

DANIELLI SOUZA SPECIALI

Efeitos do treino de marcha em esteira associado a realidade virtual em indivíduos com doença de Parkinson: ensaio clínico randomizado cego

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
Doutor em Ciências

Programa de Fisiopatologia Experimental

Orientadora: Profa. Dra. Julia Maria D Andréa Greve

**São Paulo
2023**

DANIELLI SOUZA SPECIALI

Efeitos do treino de marcha em esteira associado a realidade virtual em indivíduos com doença de Parkinson: ensaio clínico randomizado cego

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
Doutor em Ciências

Programa de Fisiopatologia Experimental

Orientadora: Profa. Dra. Julia Maria D Andréa Greve

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018, de 03 de outubro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

**São Paulo
2023**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Speciali, Danielli Souza

Efeitos do treino de marcha em esteira com e sem realidade virtual em indivíduos com doença de Parkinson / Danielli Souza Speciali. -- São Paulo, 2023.

Tese (doutorado) -- Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Fisiopatologia Experimental.
Orientadora: Julia Maria D Andréa Greve.

Descritores: 1. Doença de Parkinson 2. Marcha
3. Reabilitação 4. Modalidades de fisioterapia
5. Realidade virtual 6. Fenômenos biomecânicos

USP/FM/DBD-483/23

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

Speciali DS. Efeitos do treino de marcha em esteira associado a realidade virtual em indivíduos com doença de Parkinson: ensaio clínico randomizado cego [doutorado]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2023.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr.

Instituição:

Julgamento:

Ao meu esposo, Roberto, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Aos meus pais, Ariovaldo e Adeleide, por todo carinho e dedicação que me oferecem a cada dia. Por muitas das vezes abdicarem seus próprios projetos para que eu pudesse realizar os meus sonhos, sempre me apoiando e incentivando com atitudes e gestos de muito amor. Meu eterno amor e gratidão a vocês.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar à Deus, pela dádiva da vida e pela oportunidade de concluir essa importante etapa da minha vida.

Ao Roberto, meu esposo, amigo e companheiro de todos os momentos. Deu-me força, apoio e carinho. Obrigada por me acolher principalmente nos momentos mais difíceis, me motivando e cuidando de mim. Obrigada por estar ao meu lado.

À minha família, por compreenderem minha ausência em alguns momentos de convívio e torcida para o meu sucesso acadêmico. Em especial, à minha mãe Adeleide, que sempre me motivou com muita sabedoria, me ajudou a superar minhas dificuldades e sempre me incentivou a nunca desistir dos meus sonhos.

À minha querida orientadora, Prof. Dra. Julia Maria D'Andrea Greve, em especial, por acreditar em mim, pelo incentivo e oportunidade para concretização desta pesquisa. Uma profissional notável e dedicada. Obrigada pela paciência, conselhos e compreensão em todos os momentos.

À querida Angélica Castilho Alonso, pela ajuda e incentivo em todas as etapas do desenvolvimento desta pesquisa. Obrigada por pacientemente me auxiliar na análise dos resultados, pelos conselhos pessoais e profissionais. Obrigada pelo carinho e importante incentivo.

As colegas Natalia, Amanda, Liliane, Elaine, Rita e Hilda pelo empenho e ajuda durante as coletas de dados.

A todos os amigos que dividiram minhas ansiedade e expectativas, e em especial, às amigas Milena e Débora, parceiras de profissão, que sempre acreditaram em mim e no meu trabalho. Obrigada pelo apoio.

A todos os pacientes voluntários desta pesquisa que, apesar de suas limitações físicas e sociais, compareceram às terapias e concordaram gentilmente em contribuir para o avanço da ciência no que se refere à busca incessante pelo melhor tratamento para a Doença de Parkinson.

Aos funcionários do Laboratório de Estudo do Movimento (LEM), pela atenção e colaboração para execução desta pesquisa.

Aos funcionários do Laboratório de Estudo de Movimento Einstein (LEME) pelo auxílio no desenvolvimento da pesquisa e coleta de dados.

Ao Centro de Reabilitação do Hospital Israelita Albert Einstein pela oportunidade de realizar a coleta de dados no laboratório de movimento.

À Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, por me proporcionar as condições necessárias para realização desta pesquisa.

“A mente que se abre a uma nova ideia, jamais voltará ao tamanho original”

Albert Einstein

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver)*.

Universidade de São Paulo. Sistema Integrado de Bibliotecas da USP. Sistema Integrado de Bibliotecas da USP; Funaro VMBO, coordenadora; Funaro VMBO, Pestana MC, Dziabas MCC, Garcia EM, Santos MF, Nascimento MM, Cardoso SC. Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP: parte IV (Vancouver). 3. ed. rev. ampl. mod. - - São Paulo: SIBi/USP, 2016. 100 p.: il. -- (Cadernos de estudos; 9).

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

RESUMO

Speciali DS. Efeitos do treino de marcha em esteira associado a realidade virtual em indivíduos com doença de Parkinson: ensaio clínico randomizado cego [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2023.

INTRODUÇÃO: A disfunção da marcha é um dos maiores comprometimentos funcionais em pacientes com Doença de Parkinson (DP). O treino de marcha em esteira (TE) tem mostrado melhora dos parâmetros de marcha e equilíbrio. A realidade virtual (RV) vem sendo inserida como abordagem terapêutica na DP, podendo ser utilizada para treinamento motor. Entretanto, faltam estudos sobre os efeitos do treinamento combinado entre TE e RV sob os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha. **OBJETIVO:** Avaliar o efeito do treinamento de marcha em esteira associado ou não a realidade virtual na doença de Parkinson. **MÉTODOS:** Trinta pacientes com diagnóstico de DP, com idade entre 60 a 79 anos, foram aleatorizados em dois grupos: Treino em Esteira (TE) e Treino Realidade Virtual (TRV). Ambos os grupos foram submetidos a 24 sessões de treinamento (12 semanas) em esteira ergométrica, duas vezes na semana, com sessões de 60 minutos. TRV, realizou treino em esteira ergométrica associado a uma tela de RV usando o jogo Nintendo Wii Fit (NW). Os movimentos dos pacientes foram replicados pelo avatar do jogo e projetados na tela em tempo real. Todos os participantes foram avaliados antes e após treinamento pela Escala Unificada de Avaliação para DP (UPDRS), parte II e III, Avaliação Cognitiva Montreal (MoCA) e análise cinemática e cinética da marcha. As características demográficas e clínicas dos grupos foram comparadas por meio do teste *T Student* e o teste de variância (ANOVA 3-way) foi utilizado entre grupos, sendo adotado valor de $p < 0,05$ como estatisticamente significativo. **RESULTADOS:** Ambos os grupos mostraram melhoras nas escalas UPDRS, na velocidade, cadência, porcentagem de apoio simples e duplo apoio, comprimento da passada e do passo pré e pós intervenção. O TRV mostrou maior ganho na MoCA. Houve melhora da extensão do tronco, aumento da rotação pélvica, da flexão / extensão do joelho no contato inicial, flexão do joelho na resposta à carga, do pico máximo de flexão dos joelhos na fase de balanço, da flexão plantar dos tornozelos no contato inicial e no desprendimento do pé para ambos os grupos. O TRV apresentou melhora com aumento do pico de absorção e de geração do quadril na fase de apoio, e do pico de dorsiflexão no apoio e de geração de potência do tornozelo no pré-balanço. **CONCLUSÃO:** Ambos os treinamentos melhoraram os parâmetros cinemáticos lineares e angulares da marcha em indivíduos com DP, mas o grupo TRV foi melhor no ganho cognitivo e dados cinéticos.

Palavras-chave: Doença de Parkinson. Marcha. Reabilitação. Modalidades de fisioterapia. Realidade virtual. Fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

Speciali DS. Effects of treadmill gait training associated with virtual reality in individuals with Parkinson's disease: a blinded randomized clinical trial [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2023.

Introduction: Gait dysfunction is one of the major functional impairments in patients with Parkinson's Disease (PD). Treadmill gait training (TE) has shown improvement in gait and balance parameters. Virtual reality (VR) has been used as a therapeutic approach in PD and can be used for motor training. However, there is a lack of studies on the effects of combined training between TE and VR on the kinematic parameters of gait. **Objective:** To evaluate the effect of treadmill gait training associated or not with virtual reality on Parkinson's disease. **Methods:** Thirty patients diagnosed with PD, aged between 60 and 74 years, were randomized into two groups: Treadmill Training (TE) and Virtual Reality Training (VRT). Both groups underwent 24 training sessions (12 weeks) on a treadmill, twice a week, with 60-minute sessions. TRV performed training on a treadmill associated with a VR screen using the Nintendo Wii Fit (NW) game. The patients' movements were replicated by the game's avatar and projected onto the screen in real time. All participants were evaluated before and after training using the Unified PD Rating Scale (UPDRS), part II and III, Montreal Cognitive Assessment (MoCA) and kinematic and kinetic gait analysis. The demographic and clinical characteristics of the groups were compared using the Student's T test and the variance test (3-way ANOVA) was used between groups, and a value of $p < 0.05$ was adopted as statistically significant. **Results:** Both groups showed improvements in the UPDRS scales, in speed, cadence, percentage of single and double support, stride length and step length pre and post intervention. TRV showed greater gains in MoCA. There was an improvement in trunk extension, an increase in pelvic rotation, knee flexion/extension at initial contact, knee flexion in response to load, maximum peak flexion of the knees in the swing phase, plantar flexion of the ankles at initial contact and foot detachment for both groups. TRV improved with an increase in peak absorption and generation of the hip in the stance phase, and peak dorsiflexion in stance and ankle power generation in pre-swing. **CONCLUSION:** Both training sessions improved the linear and angular kinematic parameters of gait in individuals with PD, but the TRV group was better in cognitive gain and kinetic data.

Keywords: Parkinson disease. Gait. Rehabilitation. Physical therapy modalities. Virtual reality. Biomechanical phenomena.

