	0,09	1,7	0,1	0,98
IMC (kg/m ²)	33,7	4,3	26,2	1,4	0,78
Escolaridade (anos)	8,6	4,1	9,5	5,1	0,67
Tempo da doença (anos)	7,8571	3,023	-	-	-
UPDRS	46,125	15,075	-	-	-
H&Y	1,5	0,755	-	-	-

Legendas: DP: Desvio padrão; UPDRS: Unified Parkinson's Disease Rating Scale; H&Y: Hoehn & Yahr.

A tabela 2 mostra a diferença da oscilação postural sem e com uso do sistema ancora em indivíduos com DP e idosos saudáveis. Houve redução do COPx ($p = 0,002$) e COPy ($p = 0.005$) na postura semi-tandem com olhos abertos e redução do COPy na postura semi-tandem com os olhos fechados ($p = 0.02$) em indivíduos com DP. Em idoso saudáveis observa-se redução do COPy na postura Bipodal com olhos fechados ($p = 0.002$).

Tabela 2. Centro de Pressão (CP): COPx e COPy em todas as posições de teste com e sem o uso do sistema âncora no grupo Parkinson e idosos saudáveis.

Posições	Grupo Parkinson						Idosos saudáveis					
	Sem ancora		Com ancora		p_1	p_2	Sem ancora		Com ancora		p_1	p_2
	COPx	COPy	COPx	COPy			COPx	COPy	COPx	COPy		
<u>Bipodal</u>												
OA	1.68 ±3.91	-2.29 ±5.59	-7.80 ±12.57	-1.37 ±4.49	0.05	0.74	-0.01 ±0.03	-0.007 ±0.02	-0.03 ±0.02	0.002 ±0.02	0.08	0.40
OF	15.97 ±34.08	1.39 ±20.24	-0.98 ±7.98	-1.78 ±4.15	0.31	0.84	-0.02 ±0.03	0.001±0.02	-0.04 ±0.03	0.008 ±0.01	0.07	0.002
<u>Romberg</u>												
OA	1.69 ±3.91	-2.29 ±5.59	-2.74 ±9.35	6.61 ±9.75	0.38	0.15	-0.01 ±0.004	-0.004 ±0.02	-0.03 ±0.02	-0.005 ±0.03	0.09	0.97
OF	3.72 ±7.58	-4.68 ±17.17	-5.83 ±7.26	-2.05 ±7.12	0.08	0.94	-0.02 ±0.02	-0.002 ±0.02	-0.03 ±0.02	-0.002 ±0.03	0.37	0.76
<u>Semi-Tandem</u>												
OA	240.5 ±679.6	-391.1 ±1112	7.24 ±14.31	0.69 ±6.71	0.002	0.005	-0.02 ±0.02	-0.009 ±0.02	-0.02 ±0.02	0.007 ±0.03	0.06	0.13
OF	1.06 ±15.12	28.72 ±56.44	5.85 ±15.00	1.58 ±4.96	0.25	0.02	-0.01 ±0.02	-0.011 ±0.03	-0.01 ±0.01	-0.001 ±0.04	0.62	0.38

OA = olhos abertos; OF = olhos fechados; P1 = COPx intra-grupo; P2 = COPy intra-grupo

A figura 5 representa a área da elipse em todas as posturas antes e após o uso do sistema âncora no grupo de DP. Não houve diferença estatística antes e após o uso de âncora no grupo DP para as posturas bipodal (MD = 0.003; $p=0,87$), Romberg (MD = 0.0006; $p=0.84$) e semi-tandem (MD= -0.0009 \pm 0.67; $p>0.99$) com os olhos abertos (Figura 5A). Não houve diferença estatística antes e após o uso de âncora no grupo DP para as posturas bipodal (MD: 0.0007; $p = 0.62$), Romberg (MD= -0.0003; $p>0.99$) e semi-tandem (sem âncora, MD=-0.001; $p=0.43$) com os olhos fechados (Figura 5B).

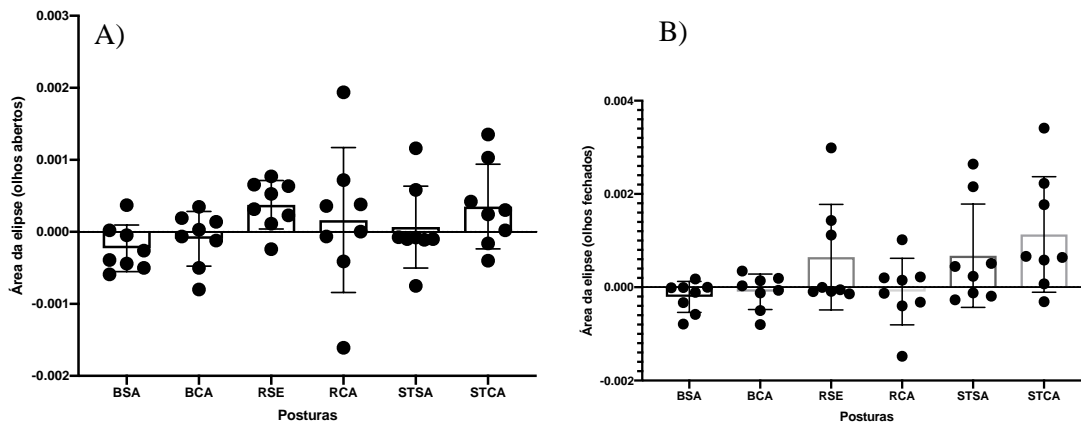


Figura 5: BSE: Bipodal sem âncora; BCA: Bipodal com âncora; RSE: Romberg sem âncora; RCA: Romberg com âncora; STSA: Semi tandem sem âncora; STCA: Semi tandem com âncora

A figura 6 representa a área da elipse em todas as posturas antes e após o uso do sistema âncora no grupo de idoso saudável. Não houve diferença estatística antes e após o uso de âncora no grupo idosos saudáveis para as posturas bipodal (MD = 0.0001; $p=0,55$), Romberg (MD = -0.0002; $p=0.61$) e semi-tandem (sem MD = 0.0002; $p =0.07$) com os olhos abertos (Figura 6A). Também não houve diferença estatística antes e após o uso de âncora no grupo idoso saudável para as posturas bipodal (MD = 0.0001; $p = 0.62$), Romberg (MD = -0.0007; $p=0.22$) e semi-tandem (MD = 0.0004; $p=0.15$) com os olhos fechados (Figura 6B).

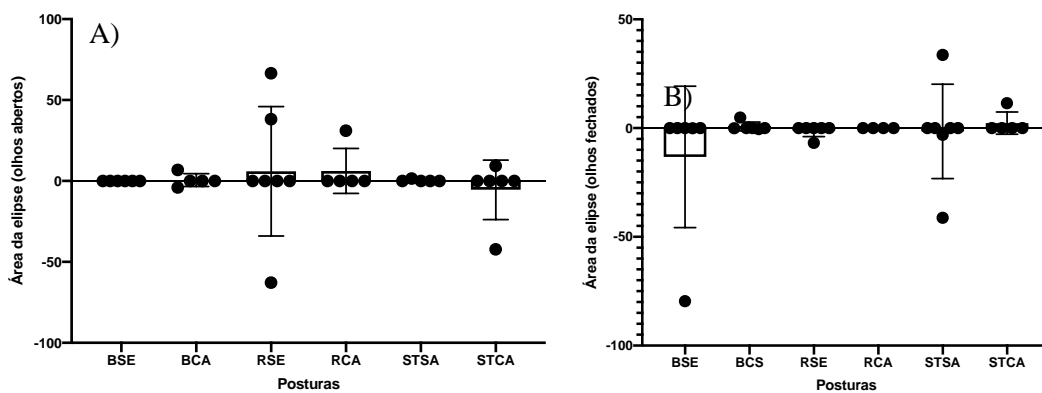


Figura 6: BSE: Bipodal sem âncora; BCA: Bipodal com âncora; RSE: Romberg sem âncora; RCA: Romberg com âncora; STSA: Semi tandem sem âncora; STCA: Semi tandem com âncora

Na análise observacional das áreas de oscilação do COP entre o eixo x e y em dois indivíduos com DP, observa-se redução da variabilidade da oscilação postural durante o uso da informação háptica por meio do sistema âncora (Figura 7).