LISTAS DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Controle Remoto (Wii Remote™), console do videogame Nintendo Wii e jogo Nintendo Wii Fit Plus utilizados no treinamento..... | 52 |
| Figura 2 - Fluxograma do estudo: 30 pacientes com Doença de Parkinson (DP) foram randomizados em dois grupos | 53 |
| Figura 3 - Calibração dinâmica das câmeras de infravermelho | 55 |
| Figura 4 - Marcadores passivos retro-reflexivos | 56 |
| Figura 5 - Conjunto de marcadores utilizados durante a coleta | 57 |
| Figura 6 - Câmera de infravermelho | 59 |
| Figura 7 - Apontador | 61 |
| Figura 8 - Reconstrução da imagem tridimensional..... | 62 |
| Figura 9 - Marcação do ciclo de marcha usando como referência a posição dos marcadores | 63 |
| Figura 10 - Sequência de captura e processamento dos dados..... | 64 |
| Figura 11 - Plataforma de força e vetores da força de reação ao solo..... | 65 |
| Figura 12 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do tronco durante o ciclo de marcha no plano sagital .. | 66 |
| Figura 13 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática da pelve durante o ciclo de marcha nos três planos de movimento | 67 |
| Figura 14 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do quadril durante o ciclo de marcha nos três planos de movimento | 68 |

| | |
|---|----|
| Figura 15 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do joelho durante o ciclo de marcha no plano sagital .. | 69 |
| Figura 16 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do tornozelo no plano sagital e do ângulo de progressão do pé durante todo ciclo (plano transverso)..... | 70 |
| Figura 17 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade do momento e potência do quadril no plano sagital..... | 71 |
| Figura 18 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade do momento e potência do joelho no plano sagital | 71 |
| Figura 19 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade do momento e potência do tornozelo no plano sagital | 72 |
| Figura 20 - Imagem do jogo Free Run | 74 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Caracterização dos pacientes com DP do grupo treino de marcha em esteira (TE) e grupo treino com realidade virtual (TRV)..... | 76 |
| Tabela 2 - Escalas UPDRS e MoCA dos pacientes com DP do grupo de marcha em esteira ergométrica (TE) e grupo Treino com realidade virtual (TRV) antes e depois do tratamento | 77 |
| Tabela 3 - Variáveis espaço-temporais da marcha pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)..... | 78 |
| Tabela 4 - Variáveis cinemáticas do tronco, pelve, joelho e tornozelo pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV) | 80 |
| Tabela 5 - Variáveis cinéticas do quadril e joelho pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)..... | 81 |
| Tabela 6 - Variáveis cinéticas do tornozelo pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)..... | 82 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---------|---|
| 2MSE | dois erros quadráticos médios |
| CAPPesq | Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa |
| CONSORT | Consolidated Standards of Reporting Trials |
| COP | centro de pressão |
| DASH | Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand |
| DEF | Diretriz Europeia de Fisioterapia |
| DP | Doença de Parkinson |
| FAB-it | Frontal Assessment Battery-Italian version |
| fps | frames por segundo |
| FRS | forças de reação ao solo |
| GDS-15 | Escala de Depressão em Geriatria |
| H&Y | Escala de Hoehn e Yahr Modificada |
| HCFMUSP | Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo |
| ISB | International Society of Biomechanics |
| LED | Diodo Emissor de Luz |
| LEME | Laboratório de Estudo do Movimento do Hospital Israelita Albert Einstein |
| MEEM | Mini Exame do Estado Mental |
| MEEM | Mini Exame do Estado Mental |
| mm | milímetro |

| | |
|--------|---|
| MoCA | Avaliação Cognitiva Montreal |
| NW | Videogame Nintendo Wii Fit |
| PDQ-39 | Questionário de Qualidade de Vida na Doença de Parkinson |
| ReBEC | Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos |
| RV | Realidade virtual |
| SNC | Sistema Nervoso Central |
| SPSS | Statistical Package for Social Science |
| TC6 | Teste de caminhada de 6 minutos |
| TCLE | Termo de Consentimento Livre e Esclarecido |
| TE | Treino de Marcha em Esteira Ergométrica |
| TRV | Treino realidade virtual |
| TUG | Timed-Up-and-Go Test |
| UPDRS | Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson (Unified Parkinson Disease Rating Scale) |

SUMÁRIO

| | | |
|--------------|--|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 21 |
| 2 | HIPÓTESES | 24 |
| 3 | OBJETIVOS | 26 |
| 3.1 | OBJETIVO PRIMÁRIO..... | 26 |
| 3.2 | OBJETIVOS SECUNDÁRIOS | 26 |
| 4 | REVISÃO DE LITERATURA..... | 28 |
| 4.1 | EPIDEMIOLOGIA DA DOENÇA DE PARKINSON | 28 |
| 4.2 | FISIOPATOLOGIA E CLÍNICA DA DOENÇA DE PARKINSON | 28 |
| 4.3 | AVALIAÇÃO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON..... | 30 |
| 4.3.1 | Análise tridimensional da marcha | 30 |
| 4.3.2 | Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson | 32 |
| 4.4 | TRATAMENTOS PARA A DOENÇA DE PARKINSON..... | 35 |
| 4.4.1 | Tratamento fisioterapêutico..... | 35 |
| 4.4.2 | Treino de marcha em esteira..... | 38 |
| 4.3.3 | Realidade virtual aplicada à reabilitação | 40 |
| 4.3.4 | Realidade virtual na doença de Parkinson..... | 43 |
| 5 | MÉTODOS | 47 |
| 5.1 | DESENHO DO ESTUDO | 47 |
| 5.2 | LOCAL DE DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA | 47 |

| | | |
|--------------|---|-----------|
| 5.3 | ESTRUTURAÇÃO DA AMOSTRA | 48 |
| 5.3.1 | Participantes..... | 48 |
| 5.3.2 | CrITÉrios de inclusão | 48 |
| 5.3.3 | CrITÉrios de Exclusão..... | 49 |
| 5.3.4 | Aleatorizao e Cegamento..... | 50 |
| 5.4 | MEDIDAS DE DESFECHO | 50 |
| 5.4.1 | Desfecho Primário | 50 |
| 5.4.2 | Desfecho Secundário..... | 50 |
| 5.5 | MATERIAIS | 51 |
| 5.6 | PROCEDIMENTOS..... | 52 |
| 5.6.1 | Avaliaes funcionais..... | 53 |
| 5.6.2 | Análise tridimensional da marcha | 54 |
| 5.6.2.1 | Calibrao do Equipamento..... | 54 |
| 5.6.2.2 | Dados Antropométricos | 55 |
| 5.6.2.3 | Preparao dos Sujeitos | 55 |
| 5.6.2.4 | Colocao dos Marcadores | 56 |
| 5.6.2.5 | Aquisio de Dados Cinemáticos | 58 |
| 5.6.2.6 | Descrio da Tarefa | 59 |
| 5.6.2.7 | Processamento dos dados cinemáticos | 61 |
| 5.7 | PLATAFORMA DE FORÇA | 64 |
| 5.8 | VARIÁVEIS ANALISADAS..... | 65 |

| | | |
|-------|---|------------|
| 5.9 | INTERVENÇÃO | 72 |
| 5.9.1 | Treino de Marcha em Esteira Ergométrica (TE)..... | 72 |
| 5.9.2 | Treino com Realidade Virtual (TRV)..... | 73 |
| 5.10 | ANÁLISE ESTATÍSTICA..... | 74 |
| 6 | RESULTADOS | 76 |
| 7 | DISCUSSÃO | 84 |
| 8 | CONCLUSÃO | 93 |
| | REFERÊNCIAS | 94 |
| | APÊNDICES | 113 |
| | ANEXOS | 120 |

1 INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) idiopática ou primária é um distúrbio neurodegenerativo que ocorre devido à redução de neurônios dopaminérgicos da substância negra pars compacta do mesencéfalo (Hou et al., 2017). As manifestações clínicas incluem bradicinesia, rigidez muscular do tipo plástica, tremor de repouso e instabilidade postural, gerando impacto negativo na marcha e equilíbrio, aumentando o risco de quedas (Canning; Paul; Nieuwboer, 2014).

As alterações de marcha estão entre os sintomas mais comuns e incapacitantes da DP (Debû et al., 2018; Mirelman et al., 2019), sendo caracterizada pela redução da velocidade, do comprimento do passo, da passada e aumento do tempo de duplo apoio (Blin, Ferrandez, Serratrice; 1991; Morris et al., 1994; Morris et al., 1996; Camicioli et al., 1998; Pistacchi et al., 2017) e diminuição da amplitude de movimento dos membros inferiores, superiores e tronco (Morris et al., 2001; Sofuwa et al., 2005). As alterações de controle postural e equilíbrio têm impacto na marcha, independência e segurança do paciente (Galletly; Brauer, 2005).

A reabilitação física é um componente complementar essencial à terapia medicamentosa e / ou cirúrgica (Fox et al., 2018). Revisões sistemáticas e diretrizes apontam que o tratamento fisioterapêutico é uma estratégia eficaz para melhorar a marcha, função física e qualidade de vida em indivíduos com DP (Tomlinson et al., 2014; Mehrholz et al., 2015; Rogers et al., 2017).

A reabilitação da marcha na DP vem evoluindo para programas mais específicos e intensos, como o treino de marcha em esteira ergométrica (TE). Estudos apontam melhoras como aumento da velocidade, do comprimento do passo, passada e amplitude de movimento do quadril, joelhos e tornozelos durante a marcha. Também mostram melhora da aprendizagem motora dada pelo estímulo das vias motoras corticais (Herman, Giladi, Hausdorff; 2009; Bello et al., 2013; Mehrholz et al., 2015; Luna et al., 2020).

A realidade virtual (RV) também tem sido cada vez mais aplicada à reabilitação de pacientes com lesões neurológicas (Laver et al., 2017). O equilíbrio e a marcha são as habilidades mais investigadas com o uso desta tecnologia (Bruin et al., 2010). A RV permite ao usuário simular situações do mundo real, como tarefas motoras e cognitivas, em um ambiente seguro, multissensorial e multidimensional, no qual o indivíduo pode interagir e receber uma retroalimentação imediata (Porras et al., 2018). Também oferece o maior número de repetições

de tarefas e aumenta a variabilidade de condições de prática (Doyon, 2008; Marinelli et al., 2009; Alice et al., 2009; Stephan et al., 2011).

Porém, as evidências, ainda são insuficientes em relação aos efeitos sobre a marcha e mobilidade funcional em pacientes com DP (Porrás et al., 2018). Faltam dados objetivos e quantitativos (cinéticos e cinemáticos) sobre os efeitos do treino de marcha em esteira, com e sem RV, em pacientes com DP.

O TE associado à RV promove um treinamento com alta demanda e especificidade cognitivo-motora de forma integrada, uso de diferentes estímulos motores e sensoriais (visuais, auditivos e proprioceptivos), que podem ajudar na melhora da marcha na DP.

2 HIPÓTESES

Pergunta: O treinamento de marcha na esteira associado à RV é mais efetivo na melhora dos parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha em pacientes com DP quando comparado ao treinamento na esteira sem RV?

H^0 ou hipótese nula: O programa de treinamento usando esteira associada à RV não altera os parâmetros cinemáticos da marcha de pacientes com DP.

H^1 ou hipótese alternativa: O programa de treinamento usando esteira associada à RV (múltiplos estímulos) melhora os parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha pelo aumento da amplitude de movimento das articulações dos membros inferiores dos pacientes com DP e a mais efetiva que o treinamento sem RV.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO PRIMÁRIO

Comparar dois programas de treinamento de marcha em esteira na DP com e RV associada.

3.2 OBJETIVOS SECUNDÁRIOS

Avaliar o efeito do treinamento de marcha em esteira associado ou não à RV na DP sobre:

- Cinemática e cinética do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital;
- Atividades de vida diária e função motora, pela Escala de Avaliação da Doença de Parkinson (*Unified Parkinson Disease Rating Scale* - UPDRS) seção II e III;
- Habilidades cognitivas visuais, espaciais, executivas, de nomeação, de atenção, de linguagem, de abstração, de evocação tardia e de orientação pela Avaliação Cognitiva Montreal (MoCA).