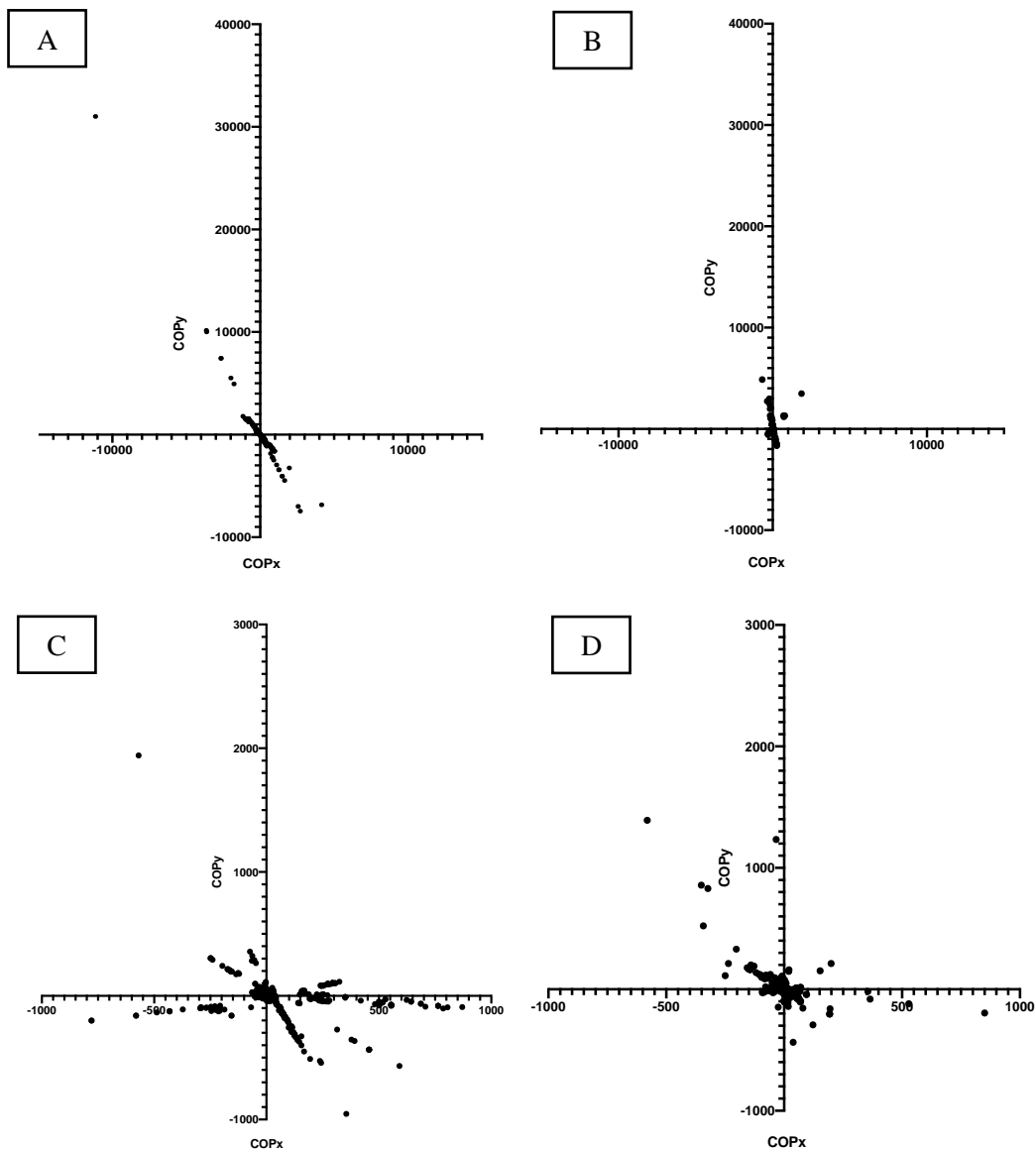


Figura 7. Área de oscilação entre o COPx e COPy nos indivíduos com DP. (A) Indivíduo V, 44 anos, na postura semi-tandem com os olhos fechados sem o uso do sistema âncora; (B) Indivíduo V, 44 anos, na postura semi-tandem com os olhos fechados com o uso do sistema âncora; (C) Indivíduo J, 74 anos, na postura semi-tandem com os olhos fechados sem o uso do sistema âncora; (D) Indivíduo J, 74 anos, na postura semi-tandem com os olhos fechados com o uso do sistema âncora.