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 EPIDEMIOLOGIA DA DOENÇA DE PARKINSON

A DP é considerada a segunda doença neurodegenerativa mais comum depois da doença de Alzheimer (Tysnes; Storstein, 2017) e a incidência é 14/ 100.000 habitantes (toda população e 160/100.000 (pessoas 65 anos ou mais), nos países ricos (Ascherio; Schwarzschild, 2016). A prevalência, independente de sexo, raça e condição socioeconômica varia 1-2 casos/ 1000 habitantes (Tysnes; Storstein, 2017), afetando 1% da população com mais de 60 anos (Goede et al., 2001; Marras et al., 2018). No Brasil, há 200 a 250 mil pessoas acometidas, que deve dobrar até 2040 (Kowal et al., 2013). O custo anual de um paciente em São Paulo, nos serviços públicos terciários é aproximadamente U\$5.900,00/ano (Bovolenta et al., 2017).

4.2 FISIOPATOLOGIA E CLÍNICA DA DOENÇA DE PARKINSON

A etiopatogenia da DP ainda é desconhecida e uma complexa interação de fatores de risco genéticos, tóxicos e ambientais têm sido descritos (Anthony; Jemer, 2011; Crosiers et al., 2011; Jankovic; Tan, 2020). Van Maele-Fabry et al. (2012) constataram associação com pesticidas, metais pesados e herbicidas. Zhang et al. (2018) relatam fatores genéticos: autossômicos dominantes, recessivo ou ligadas ao cromossomo X. Os parentes de primeiro grau têm risco de duas a três vezes maior de desenvolver a doença que a população geral (Savica et al., 2016).

Os sintomas motores tornam-se mais evidentes com a perda de terminais dopaminérgicos nos núcleos da base (Marras et al., 2018) e não à redução dos neurônios no sistema nervoso central (SNC) (Goede et al., 2001). Estudos mais recentes, também mostram a diminuição de dopamina nos neurônios da via nigro-estriatal e inclusões intracitoplasmáticas neurais dos núcleos motor dorsal e bulbo olfatório, do locus ceruleus e substância negra pars compacta do mesencéfalo (Scholtissen et al., 2006). Há morte precoce e não programada de

neurônios dopaminérgicos (Hammond; Bergman; Brown, 2007), redução da transmissão sináptica no circuito córtico-basal-tálamo-cortical, principalmente na via indireta, determinando o caráter hipocinético da doença (Brown et al., 2006). Há perda da ação inibitória do segmento lateral do globo pálido sobre o núcleo subtalâmico e uma ação hiper-excitatória do núcleo subtalâmico sobre o segmento medial do globo pálido. O resultado é a redução da ação excitatória do tálamo sobre o córtex motor, comprometendo o processo de preparação do movimento (Brown et al., 2006; Hammond; Bergman; Brown, 2007).

A DP também compromete o sistema colinérgico, responsável por diversas funções incluindo cognição, atenção, marcha e estabilidade postural (Yarnall; Rochester; David, 2011).

A DP é caracterizada pela bradicinesia, rigidez muscular, tremor e instabilidade postural, além dos sintomas não motores, como depressão, ansiedade, distúrbios do sono e fadiga (Kalia; Lang, 2015).

Bradicinesia é a lentidão no planejamento, iniciação e execução dos atos motores voluntários e automáticos, associada à dificuldade na mudança de padrões motores, comprometendo o desempenho das atividades de vida diária (Berardelli et al., 2001), nos movimentos repetidos, simultâneos e fadiga (Helmich, Dirks; 2017; Tarakad, Jankovic, 2017).

A rigidez ou hipertonia plástica é caracterizada por resistência contínua e uniforme ao movimento do membro acometido, configurando o fenômeno da “roda denteada”, com maior acometimento do grupo flexor, levando à postura em flexão do tronco (Hess; Hallet, 2017; Tarakad; Jankovic, 2017).

O tremor de repouso, piora com a marcha, tensão mental e emocional e diminui com a movimentação voluntária do segmento afetado. A frequência varia de quatro a seis ciclos por segundo, nas mãos, com Movimentos alternados de pronação e supinação do punho e flexão e extensão dos dedos (Thenganatt; Jankovic, 2016).

A instabilidade postural é decorrente da perda de reações e ajustes posturais automáticos antecipatório, visto nas mudanças direção durante a marcha e é causa de queda (Kim; Jeon, 2013).

O freezing (congelamento) é a perda abrupta da capacidade de iniciar ou sustentar uma ação motora. É frequente durante a marcha e está relacionado com a dificuldade de iniciar, mudar ou terminar um movimento (Cucca et al., 2016). Pode surgir, com a presença de um

obstáculo (elevação do solo/ passagem estreita) (Rahman et al., 2008; Shine; Naismith; Lewis, 2011; Vercruyse et al., 2014; Fasano et al., 2015; Amboni et al., 2015). O freezing e a instabilidade postural, são responsáveis por aproximadamente 80% das quedas na DP avançada (Bloem et al., 2004).

Sintomas não motores como alterações cognitivas que envolvem funções executivas (Aarsland et al., 2007; Goldman; Sieg, 2020), alterações comportamentais (Duncan et al., 2014), quadros psicóticos (Schneider; Iourinets; Richard, 2017), distúrbios do sono (Videnovic, 2018) e alterações autonômicas também podem estar presentes (Pfeiffer, 2016). Estas manifestações são decorrentes, em grande parte, do envolvimento de estruturas fora do circuito dos núcleos da base como alterações nos circuitos fronto-subcorticais (Sauerbier et al., 2016) e podem estar presentes em 70% dos casos, desde a fase inicial da doença (Chaudhuri et al., 2013).

4.3 AVALIAÇÃO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON

4.3.1 Análise tridimensional da marcha

A marcha é uma sequência de repetições de movimentos dos membros inferiores que move o corpo para frente enquanto simultaneamente mantém a estabilidade no apoio. Um membro atua como um suporte móvel, em contato com o solo enquanto o membro contralateral avança no ar, o conjunto de movimentos corporais se repetem de forma cíclica e os membros invertem os seus papéis a cada passo (Perry, 2005).

A marcha normal exige estabilidade para proporcionar apoio antigravidade para o peso corporal; mobilidade para permitir o movimento suave, conforme os segmentos corporais assumem uma série de posições; controle motor para dar sequência aos múltiplos segmentos, enquanto ocorre a transferência do peso corporal de um membro para o outro; e deve ser otimizada para proporcionar a conservação da energia fisiológica (Rose; Gamble, 1998).

Devido à complexidade desse fenômeno, a avaliação observacional ou qualitativa é insuficiente para identificar com precisão um padrão ou disfunção de movimento (Cappozzo et al., 2005). A compreensão da marcha normal é, portanto, um pré-requisito fundamental para a avaliação de padrões patológicos e condução do tratamento (Kimmeskamp et al., 2001).

A avaliação quantitativa por meio da análise tridimensional da marcha é considerada padrão ouro para caracterizar a locomoção humana (Tao et al., 2012; Baker et al., 2016). É um processo de registrar e interpretar medidas biomecânicas da caminhada, permitindo identificar e esclarecer a causa da alteração da marcha, monitorar o progresso de uma doença ou intervenção, auxiliando na tomada de decisão clínica (Baker et al., 2016). Apresenta alta acurácia, especificidade e reprodutibilidade (Kadaba; Ramakrishnan; Wootten, 1990; Delval et al., 2008).

Baker et al. (2006) destacam quatro motivos para realizar uma análise clínica da marcha: (1) diagnóstico entre entidades patológicas; (2) avaliação da gravidade, extensão ou natureza de uma doença ou lesão; (3) monitorar o progresso na presença ou ausência de intervenção; (4) previsão do resultado da intervenção (ou ausência de intervenção).

A avaliação tridimensional envolve o estudo da cinemática, da cinética e da eletromiografia (Kadaba; Ramakrishnan; Wootten, 1990; Davis et al., 1991; Chau, 2001; Schwartz; Trost; Wervey, 2004; Cappozzo et al., 2005).

A análise cinemática é a descrição do movimento articular nos planos sagital, frontal e transversal por meio do registro de imagens (Harris; Wertsch 1994; Cappozzo et al., 2005; Chiari et al., 2005). Pode ser dividida em cinemática linear (gerando informações de velocidade, comprimento da passada, comprimento do passo, cadência e duração do ciclo e das fases da marcha) (Chien et al., 2006); e cinemática angular (envolve o movimento que ocorre em torno de um eixo de rotação) (Harris; Wertsch, 1994; Whittle et al., 1996).

Para obtenção de dados da cinemática, marcadores esféricos reflexivos superficiais são colados em pontos anatômicos específicos de acordo com protocolos padronizados (Cappozzo et al., 2005; Leardini et al., 2017). A partir da trajetória desses marcadores, obtidos durante a análise da execução de tarefas motoras, a posição e a orientação tridimensionais do segmento corporal são calculadas juntamente com seu movimento relativo, respectivamente deslocamentos e rotações das articulações (Ferrari et al., 2008; Leardini et al., 2009; Leardini et al., 2011). É possível obter ângulos de rotação de cada articulação nos três planos de

movimento: sagital (flexão / extensão), frontal (abdução / adução) e transversal (rotação medial e lateral) durante a execução da marcha (Perry; 2005).

Para análise cinética, plataformas de forças colocadas no centro da pista de marcha são tradicionalmente utilizadas, e permitem mensurar a força de reação do solo (com componente vertical, anteroposterior e médio-lateral), cargas de cisalhamento, torque sobre o eixo vertical e a localização do centro de pressão do corpo. A cinética é o ramo da dinâmica que estuda as forças que produzem, param ou modificam o movimento dos corpos (Harris; Wertsch, 1994; Perry; 2005).

Quando uma força for aplicada a uma certa distância de um eixo de rotação haverá rotação no sentido desta força aplicada, este efeito é chamado de momento de força ou torque. Na marcha existem os momentos internos ou produzidos pelo corpo humano, gerados pela contração muscular, cápsulas e ligamentos; e os momentos externos, que, aplicados ao corpo humano, são gerados pela força de reação ao solo e inércia do movimento (Baker, 2013).

A avaliação eletromiográfica trata-se de um método de registro dos potenciais elétricos de ação de múltiplas unidades motoras. A eletromiografia dinâmica, portanto, é o estudo dos sinais provenientes das contrações musculares durante a atividade muscular, fornecendo informações sobre o momento da atividade muscular e a intensidade relativa desta atividade. Eletrodos de superfície são colocados sob os músculos a serem investigados e o equipamento de eletromiografia frequentemente é acoplado a um computador central de captura, que através de programas específicos, processa os dados e dispõe gráficos de acordo com o ciclo de marcha (Harris; Wertsch, 1994; Rose; Gamble, 1998; Papagiannis et al., 2019), podendo ser relacionados com dados de cinemática e cinética.

4.3.2 Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson

Os distúrbios de marcha estão entre os sintomas mais comuns e incapacitantes da DP e podem estar presentes no estágio inicial da doença (Sofuwa et al., 2005; Tan et al., 2012; Pistacchi et al., 2017; Mirelman et al., 2019).

Os pacientes apresentam um padrão de locomoção caracterizado por redução da velocidade e do comprimento da passada, aumento da duração dos períodos de duplo apoio (Speciali et al., 2013), maior variabilidade dos passos e festinação (Morris et al., 1994; Morris et al., 2001; Galletly; Brauer, 2005; Moore et al., 2008; Combs et al., 2014; Galna et al., 2015; Pistacchi et al., 2017; Mirelman et al., 2019). Além disso, há aumento da flexão do tronco, quadris e joelhos durante o ciclo da marcha, causando redução da amplitude de movimento dos membros inferiores (Morris et al., 2001; Morris; Martin; Schenkman, 2010; Creaby; Cole, 2018).

Acredita-se que os pacientes apresentam diminuição da excursão articular dos membros inferiores por razões biomecânicas, ou seja, para compensar a flexão / anteriorização do tronco (Pistacchi et al., 2017).

O envolvimento proximal dos membros inferiores, manifestado por redução da rotação pélvica, contribui para redução do comprimento da passada e conseqüentemente, da velocidade da passada (Mirelman et al., 2019).

Também há rigidez axial com redução de movimentos associados (por exemplo, balanço dos braços) combinados à dificuldade de mudar de direção e modulação da velocidade de marcha (Lewek et al., 2010; Baron et al., 2018; Mirelman et al., 2019).

A fraqueza muscular, falta de controle motor seletivo, rigidez e instabilidade postural contribuem para a redução da propulsão da marcha, afetando negativamente os parâmetros espaço-temporais da marcha como a velocidade e o comprimento dos passos (Vallabhajosula et al., 2013).

Alguns autores quantificaram parâmetros cinemáticos da marcha de indivíduos com DP fase inicial e idosos saudáveis; e identificaram redução da cadência, da velocidade, do comprimento dos passos, da passada, da duração da fase de apoio e balanço, assim como aumento da duração da passada nos pacientes com DP. Na análise cinemática angular, observou-se redução da amplitude de movimento da pelve no plano sagital, da obliquidade pélvica e da abdução dos quadris, redução da flexão dos joelhos e dorsiflexão dos tornozelos durante todo ciclo. Os autores também destacam que quanto maior acometimento motor (mensurado pela pontuação no UPDRS e Escala de Hoehn e Yahr Modificada (H&Y)) pior o desempenho na marcha (Pistacchi et al., 2017), e em duplas tarefas (Shine et al., 2013; Speciali et al., 2014).

Nos estágios iniciais da doença, os sintomas geralmente são unilaterais (McVey et al., 2009; Pistacchi et al., 2017). A variabilidade da marcha (ou seja, a magnitude das flutuações passo a passo) é maior do que a observada em controles saudáveis pareados pela idade, e o desempenho em tarefas locomotoras complexas também é prejudicado (por exemplo, velocidade angular reduzida das rotações) (Djuric-Jovicic et al., 2017). Além disso, à medida que a deambulação se torna menos automática, muitas alterações na marcha se tornam aparentes ou exacerbadas quando os pacientes são solicitados a caminhar e realizar outra tarefa ao mesmo tempo (Baron et al., 2018).

Alguns autores apontam alta variabilidade nos parâmetros de comprimento da passada e duração do período de duplo apoio devido à dificuldade de controlar uma sequência precisa de movimento. Isso pode ser resultado de uma atividade eletromiográfica inadequada dos músculos dos membros inferiores, causada por dificuldades de coordenar submovimentos ou devido à falta de estímulos internos precisos fornecido pelos núcleos da base. Presume-se que o aumento da variabilidade da marcha, principalmente da duração do duplo apoio, esteja relacionado a déficits no controle de equilíbrio (Djuric-Jovicic et al., 2017).

Em geral, muitas das características espaço-temporais alteradas nos estágios iniciais da doença progridem bilateralmente, de modo que a assimetria diminui e o movimento se torna mais bradicinético com o avançar da doença (Galna et al., 2015). Passos incoordenados, aumento do tempo em permanência em duplo apoio e aumento da cadência tornam-se ainda mais comuns, o movimento dos braços diminui assim como a rotação axial (Vallabhajosula et al., 2013; Knon et al., 2014).

No estágio moderado da doença, as alterações posturais podem contribuir ainda mais para o declínio da marcha, alterando parâmetros cinemáticos. O automatismo motor fica ainda mais prejudicado, resultando em funções motoras fragmentadas, como desfragmentação das voltas (ou seja, girar em bloco) e problemas de início da marcha. O congelamento da marcha e festinação podem aparecer e os pacientes têm um risco aumentado de quedas (Palmerini et al., 2017; Shah et al., 2018).

Em fases avançadas da doença, as alterações da marcha pioram. Além disso, bloqueios na função motora (como congelamento da marcha) tornam-se frequentes, acompanhados de desequilíbrios e falta de controle postural, gerando grave risco de queda. Flutuações motoras e discinesias também estão presentes na maioria dos pacientes e impactam negativamente na

marcha. Há redução da resistência e da força muscular, levando à redução da capacidade motora e à necessidade de dispositivos de assistência ou uso de cadeira de rodas (Rezvanian et al., 2018; Okuma et al., 2018).

Estudos utilizando ressonância magnética estrutural e funcional mostram que pacientes com DP, apresentam atrofia em várias áreas cerebrais, alteração da conectividade cerebral e maior ativação pré-frontal durante a marcha quando comparado a controles saudáveis, refletindo um maior esforço cognitivo, mesmo nos estágios de preparação para marcha (Wang et al., 2016; Li et al., 2018; Gilat et al., 2019).

4.4 TRATAMENTOS PARA A DOENÇA DE PARKINSON

Apesar de importantes avanços obtidos sobre os mecanismos envolvidos na DP, não há evidências de tratamento curativo. O tratamento é eminentemente sintomático, baseado em abordagens farmacológicas, cirúrgicas e fisioterapia (Fox et al., 2018; Grimes et al., 2019).

A seguir, serão abordados os principais aspectos que permeiam o tratamento fisioterapêutico na DP, assim como as evidências do TE e o uso da RV não imersiva por meio de jogos no tratamento desses pacientes.

4.4.1 Tratamento fisioterapêutico

Existem evidências científicas de que o tratamento fisioterapêutico, por meio de diferentes estratégias, pode melhorar as funções motoras e cognitivas dos indivíduos com DP (Tomlinson et al., 2012^a, 2012^b; Petzinger et al., 2013; Tan et al., 2014; Lamotte et al., 2015; Capato et al., 2015).

A literatura aponta que o tratamento fisioterapêutico deve ser instituído logo após o diagnóstico da DP, e o paciente deve ser encaminhado à um profissional experiente (atualizado

e baseado em evidências robustas de tratamento) para avaliação, educação e aconselhamento, incluindo informações sobre exercícios (Capato et al., 2015).

Uma metanálise sobre os efeitos do treinamento de equilíbrio e marcha em pacientes com DP, investigou 25 ensaios clínicos randomizados de qualidade metodológica moderada e mostrou efeitos positivos do treinamento por meio de exercício na melhora do equilíbrio, marcha e redução do número de quedas (Shen; Wong-Yu; Mak, 2016).

Segundo a versão atualizada da Diretriz Canadense para Doença de Parkinson (2019), a fisioterapia específica para indivíduos com DP deve ser oferecida principalmente para pacientes com déficits de equilíbrio e alteração motora. Os autores destacam que os objetivos de tratamento devem incluir reeducação da marcha, melhora do equilíbrio e da flexibilidade, aumento da capacidade aeróbica e força muscular, melhora do início dos movimentos, aumento da independência funcional - com treino de transferências, mobilidade geral e atividades da vida diária - e aconselhamento sobre segurança no ambiente doméstico.

A Diretriz Europeia de Fisioterapia (DEF) para DP foi desenvolvida e atualizada com base nos principais achados de ensaios clínicos randomizados, fornecendo importantes recomendações para a prática clínica. Os autores sugerem cinco áreas centrais da fisioterapia direcionadas para pacientes com DP, sendo capacidade física, transferência, atividade manuais, equilíbrio e marcha (Capato et al., 2015).

No estágio inicial, os objetivos da fisioterapia devem ser: apoio ao autocuidado, prevenção de inatividade e do medo de se mover ou sofrer quedas, melhora da capacidade física (por meio da realização de exercícios ativos para melhorar o equilíbrio, potência muscular, mobilidade articular e capacidade aeróbica), redução da dor e retardar o início de limitações de atividade. Com a progressão da doença, é necessário manter ou melhorar as atividades de transferências, equilíbrio, atividade manuais e marcha; e no último estágio, devem receber cuidados paliativos (Capato et al., 2015).

Vários tipos de intervenção fisioterapêutica são recomendados e descritos na literatura como (1) fisioterapia convencional, (2) treino de marcha em esteira ergométrica, (3) treino de marcha com pistas, (4) estratégias para sequências motoras complexas, (5) massagem, (6) artes marciais e (7) dança (Keus et al., 2007; Keus et al., 2009; Capato et al., 2015). Segundo a DEF, há forte recomendação a favor da fisioterapia convencional (para melhora da velocidade de marcha, da força muscular e as funções de movimento); do treino de marcha em esteira

ergométrica (para melhora da velocidade e do comprimento da passada); do uso de pistas para marcha; das estratégias para sequências motoras complexas e do uso artes marciais como tai chi chuan (para melhora de funções de movimento). E há fraca recomendação a favor do uso de dança e massagem.

Uma revisão sistemática com o objetivo de avaliar a eficácia entre intervenções fisioterapêuticas em pacientes com DP, selecionou 43 ensaios clínicos randomizados, totalizando 1673 participantes, e as intervenções foram classificadas em: fisioterapia geral, exercícios, treinamento em esteira, uso de pistas, dança e artes marciais. Considerando o pequeno número de participantes, as falhas metodológicas, a possibilidade de viés de publicação e a variedade de intervenções, a comparação entre as diferentes técnicas de fisioterapia não pôde ser realizada. Os autores concluem que não há evidências suficientes para apoiar ou rejeitar a eficácia de uma intervenção fisioterapêutica em detrimento de outra no tratamento de indivíduos com DP (Tomlinson et al., 2014).

Outra revisão sistemática de um total de 39 ensaios clínicos randomizados envolvendo 1.827 participantes examinou a eficácia das intervenções de fisioterapia em comparação com nenhuma intervenção (grupo placebo) em pacientes com DP. Os ensaios foram classificados nas seguintes intervenções: terapia por exercício, fisioterapia geral, treinamento em esteira, uso de pistas, dança e artes marciais. Os autores apontam que o benefício da fisioterapia foi encontrado na maioria dos estudos a curto prazo (menor que três meses), e foi significativo para velocidade de marcha, comprimento da passada, teste de caminhada de dois ou seis minutos, questionário de congelamento da marcha, Timed Up & Go, teste de alcance funcional, escala de equilíbrio de Berg e UPDRS. No entanto, nenhuma evidência de diferenças no efeito do tratamento foi observada entre os diferentes tipos de intervenções de fisioterapia (Tomlinson et al., 2013).

Em uma outra revisão sistemática e metanálise com o objetivo de fornecer recomendações de frequência, intensidade, tipo e duração de exercícios para melhora da marcha em pacientes com DP, analisou 40 ensaios clínicos randomizados, totalizando 1656 pacientes. Os autores sugerem que um treinamento específico para marcha deve ser enfatizado, em vez de um programa geral de exercícios. Entretanto, os autores não encontraram informações suficientes sobre frequência e duração do exercício, e apontaram a necessidade de estudos com melhor qualidade metodológica (Ni et al., 2018).