Tabela 3. Autoeficácia sobre a percepção da dificuldade em manter a postura teste com e sem o sistema âncora nos indivíduos com DP

Posições	Sem âncora	Com âncora	P
Bipodal			
OA	0	0	>0,99
OF	52±14,83	40,0±10,0	0,03
Romberg			

OA	16,0±11,40	8,0±8,3	0,09
OF	56,0±28,8	46,0±18,2	0,04
Semi-Tandem			
OA	40,0±20,0	34,0±15,2	0,20
OF	64,0±15,2	54,0±11,5	0,03

OA = olhos abertos; OF = olhos fechados

4.2.5 Discussão

A principal hipótese deste estudo é que o sistema âncora poderia diminuir o grau de oscilação postural dos indivíduos com DP. Nossos resultados demonstram que houve uma redução da oscilação do centro de pressão no eixo x e y na postura semi-tandem, porém não houve alteração na área de oscilação do controle postural. No entanto, os indivíduos relatam maior facilidade em manter o controle postural em todas as posições com o uso do sistema âncora.

O sistema háptico é potencialmente um sistema do tipo exploratório (do ambiente), pode usar elementos não-biológicos (ferramentas) anexos ao corpo com o propósito da expansão, da orientação para estabilização, ou para a captura de informação sobre as propriedades do ambiente adjacente. Massion (1998) afirma que o input visual e o contato háptico são importantes ferramentas para a orientação do corpo no ambiente, além de proporcionar informação somatossensorial e proprioceptiva (35). O uso de informação sensorial adicional, como toque ou peso leve, pode proporcionar menor deslocamento do centro de gravidade na postura em pé e facilitar a manutenção da postura ortostática (36, 37, 38).

Em nosso estudo houve redução da oscilação ântero-posterior e látero-lateral na postura semi-tandem nos indivíduos com DP. Latash et al. (1998) verificou que a privação da informação visual aumenta a oscilação corporal tornando a tarefa mais desafiadora e necessitando de maior ênfase no sistema somatossensorial para manter o controle postural (40). Entretanto, Minati et al. (2007) observaram maior rigidez postural na condição de olhos fechados quando em superfície estável (39). O sistema âncora reduziu a oscilação postural com os olhos fechados por aumentar a percepção háptica e somatossensorial ou foi por aumento da rigidez postural? Em nosso estudo nenhum indivíduo apresentava distúrbio postural e instabilidade de marcha na UPDRS, portanto, podemos inferir que o feedback sensorial foi utilizado para aumentar o

controle postural, sem compensações adicionais no tônus postural.

Observamos também que a oscilação postural reduziu somente na postura semi-tandem, por alterar o equilíbrio, o sistema âncora fornece maior estabilidade, induzindo o indivíduo a buscar uma estabilidade ativamente. Há estudos que demonstram quando o indivíduo se sente ameaçado, adotam um controle postural mais rígido, com menor oscilação postural. Mauerberg-Decastro (2003) em seu estudo diminuí a base de suporte, e ocluí a visão, para colocar o indivíduo em uma condição perturbadora, vendo que a âncora pode suprir a demanda da tarefa e apresentar maior benefício, reorientando a postura extraindo informações do meio.

Outro achado do nosso estudo foi que a área da elipse não se modificou de maneira estatisticamente significativa em todas as posturas após o uso do sistema ancora em indivíduos com DP. O toque leve em uma superfície externa pode fornecer informações somatossensoriais adicionais para indivíduos com problemas de equilíbrio (41), além de ajustar os erros entre as entradas sensoriais e os parâmetros de movimento permitindo que comandos motores sejam disparados mais efetivamente (42). Porém, ao oferecer recursos sensoriais adicionais, há grande ativação da via vestibulo-cerebelar em detrimento da via nigro-estriatal para permitir movimentos mais ordenados e precisos (43). Em nosso estudo os indivíduos tinham comprometimento leve da doença, onde a via nigro-estriatal ainda estaria funcionando. Portanto, o uso do sistema âncora poderia ser uma estratégia sensorial adicional para indivíduos com comprometimento grave onde há prejuízo efetivo do controle postural.

Na análise de auto-eficácia, os indivíduos relataram maior segurança e menor percepção da oscilação corporal. Quando ocorre ameaça postural, ocorre um retrocesso, pois modifica a estratégia do SNC, mas ao retornar à posição inicial, o SNC retoma o equilíbrio. Fatores psicológicos como insegurança, medo, ansiedade, desempenham um papel na modificação do controle postural, aumenta a excitação fisiológica, modifica estratégias antecipatória do controle postural, podendo inclinar o tronco.

A avaliação do Controle Postural requer alta complexidade, uma vez que envolve vários sistemas em seu funcionamento. Nosso estudo encontrou relação do sistema ancora com o controle postural no indivíduo com DP na postura semi-tandem, mostrando assim que podemos aumentar os estudos, e o tempo de intervenção para termos resultados mais significativos. A maior dificuldade foi por ser um sistema novo, ter poucos estudos nesta população e o perfil de indivíduos serem de fase inicial da doença. Como sugestão para futuras pesquisas, acreditamos que utilizar o sistema âncora como tratamento em um tempo e frequência pode gerar maior aprendizado motor e menor variabilidade do controle postural em tarefas de alta complexidade.

4.2.6 Conclusão

Nesse estudo, concluímos que o uso agudo do sistema âncora não alterou o comportamento do controle postural em indivíduos com DP, porém houve menor oscilação na postura semi-tandem e maior segurança e percepção de menor oscilação postural.

4.2.7 Referências

1. Kowal, S. L., Dall, T. M., Chakrabarti, R., Storm, M. V., & Jain, A. (2013). The current and projected economic burden of Parkinson's disease in the United States. *Movement Disorders*, 28(3) (2013) 311–318.
2. Dorsey ER, Sherer T, Okun MS, Bloem BR. The Emerging Evidence of the Parkinson Pandemic. *J Parkinsons Dis*. 8(s1) (2018) S3-S8.
3. Jankovic J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 79(4) (2008) 368-376.
4. Tolosa E, Wenning G, Poewe W. The diagnosis of Parkinson's disease. *Lancet Neurol*. 5(1) (2006) 75-86.
5. Faiz KW, Pihlstrøm L. Parkinsons sykdom og parkinsonisme [Parkinson's disease and parkinsonism]. *Tidsskr Nor Laegeforen*. 137(4) (2017) 298.
6. Chou, K. L., Elm, J. J., Wielinski, C. L., Simon, D. K., Aminoff, M. J., Christine, C. W., et al. Factors associated with falling in early, treated Parkinson's disease: The NET-PD LS1 cohort. *Journal of the Neurological Sciences*, 377 (2017) 137–143.
7. Simon DK, Tanner CM, Brundin P. Parkinson Disease Epidemiology, Pathology, Genetics, and Pathophysiology. *Clin Geriatr Med*. 2020 Feb;36(1):1-12. doi: 10.1016/j.cger.2019.08.002. Epub 2019 Aug 24. PMID: 31733690; PMCID: PMC6905381.
8. Delamarre A, Meissner WG. Epidemiology, environmental risk factors and genetics of Parkinson's disease. *Presse Med*. 2017 Mar;46(2 Pt 1):175-181. doi: 10.1016/j.lpm.2017.01.001. Epub 2017 Feb 8. PMID: 28189372.
7. Tysnes OB, Storstein A. Epidemiology of Parkinson's disease. *J Neural Transm (Vienna)*. 124(8) (2017)901-905.
9. Mak MKY., Wong-Yu ISK. Exercise for Parkinson's disease. *Int Rev Neurobiol*. 147 (2019) 1-44.
10. Fujita, K. A., Ostaszewski, M., Matsuoka, Y., Ghosh, S., Glaab, E., Trefois, C., et al. Integrating pathways of Parkinson's disease in a molecular interaction map. *Molecular Neurobiology*, 49(1), (2014) 88–102.
11. Cruz CF, Genoves GG, Doná F, Ferraz HB, Barela JA. People in early stages of Parkinson's disease are able to intentionally reweight the use of visual information for postural control. *PeerJ*. (8), (2020)-8552.
12. Kalia, L. V., & Lang, A. E. Parkinson's disease. *The Lancet*, 386(9996), (2015) 896–912.
13. Terrens AF, Soh SE, Morgan PE. The efficacy and feasibility of aquatic physiotherapy for people with Parkinson's disease: a systematic review. *Disabil Rehabil*. 40(24), (2018) 2847-2856.
14. Castro, E. M., Developing an “Anchor” System to Enhance Postural Control. *Motor Control*, 8, (2004) 339-358, 2004.
15. Costa, A. A. S., et al., Task difficulty has on haptic anchoring during tandem walking in young and older adults. *Neuroscience Letters*, (2017).
16. Jeka, J.J., & Lackner, J.R. Fingertip contact influences human postural control. *Experimental Brain Research*, 100, (1994) 495-502.