Uma metanálise teve o objetivo de avaliar dez intervenções de exercícios (treinamento de ioga, treinamento de resistência, treinamento aquático, treinamento de Taiji Qigong, treinamento em esteira, treinamento de RV, treinamento de dança musical, treinamento de caminhada, treinamento de ciclismo, treinamento de Baduanjin Qigong) sob a função motora de pacientes com DP. Sessenta ensaios clínicos foram incluídos e o tamanho total da amostra foi de 2859. Os resultados mostraram que a dança pode melhorar significativamente a Escala de Equilíbrio de Berg (BBS) e diminuir significativamente a pontuação no UPDRS; e a ioga pode diminuir significativamente a pontuação Timed-Up-and-Go (TUG) dos pacientes e que treinamento de RV e treinamento de resistência oferecem melhores vantagens do que outras intervenções de exercícios para a função motora (Hao; Zhang; Chen, 2022).

4.4.2 Treino de marcha em esteira

O treinamento em esteira (TE) é usado na reabilitação de pacientes com DP e vem sendo descrito como estratégia promissora e adicional de tratamento para melhora dos parâmetros de marcha. Este treinamento permite a manutenção da velocidade; estimulação sensorial contínua; pistas sensoriais externas; ativação de circuitos neurais geradores de padrão central para marcha; feedback visual e promovem aprendizado motor melhorando o desempenho da marcha (Bello et al., 2012; Pelosin et al., 2017).

A velocidade constante da esteira promove uma estimulação sensorial regular, tornando o passo mais uniforme. A repetição da passada durante a marcha na esteira também pode ativar circuitos neurais que mediam os mecanismos geradores de padrão de marcha. Estes são definidos como circuitos neurais que funcionam independentes do córtex motor e podem produzir movimentos rítmicos (Frenkel-Toledo et al., 2005; Bello et al., 2012).

O TE proporciona um feedback visual que pode auxiliar na manutenção do posicionamento do corpo e no reforço da atenção para a tarefa (Bello et al., 2010).

Um ensaio clínico aleatorizado comparou a eficácia do treinamento em esteira, alongamentos e exercícios de resistência para melhora da velocidade da marcha, força e aptidão física em 67 pacientes com DP. Os autores mostraram que treinamento em esteira de no mínimo 50 minutos promove aumento da velocidade de marcha e melhora do condicionamento

cardiovascular (Shulman et al., 2013). Outro estudo relatou que o treinamento com exercícios aeróbicos melhorou função motora e aprendizado motor em pacientes com DP (Duchesne et al., 2015).

Um estudo avaliou os efeitos de um treinamento em esteira por 24 semanas, com e sem inclinação, na marcha, mobilidade e qualidade de vida de 34 pacientes com DP, H&Y estágios 1,5 ou 2. Os pacientes foram divididos aleatoriamente em grupo de treinamento em esteira (com aumento de velocidade), grupo de treinamento misto em esteira (com aumento da inclinação) e grupo controle. A intervenção consistiu em 72 sessões de exercícios por uma hora durante 24 semanas. As principais medidas de desfecho foram a UPDRS, parâmetros espaço-temporais da marcha e teste de caminhada de 6 minutos. Ambos os grupos de treinamento melhoraram a velocidade, cadência e comprimento da passada e também mostraram melhorias na distância percorrida. Somente o grupo misto melhorou a qualidade de vida (Nadeau; Pourcher; Corbeil, 2014).

Uma revisão sistemática com objetivo de avaliar a eficácia, aceitabilidade e segurança do treinamento em esteira em pacientes com DP, mostrou que o treinamento pode melhorar parâmetros clinicamente relevantes de marcha (como velocidade e comprimento da passada). Entretanto, devido a diferenças metodológicas, não foi possível estabelecer a melhor duração do efeito, frequência, parâmetros de treinamento e duração do TE (Mehrholtz et al., 2015).

Um estudo randomizado controlado avaliou os efeitos do treinamento em esteira no desempenho cognitivo e motor em 16 pacientes com DP leve a moderada. Os pacientes do grupo intervenção receberam doze sessões de 45 minutos de treinamento em esteira: uma sessão por dia, três dias por semana, durante quatro semanas consecutivas. O grupo controle foi submetido a interações sociais regulares, seguindo um programa específico de estilo de vida. Todos os pacientes foram avaliados no início e um mês depois. As medidas de desfecho primárias foram a avaliação frontal – versão italiana (*Frontal Assessment Battery-Italian version* - FAB-it) e o teste de caminhada de 6 minutos (TC6). Na avaliação de um mês, foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em seu desempenho no FAB-it ($p = 0,005$) e no TC6 ($p = 0,018$). Os autores apoiam a hipótese de que o treinamento em esteira pode melhorar efetivamente os recursos cognitivos e motores em pacientes com DP (Picelli et al., 2016).

Alguns autores descrevem que o TE é eficaz na melhora dos distúrbios da marcha e na redução do risco de quedas em pacientes com DP. Os efeitos de curta e longa duração induzidos pelo TE no desempenho da caminhada são afetados especificamente pela frequência do treinamento, possivelmente em relação aos mecanismos de aprendizagem e fadiga (Pelosin et al., 2017).

Um estudo recente mostra que o TE pode promover uma dinâmica de caminhada mais eficiente em pessoas com DP do que o treinamento convencional no solo (Hollman et al., 2020).

O TE com ou sem suporte de peso (pelo menos 20 minutos, duas a três vezes por semana, com aumento progressivo das cargas, por no mínimo 6 semanas) é uma intervenção que melhora os resultados da marcha em pacientes idosos com doença de Parkinson, mas mais estudos são necessários (Luna et al., 2020).

No entanto, a falta de evidências sobre a melhor modalidade de intervenção (por exemplo, número de sessões, intensidade do treinamento) e a falta de medidas confiáveis de acompanhamento em indivíduos com DP dificultam a transferência dos resultados dos estudos para a prática clínica.

4.3.3 Realidade virtual aplicada à reabilitação

A RV surgiu como uma tecnologia de reabilitação para pacientes com disfunções neurológicas. Acredita-se que, assim como outras estratégias de tratamento, a RV pode otimizar o aprendizado motor e plasticidade neural (Ribas et al., 2017; Porras et al., 2018).

É definida como a simulação em tempo real de um ambiente ou atividade com os quais os usuários podem interagir e ser imerso por meio de seus múltiplos canais sensoriais utilizando uma interface computadorizada. A diferença entre ambientes imersivos e não imersivos pode ser melhor esclarecida através do conceito de presença espacial. Presença espacial é definida como “a sensação de estar em um ambiente” (Bruin et al., 2010; Kober; Kurzmann; Neuper, 2012).

Ambientes imersivos em 360° permitem que os participantes se sintam como se estivessem dentro do ambiente, o usuário é transportado predominantemente para o domínio da aplicação, por meio de dispositivos multissensoriais, que capturam seus movimentos e comportamento e reagem a eles (por exemplo, por meio de capacete, caverna e seus dispositivos), provocando uma sensação de presença dentro do mundo virtual como se fosse o mundo real. Já ambientes não imersivos permitem que os participantes vejam o conteúdo como no dispositivo em uso (computador, smartphone ou tablet) mantido e movido. O usuário é transportado parcialmente ao mundo virtual, mas continua a sentir-se predominantemente no mundo real utilizando, por exemplo, monitor comum ou um console, mouse, joystick, teclado que permite a manipulação do ambiente virtual. E interação é a capacidade do indivíduo interagir com os objetos virtuais, por meio de dispositivos que provocam essa sensação (como luvas ou óculos digitais) (Ventura et al., 2019).

Alguns autores descrevem que a RV pode ser uma alternativa à reabilitação convencional, pois facilita a incorporação de princípios de aprendizagem, como feedback multissensorial em tempo real, variação de tarefas, progressão objetiva e treinamento repetitivo orientado a tarefa (Levin; Weiss; Keshner, 2015; Keshner; Fung, 2017). Ao oferecer feedback aumentado sobre o desempenho, possibilitando a prática repetitiva individualizada da função motora e estimulando os processos motores e cognitivos simultaneamente, a RV oferece oportunidades para aprender novas estratégia e habilidades motoras perdidas como resultado de lesão ou doença (Mirelman et al., 2013; Goble; Cone; Fling, 2014).

O ambiente virtual também possibilita a prática de exercícios físicos de forma controlada, padronizada, segura e desafiadora, permitindo também a realização de intervenções personalizadas (Laver et al., 2017).

O treinamento em ambiente virtual pode induzir a reorganização da arquitetura neural (You et al., 2005) e estimular a recuperação das habilidades motoras após dano neurológico (Singh et al., 2013).

Os videogames de última geração utilizam dispositivos capazes de captar os movimentos corporais ou os deslocamentos do centro de pressão (COP) durante os jogos. O registro destas informações é utilizado para o controle de um personagem que é projetado num cenário virtual ou para oferecer a realimentação visual sobre os movimentos realizados pelo jogador (Butler; Willet, 2010).

Os videogames interativos combinam tarefas motoras e cognitivas que são executadas em um ambiente virtual motivador e desafiador (Ribas et al., 2017). Estimulam movimentos complexos e dinâmicos semelhantes aos movimentos exigidos na vida diária (Skjæret-Maroni et al., 2016). Além disso, são baratos, divertidos e podem ser usados em diferentes ambientes. Esses fatores podem ajudar a melhorar a adesão e os resultados da reabilitação (Ribas et al., 2017).

Entre os videogames interativos, os jogos Nintendo Wii Fit Plus® (NW) têm sido considerados como uma intervenção cognitiva motora de baixo custo. Alguns jogos são praticados usando uma plataforma sem fio (Wii Balance Board®) que contém quatro sensores que fornecem cálculos do centro de pressão do jogador em tempo real (Staiano; Flynn, 2014).

A peça central do sistema é o Wii Remote®, um controle remoto sem fio (bluetooth), com sensor acelerômetro tridimensional que capta os movimentos em todas as direções e velocidades. Além disso, possui um sistema de vibração e um pequeno alto-falante, fornecendo uma realimentação tátil e auditiva de movimento, aumentando assim o nível de imersão no ambiente virtual (Wii Balance Board Nintendo, 2011).

Um estudo avaliou os efeitos de um treinamento usando videogame Nintendo Wii Fit sobre o equilíbrio e marcha em um grupo de 10 pacientes com DP, HY estágio 2.5 ou 3, com média de idade de 67 anos. Os sujeitos participaram de sessões de exercícios supervisionados em grupo, três vezes por semana, por oito semanas, praticando três diferentes jogos de tabuleiro Wii ajustados de acordo com o nível de função. Os sujeitos treinaram cada jogo por 10 minutos por jogo, totalizando 30 minutos de treinamento por sessão. Os pacientes foram avaliados por meio da escala de equilíbrio de Berg, índice dinâmico de marcha e o teste de Romberg (olhos abertos e fechados). A oscilação postural também foi avaliada em repouso e com tarefas de rastreamento usando o Wii Balance Board. Os autores observaram que o treinamento melhorou as medidas seletivas de equilíbrio e marcha em adultos com DP. No entanto, nenhuma mudança significativa foi observada no humor ou na confiança em relação ao equilíbrio (Mhatre et al., 2013).