17. Lackner, J.R., Rabin, E., Dizio, P. Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. *Experimental Brain Research*, 139, (2001) 454-464.
18. Riley, M.A., Stoffregen, T.A., Grocki, M.J., Turvey, M.T. Postural stabilization for the control of touching. *Human Movement Science*, 18, (1999) 795-817.
19. de Moraes R, Mauerberg-DeCastro E. O uso de ferramenta não-rígida reduz a oscilação corporal em indivíduos idosos. (2009); 10.
20. Freitas, M. de B. Z.; et. al. Intermittent use of an “anchor system” improves postural control in healthy older adults. *Gait & Posture*, 38, (2013) 433-437.
21. Costa AA da S, Manciope PAR, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Haptic informatioprovided by the “anchor system” reduces trunk sway acceleration in the frontal plane during tandem walking in older adults. *Neuroscience Letters*. 1-6, (2015); 609.
22. DIX, M.R.; HALLPIKE, C.S. - The pathology, symptomatology and diagnosis of certain common disorders of the vestibular system. *Proc Soc Med* 45:431-354, (1952).
23. Brintjes TD, Companjen J, van der Zaag-Loonen HJ, van Benthem PP. A randomised sham-controlled trial to assess the long-term effect of the Epley manoeuvre for treatment of posterior canal benign paroxysmal positional vertigo. *Clin Otolaryngol*. 39-44, (2014); 39.
24. Snellen, H. Letterproeven tot Bepaling der Gezichtscherpte. Utrecht, Weyers. 1862.
25. BRUCKI, Sonia M.D. et al. Sugestões para o uso do mini-exame do estado mental no Brasil. *Arq. Neuro-Psiquiatr.*, São Paulo, v. 61, n. 3B, p. 777-781, (2003).
26. Domingos J, Keus SHJ, Dean J, de Vries NM, Ferreira JJ, Bloem BR. The European Physiotherapy Guideline for Parkinson's Disease: Implications for Neurologists. *J Parkinsons Dis*. 499-502 (2018) 8(4).
27. Goetz CG, Tilley BC, Shaftman SR, et al Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. *Mov Disord* 23, (2018) 2129–2170.
28. Fahn, S., et al., Recent Developments in Parkinson's Disease. Florham Park, NJ. 2, (1987) 153-163, 293-304.
29. Escala H&Y: M. M. Hoehn and M. D. Yahr, “Parkinsonism: onset, progression, and mortality.” 17, (1967).
30. Goetz C. G. et al., “Movement Disorder Society Task Force report on the Hoehn and Yahr staging scale: Status and recommendations,” *Mov. Disord*. 19(9), (2004) 1020–1028.
31. Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*. 52(1), (2006), 1-16.
32. Chorin F, Rahmani A, Beaune B, Cornu C. Determination of reliable force platform parameters and number of trial to evaluate sit-to-stand movement. *Aging Clin Exp Res*. 27(4), (2015) 473-482.
33. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther*. Oct;66(10) 1986 1548-50.
34. Freitas Mde B, Mauerberg-deCastro E, Moraes R. Intermittent use of an "anchor system" improves postural control in healthy older adults. *Gait Posture*. 38(3) (2013) 433-437.
35. Effects of the Use of Anchor Systems in the Rehabilitation of Dynamic Balance and Gait in Individuals With Chronic Dizziness of Peripheral Vestibular Origin: A Single-Blinded, Randomized, Controlled Clinical Trial Almir R. Coelho, PhD,a,b Rafaela C. Fontes, BS,b Renato Moraes, PhD,c Camila de G.C. Barros, PhD,a Daniela C.C. de Abreu, PhDa
36. Palluel E., et. al. The Lasting Effects of Spike Insoles on Postural Control in the Elderly. *Behavioral Neuroscience*. 123 (5), (2009) 1141- 1147.
37. Vaillant J., et. al. Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults. *Brain Research Bulletin*. (2008), 18-22.
38. Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ (2005) Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol* 15: (2005) 496–506