Um estudo controlado randomizado examinou os efeitos do treinamento baseado em RV na melhora da força muscular, da capacidade de integração sensorial e da marcha em pacientes com DP. Trinta e seis indivíduos foram aleatoriamente direcionados para o grupo controle, grupo de exercício baseado em VR utilizando Wii Fit (VRWii) e grupo tradicional (grupo TE)

por 45 minutos, ambos os grupos seguidos de treinamento em esteira por 15 minutos, por 12 sessões em seis semanas. Os participantes do grupo controle não foram submetidos ao programa de exercícios estruturados, mas receberam educação sobre prevenção de quedas. Ambos os grupos VRWii e TE apresentaram melhora na velocidade de marcha, comprimento da passada, avaliação funcional da marcha, força muscular e integração do sistema vestibular em comparação com o grupo controle após o treinamento e após um mês de acompanhamento. O treinamento do VRWii resultou em maior ganho na integração visual, sendo considerado tão benéfico quanto o TE para melhorar as habilidades de caminhada, a capacidade de integração sensorial e a força muscular em pacientes com DP (Liao et al., 2015).

4.3.4 Realidade virtual na doença de Parkinson

Além da fisioterapia convencional, novas estratégias terapêuticas baseadas na abordagem de tarefas orientadas à prática e no feedback visual e auditivo têm mostrado efeitos positivos no tratamento da DP, entre elas destaca-se o treinamento em RV por meio de videogames (Tomlinson et al., 2012b; Tan et al., 2014).

A reabilitação robótica é um campo de aplicação crescente, e acredita-se que a principal vantagem do uso dessa tecnologia é a possibilidade de fornecer treinamento de alta dosagem e alta intensidade. Alguns autores mostraram a viabilidade dessa abordagem para pacientes com DP (Picelli et al., 2013; Abbruzzese et al., 2016).

Jogos de computador baseados em exercícios (exergaming) são uma ferramenta de reabilitação emergente para pessoas com DP. Uma revisão sistemática analisou a segurança, viabilidade e eficácia de jogos de computador baseados em exercícios para DP. Os autores mostram que pacientes com DP foram capazes de jogar os jogos (exergames), gostaram de jogar e mostraram melhoras nos sintomas motores (principalmente equilíbrio). Embora estes jogos sejam viáveis na DP, sua segurança e eficácia clínica ainda são incertas e os autores sugerem a criação de jogos específicos para pessoas com DP (Barry; Galna; Rochester, 2014).

Os jogos oferecem várias opções de alteração do ambiente virtual, nível de dificuldade da tarefa, formas de objetos, cores e, conseqüentemente, adaptação da tarefa específica aos requisitos do usuário. A RV imersiva pode excluir os fatores perturbadores externos e provou

ser eficaz em terapias cognitivas (Maggio et al., 2018), controle da dor (Shahrbanian et al., 2012) e motivação dos idosos. Em pacientes com DP, a RV imersiva pode desempenhar um papel importante no aprendizado da coordenação visomotora (Messier et al., 2007).

Existem alguns estudos sugerindo que os videogames podem promover o treinamento cognitivo-motor integrado com o potencial de melhorar o equilíbrio, o aprendizado motor, a cognição e a independência nas atividades diárias de indivíduos com DP (Tomlinson et al., 2012b; Petzinger et al., 2013; Tan et al., 2014).

Por meio de videogames, os indivíduos podem executar tarefas complexas (movimentos rápidos e de grandes amplitudes, envolvendo todo o corpo, em vez de realizar o movimento em uma única articulação). Além disso, os videogames oferecem feedback auditivo e visual que pode contribuir para o desempenho físico (Mendes et al., 2012; Galna et al., 2014).

Uma revisão sistemática com o objetivo de determinar os efeitos do treinamento em RV na marcha e equilíbrio, incluiu oito estudos envolvendo 263 pacientes com DP. Os autores descrevem que as intervenções de RV e fisioterapia podem ter efeitos semelhantes na marcha, equilíbrio e qualidade de vida. Também encontraram evidências de baixa qualidade de um efeito positivo da RV de curto prazo (de quatro a doze semanas) sobre o comprimento do passo e a passada. Entretanto, os autores ressaltam a necessidade de estudos de alta qualidade metodológica para comprovar os efeitos do treinamento utilizando RV (Dockx et al., 2016).

Um ensaio clínico avaliou os efeitos do treinamento de marcha com RV. Participaram do estudo 37 indivíduos com DP e foram alocados aleatoriamente em um grupo controle submetido ao treinamento convencional (n = 12), um grupo de TE (n = 13) e grupo RV submetido ao treinamento de marcha usando o Xbox™ (n = 12). Os participantes foram avaliados: pré-intervenção, efeito imediato, pós-intervenção e um mês após a última intervenção. A avaliação foi composta pela Escala de HY, pela seção motora da UPDRS e a percepção da qualidade de vida pelo questionário de Qualidade de Vida na Doença de Parkinson (PDQ-39). Para avaliação da caminhada de longa distância, realizou o Teste de Caminhada de 6 minutos, utilizando o sensor inercial G-WALK-BTS e os parâmetros clínicos da Frequência Cardíaca, Pressão Arterial e escala de Borg modificada. Os treinos foram realizados durante quatro semanas, com três sessões por semana, com duração de 20 minutos. Os autores sugerem que o treino com RV isolado, quando utilizado para a melhoria da mobilidade, equilíbrio e

parâmetros espaço temporais da marcha, tem efeito positivo tanto quanto o treinamento em esteira isolado (Melo et al., 2018).

Uma revisão sistemática incluiu 16 artigos totalizando 555 participantes com o objetivo de analisar os efeitos da reabilitação com RV sob os parâmetros de marcha e equilíbrio em pacientes com DP. Os autores relatam que o treinamento de reabilitação com RV pode não apenas atingir o mesmo efeito que o treinamento de reabilitação convencional, mas também apresenta melhor desempenho na marcha e equilíbrio nestes pacientes. Apesar da qualidade dos estudos revisados ter sido considerada baixa, os resultados mostraram efeitos positivos consistentes, e os autores sugerem a realização de ensaios clínicos randomizados multicêntricos com maior rigor metodológico (Lei et al., 2019).

Um ensaio clínico randomizado com objetivo de comparar um programa de reabilitação de RV com um programa de reabilitação convencional avaliou cinquenta e um pacientes com DP. Ambos os programas foram executados por 6 semanas consecutivas, com uma sessão de 40 minutos, três vezes por semana. O grupo RV apresentou aumento na pontuação da escala de equilíbrio de Berg, no índice dinâmico de marcha e diminuição da pontuação na escala *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand* (DASH). Os achados sugerem que a reabilitação é útil na DP, e o programa de reabilitação utilizando RV foi mais eficaz na determinação da melhoria geral do que o programa de reabilitação convencional (Pazzaglia et al., 2020).

Apesar de diversos estudos relatarem efeitos positivos do treinamento com RV em pacientes neurológicos (Barry; Galna; Rochester, 2014; Darekar et al., 2015; Dockx et al., 2016; Laver et al., 2017; Porras et al., 2018; Casuso-Holgado et al., 2018; Cavalcante Neto et al., 2019), ainda não há diretrizes sobre o treinamento em ambiente virtual para reabilitação da marcha. Há falta de consenso sobre os programas ideais de intervenção (por exemplo, dosagem e tarefas) e sobre os efeitos reais do treinamento com RV.

Há inúmeros estudos evidenciando resultados positivos sobre as funções motoras, cognitivas e funcionais em pacientes com DP, entretanto, nenhum trabalho mostrou os efeitos do treinamento utilizando o videogame NWFP para treino específico de marcha em pacientes com DP (Herz et al., 2013; Negrini et al., 2017; Pazzaglia et al., 2020).

5 MÉTODOS

5.1 DESENHO DO ESTUDO

Trata-se de um ensaio clínico, de grupos paralelos, cego e aleatorizados. O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa (CAPPesq) da Diretoria Clínica do HCFMUSP, número do parecer 877.609 (Anexo A). A pesquisa também foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Israelita Albert Einstein, instituição coparticipante (Anexo B). E, posteriormente, registrado no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (ReBEC) sob o protocolo RBR-7pcn85 (Anexo C).

Todo estudo foi desenvolvido com base no *Consolidated Standards of Reporting Trials* (CONSORT) para relatar intervenções não farmacológicas.

Todos os participantes foram devidamente informados sobre os procedimentos e etapas da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Anexo D).

5.2 LOCAL DE DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

As intervenções do estudo foram realizadas no Laboratório de Estudo do Movimento do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP) localizado à Avenida Dr. Arnaldo, 455 - Cerqueira César – São Paulo.

As avaliações ocorreram no Laboratório de Estudo do Movimento do Hospital Israelita Albert Einstein (LEME), sito à Av. Albert Einstein, 627, bloco D, 2º andar - Morumbi, São Paulo.

5.3 ESTRUTURAÇÃO DA AMOSTRA

O cálculo amostral foi realizado utilizando a UPDRS – parte III (Anexo E). A escala foi selecionada por mostrar-se sensível para detectar mudanças no desempenho motor (Goetz et al., 2004; Schrag et al., 2006; Shulman et al., 2010). A média adotada com base em estudo piloto com pacientes no mesmo estágio de evolução da DP, com as mesmas características do presente estudo, foi de 18 pontos, com desvio padrão de 3, considerando-se 4 pontos como diferença entre o treino controle e o experimental. Sendo assim, para um nível alfa de 0,05 e poder estatístico de 90% ($\beta = 0,10$) obteve-se um número igual a 24 pacientes (12 por grupo). Optou-se em aumentar a amostra para compensar possíveis perdas de pacientes, sendo assim recrutamos 15 pacientes por grupo.

5.3.1 Participantes

Foram recrutados 40 pacientes com DP oriundos do Departamento de Neurologia do HCFMUSP. Destes, 10 não cumpriram os critérios de inclusão. Portanto, participaram do estudo 30 pacientes.

O período de recrutamento dos pacientes para o estudo foi de três anos. Este ensaio clínico iniciou a coleta de dados com os pacientes em setembro de 2015 e finalizou em novembro de 2018.

5.3.2 Critérios de inclusão

- Pacientes diagnosticados com DP idiopática, de acordo com o critério diagnóstico do *United Kingdom Parkinson's Disease Society Brain Bank* (Hughes et al., 1992);
- Faixa etária entre 60 a 79 anos;

- Pacientes deambuladores comunitários com marcha independente (capazes de andar mais de 10 metros);
- Pacientes classificados entre 1 a 2,5 pela escala de Hoehn & Yahr (HY) modificada (Hoehn; Yahr, 1967) (Anexo F);
- Pacientes em tratamento com levodopa e/ou seus sinergistas estável e com dose diária otimizada por pelo menos quatro semanas antes de iniciar o estudo;
- Mini Exame do Estado Mental (MEEM) com pontuação superior ou igual à 24 (ausência de deficiência cognitiva) (Folstein; Folstein; McHugh, 1975) (Anexo G);
- Escala de Depressão em Geriatria (GDS-15) com pontuação abaixo de seis (ausência de depressão) (Almeida; Almeida, 1999) (Anexo H);
- Acuidade visual normal ou corrigida;
- Boa acuidade auditiva;
- Ausência de cirurgias ortopédicas anteriores;
- Sem comorbidades ou outras condições médicas pré-existentes não-controladas (diabetes mellitus, hipertensão arterial, pneumopatia e cardiopatia);
- Ausência de outras doenças neurológicas ou ortopédicas agudas associadas;
- Sem história de alcoolismo;
- Estabilidade quanto ao uso da medicação anti-parkinsoniana nas 4 semanas anteriores ao estudo.

5.3.3 Critérios de Exclusão

- Não conseguir realizar o treinamento em esteira (freezing) ou não ter condições de frequência do programa.

5.3.4 Aleatorização e Cegamento

Depois de incluídos na pesquisa, os voluntários foram divididos aleatoriamente em dois grupos: Grupo Treino de Marcha em Esteira Ergométrica (TE) e Grupo Treino Realidade Virtual (TRV). O método utilizado para gerar a sequência aleatória foi o embaralhamento de envelopes.

Para garantir a ocultação de alocação dos participantes, envelopes sequenciais opacos e selados contendo os nomes dos grupos foram utilizados. Um integrante do LEME, que não fez parte da pesquisa, fez a escolha do envelope após a voluntária ter passado pela avaliação inicial.

O profissional responsável pela aplicação das escalas / testes e exame de marcha foi cego quanto ao tipo de tratamento aplicado, porém, devido à natureza da intervenção, não foi possível que os fisioterapeutas envolvidos no tratamento fossem considerados cegos.

5.4 MEDIDAS DE DESFECHO

5.4.1 Desfecho Primário

As medidas de desfecho primário foram: UPDRS – seção III, cinemática linear (parâmetros de velocidade, cadência, comprimento dos passos, porcentagem de permanência em apoio simples) e cinemática angular (amplitude de movimento em graus das articulações do tronco, quadris, joelhos e tornozelos nos planos sagital, frontal e transversal) medidos imediatamente após o término do programa de treinamento.

5.4.2 Desfecho Secundário

As medidas de desfecho secundário foram: Cinética (momento e potência calculados para quadris, joelhos e tornozelos), MoCA (Anexo I) e UPDRS – seção II.

5.5 MATERIAIS

Para as avaliações e intervenções foram utilizados os seguintes materiais:

- Balança antropométrica;
- Paquímetro (consiste em uma régua graduada, com encosto fixo, sobre a qual desliza um cursor, sendo usado para medir as dimensões lineares dos segmentos corporais);
- Trena;
- Álcool etílico hidratado;
- Fita adesiva dupla face;
- Fita adesiva do tipo transpore®;
- Caneta dermatográfica;

Para as intervenções, foram utilizados os seguintes materiais:

- Projetor multimídia (Samsung® modelo SP-M200S);
- Tela para projeção de 1,5 m por 1,5 m (Visograf®);
- Esteira ergométrica (Inbramed);
- Wii Remote™ Plus (Figura 1);
- Console do videogame Nintendo® Wii Fit;
- Programa Nintendo Wii Fit™ Plus®.

Figura 1 - Controle Remoto (Wii Remote™), console do videogame Nintendo Wii e jogo Nintendo Wii Fit Plus utilizados no treinamento

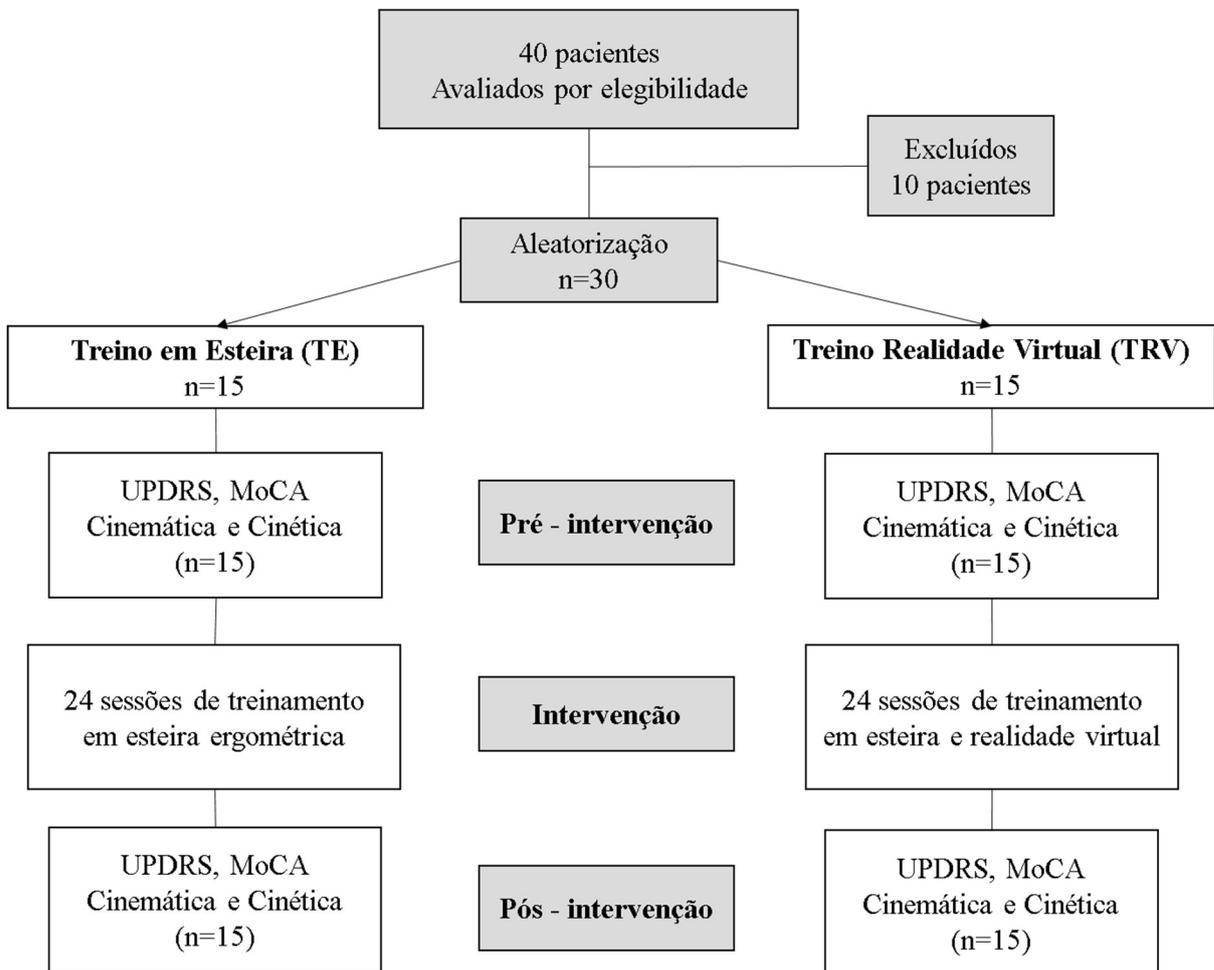


Fonte: Acervo da autora, 2023.

5.6 PROCEDIMENTOS

O fluxograma a seguir, segundo o CONSORT, esquematiza os testes e avaliações que foram realizadas antes e após o treinamento (Figura 2).

Figura 2 - Fluxograma do estudo: 30 pacientes com Doença de Parkinson (DP) foram randomizados em dois grupos



Legenda: O grupo Treino de Marcha em Esteira Ergométrica (TE) realizou 24 sessões de treinamento de marcha em esteira ergométrica sem a utilização do Nintendo Wii Fit (NW), enquanto o grupo Treino Realidade Virtual (TRV) realizou 24 sessões de treinamento de marcha com a utilização de esteira ergométrica e NWF. Ambos os grupos foram avaliados antes e depois do treinamento. Os instrumentos de avaliação utilizados foram: (1) seção II e III da Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS); (2) Montreal Cognitive Assessment (MoCA); (3) cinemática linear e angular da marcha e (4) cinética da marcha.

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

5.6.1 Avaliações funcionais

Para realização das avaliações, os indivíduos foram previamente agendados em uma única sessão para análise tridimensional da marcha e aplicação das escalas de avaliação. Os

pacientes foram orientados a não interromperem suas medicações, e as avaliações ocorreram durante o período de efeito da medicação dopaminérgica (fase on da medicação), no mesmo período do dia. Também foram orientados a comparecer com trajas leves (shorts e top para as mulheres e shorts para homens).

Inicialmente os pacientes foram avaliados pela UPDRS – seção II e III, MoCA, e logo em seguida, foram encaminhados para realização do exame de marcha.

As avaliações foram realizadas por um mesmo fisioterapeuta especialista em neurologia e com experiência em análise biomecânica da marcha. Os pacientes foram instruídos a não comentar com o avaliador quaisquer detalhes da intervenção que receberam ao final do estudo.

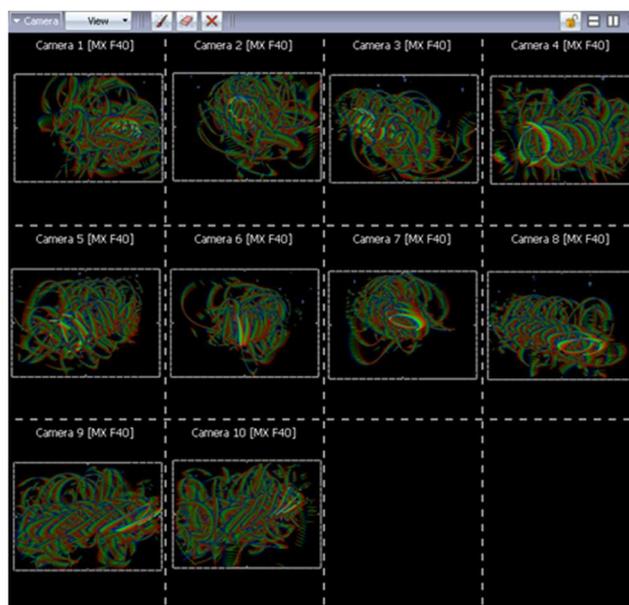
Todas as avaliações foram feitas antes e depois das intervenções, e o tempo médio de realização das avaliações foi de três horas.

5.6.2 Análise tridimensional da marcha

5.6.2.1 Calibração do Equipamento

A cada dia de coleta, foi realizada a calibração do sistema Vicon®. Para determinar as coordenadas de referência do laboratório (X, Y e Z) foi utilizada uma estrutura metálica em forma de “L” (contendo 4 marcadores de 25 mm), sendo colocada no centro da área de coleta. Logo após, iniciou-se a calibração dinâmica. Uma haste metálica em forma de “T” (com 5 marcadores de 14 mm) foi utilizada para a varredura do volume da área de captura. A haste foi movida em todos os planos dentro do mesmo volume, gerando dados de localização e orientação das câmeras dentro do mesmo volume (Figura 3). Foram aceitos erros de desvio-padrão menores que 1 mm.

Figura 3 - Calibração dinâmica das câmeras de infravermelho



Fonte: Acervo da autora, 2023.

5.6.2.2 Dados Antropométricos

Inicialmente os indivíduos foram submetidos ao protocolo de mensurações antropométricas solicitadas pelo sistema Vicon® para a realização do exame tridimensional de marcha, composto de altura, peso, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores, comprimento dos membros inferiores, diâmetro dos joelhos e tornozelos e a mensuração da torção tibial. A descrição do protocolo de medidas antropométricas encontra-se no Anexo I.