39. Minati JO. Avaliação do sistema vestibular e da oscilação do tronco na doença de Parkinson. Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP; 2007.
40. Jobst EE, Melnick ME, Byl NN, Dowling GA, Aminoff MJ. Sensory perception in Parkinson disease. *Arch Neurol*. 1997;54(4):450-4.
41. Baldan AM, Alouche SR, Araujo IM, Freitas SM. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. *Gait Posture*. 2014;40(1):1-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.028. Epub 2014 Jan 30. PMID: 24674637.
42. Naumann M, Magyar-Lehmann S, Reiners K, Erbguth F, Leenders KL. Sensory tricks in cervical dystonia: perceptual dysbalance of parietal cortex modulates frontal motor programming. *Ann Neurol*. 2000 Mar;47(3):322-8. PMID: 10716251.
43. Stenneken P, Prinz W, Cole J, Paillard J, Aschersleben G. The effect of sensory feedback on the timing of movements: evidence from deafferented patients. *Brain Res*. 2006 Apr 21;1084(1):123-31. doi: 10.1016/j.brainres.2006.02.057. Epub 2006 Mar 29. PMID: 16564509.
44. Latash, H. L. Neurophysiological: basis of movement. The Pennsylvania State University: Human Kinetics, 1998.

5 CONCLUSÃO

A partir dos estudos com a âncora háptica, podemos concluir que reduziram a oscilação corporal e melhorou o controle postural em idosos, diminuindo a área da elipse e a velocidade média de oscilação em tarefas de equilíbrio e RMS de aceleração de tronco durante tarefas de caminhada. E em indivíduos com Parkinson, podemos observar uma menor oscilação na postura semi-tandem e uma maior segurança e percepção de menor oscilação postural.

REFERÊNCIAS

COELHO AR, FONTES RC, MORAES R, BARROS CGC, DE ABREU DCC. Effects of the Use of Anchor Systems in the Rehabilitation of Dynamic Balance and Gait in Individuals With Chronic Dizziness of Peripheral Vestibular Origin: A Single-Blinded, Randomized, Controlled Clinical Trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2020 Feb;101(2):249-257. doi: 10.1016/j.apmr.2019.07.012. Epub 2019 Aug 26.

CUEVAS-TRISAN R. Balance Problems and Fall Risks in the Elderly. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2017 Nov;28(4):727-737. doi: 10.1016/j.pmr.2017.06.006.

GĄBKĄ-DEMBAL A, MILANOWSKI J. Choroby wieku starszego oraz potrzeby zdrowotne i społeczne tej populacji. In: Solecki L (eds.). *Problemy ludzi starych i Niepełnosprawnych w Rolnictwie.* Lublin: Instytut Medycyny Wsi; 2004.p.75–80.

KALIA LV, LANG AE. Parkinson's disease. *Lancet.* 2015 Aug 29;386(9996):896-912. doi: 10.1016/S0140-6736(14)61393-3. Epub 2015 Apr 19. PMID: 25904081.

KĘDZIORA-KORNATOWSKA K. Biologiczne aspekty starzenia się organizmu człowieka. In: Kędziora-Kornatowska K, Muszalik M (eds.). *Kompendium pielęgnowania pacjentów w starszym wieku.* Lublin: Wydawnictwo Czelej; 2007.p.3–9.

KOCEMBA J. Biologiczne wyznaczniki starości. In: Panek A, Szarota Z (eds.). *Zrozumieć starość.* Kraków: Oficyna wydawnicza TEXT; 2000.p.107–110.

NOWICKA A. Starość jako faza życia człowieka. In: Nowicka A (ed.). *Wybrane problemy osób starszych.* Kraków: Oficyna wydawnicza „Impuls”; 2006.p.17–25.

PĘDICH W. Gerontologia i geriatria. In: Grodzicki T, Kocemba J, Skalska A (eds.). *Geriatria z elementami gerontologii ogólnej.* Gdańsk: Via Medica; 2007.p.2–5