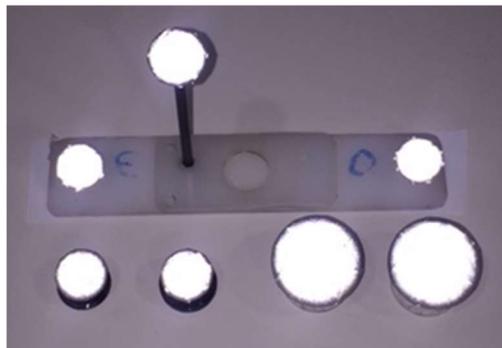
5.6.2.3 Preparação dos Sujeitos

Todos os voluntários utilizaram top e shorts para as mulheres e shorts para os homens para facilitar a colocação dos marcadores, bem como a leitura dos mesmos pelas câmeras. A pele foi limpa com algodão e álcool 70% para melhor fixação dos marcadores.

5.6.2.4 Colocação dos Marcadores

Os marcadores (Figura 4) são esferas de poliestireno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla face e posteriormente na pele do sujeito. Seu formato permite que a luz seja refletida em todas as direções, não importando a posição, uma vez que ela permaneça no campo de visão do conjunto de câmeras utilizado e, por serem de composição leve, não causam incômodo, nem dificultam os movimentos.

Figura 4 - Marcadores passivos retro-reflexivos



Fonte: Acervo da autora, 2023.

Quarenta marcadores esféricos retro-reflexivos (12 e 25 mm de diâmetro) foram fixados com dupla face (3M®) em pontos anatômicos específicos (Figura 5), que serviram de referência para o sistema de captura de análise do movimento.

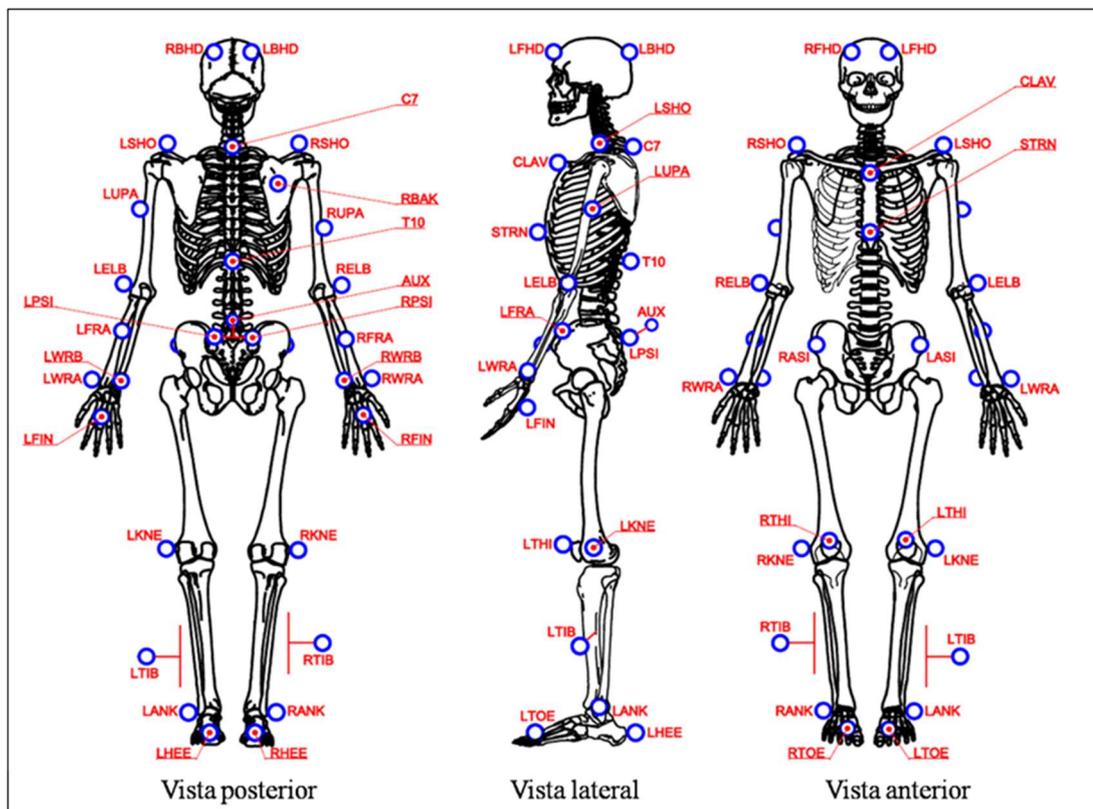
Foram posicionados sobre o manúbrio, processo xifóide, escápula direita, acrômios, sétimo processo espinhoso cervical, décimo processo espinhoso torácico, espinhas ilíacas pósterio-superiores, região anterior da coxa, epicôndilo femoral lateral, face lateral da base da patela, crista da tíbia, maléolo lateral, região entre 2° e 3° metatarsos e calcâneo. Este conjunto de marcadores foi baseado no modelo biomecânico VICON® – Plug in Gait, usado para estimar a posição dos centros articulares e estimar a posição dos centros articulares, e calcular a

cinemática tridimensional das articulações do ombro, cotovelo, punho, tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo (Kadaba; Ramakrishnan; Wootten, 1990; Davis et al., 1991).

Foi utilizado um cluster (três marcadores dispostos de maneira não-colinear fixados em uma base rígida de polipropileno) na região posterior da pelve (RPSI, LPSI e AUX). Este cluster foi fixado na base do sacro (tendo como referência o posicionamento das espinhas ilíacas póstero-superiores), contendo os marcadores de maneira a formar um triângulo.

A colocação dos marcadores foi realizada por um mesmo examinador experiente.

Figura 5 - Conjunto de marcadores utilizados durante a coleta



Fonte: Acervo da autora, 2023.

Foram posicionados sobre cabeça (RFHD, LFHD, RBHD, LBHD), manúbrio (CLAV), processo xifóide (STRN), escápula direita (RBAK), acrômios (RSHO, LSHO), sétimo processo espinhoso cervical (C7), décimo processo espinhoso torácico (T10), úmero (RUPA, LUPA),

epicôndilo lateral do úmero (RELB, LELB), rádio (LFRA, RFRA), processo estilóide do rádio (RWRA, LWRA), processo estilóide da ulna (RWRB, LWRB), 3º metacarpo (RFIN, LFIN), espinhas ilíacas postero-superiores (LPSI, RPSI, AUX), epicôndilo femoral lateral (RKNE, LKNE), face lateral da base da patela (RTHI, LTHI), crista da tíbia (RTIB, LTIB), maléolo lateral (RANK, LANK), região entre 2º e 3º metatarsos (RTOE, LTOE) e calcâneo (RHEE, LHEE).

Este conjunto de marcadores foi baseado no modelo biomecânico VICON® – Plug in Gait, usado para estimar a posição dos centros articulares e calcular a cinemática tridimensional das articulações do ombro, cotovelo, punho, tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo (Kadaba; Ramakrishnan; Wootten, 1990; Davis et al., 1991).

5.6.2.5 Aquisição de Dados Cinemáticos

Para a aquisição dos dados da cinemática o sistema Vicon MX 40 (Oxford Metrics Group; UK) constituído por 10 câmeras de infravermelho de frequência máxima de 2000 frames por segundo (fps) foi empregado. O sistema utiliza quatro componentes: refletor, emissor, meio e receptor.

Os refletores, também chamados de marcadores, foram dispostos na pele do paciente em pontos estratégicos (representados por projeções ósseas) de tal maneira que formem planos. A posição destes planos no espaço é comparada conforme o movimento dos segmentos entre si e em relação a um sistema de coordenadas pré-estabelecido fixo ao laboratório.

Faz parte do equipamento um sistema de visão composto de 10 câmeras (Figura 6) emissoras de luz infravermelha, que refletem os marcadores. O emissor de infravermelho, incluído nas câmeras, possui LEDs (Diodo Emissor de Luz) que circundam a lente da câmera. O formato esférico dos marcadores permite que a luz seja refletida em todas as direções, desde que esteja no campo de visão do conjunto de câmeras.

Figura 6 - Câmera de infravermelho



Fonte: Acervo da autora, 2023.

O receptor é uma câmera de espectro de resposta sensível ao infravermelho (450 nm de pico). A câmera varre vários pontos para obtenção das imagens tridimensionais em uma área pré-determinada. Dessa forma, emissor e receptor cobrem sempre uma mesma área.

Cada câmera varre vários pontos no espaço, supervisionando uma área pré-determinada, sendo que serão necessárias duas câmeras para a obtenção de imagens tridimensionais (3D) com a posição de cada marcador no espaço. Um número maior de câmeras garante a captação em situações em que haja obstrução de outra, durante a marcha.

Todas as câmeras são conectadas a um computador com placas para o tratamento do sinal de vídeo e demais equipamentos chamados Vicon Integrated Workstation®. Este possui placas com diversas funções: circuito de temporização/ controle; circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras.

5.6.2.6 Descrição da Tarefa

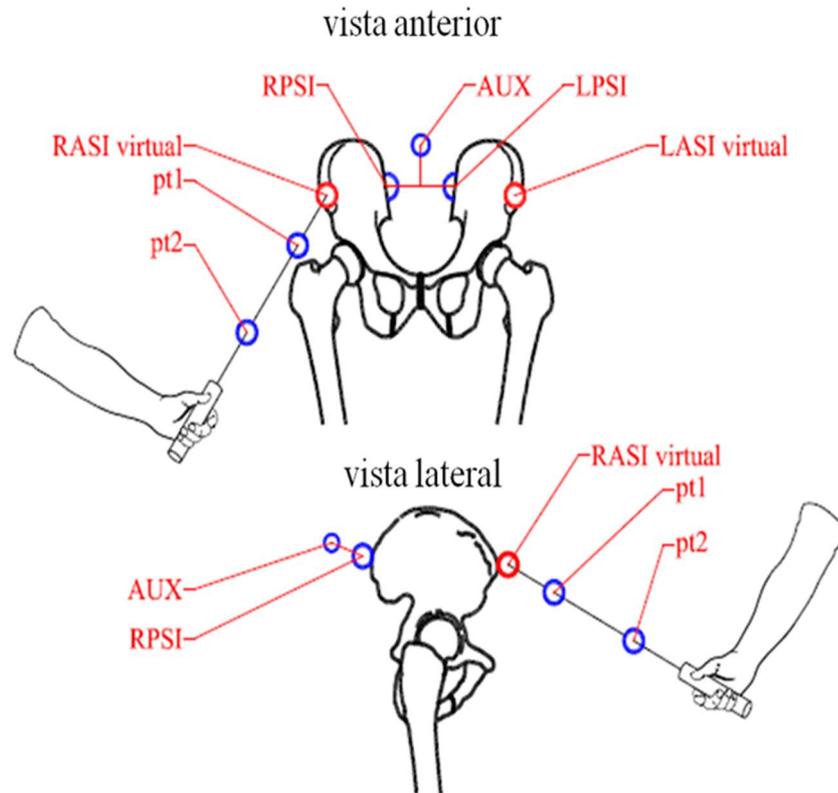
Inicialmente o voluntário foi posicionado ao centro da área de coleta e permaneceu na posição estática por 5 segundos para leitura e reconhecimento dos marcadores.

Os marcadores localizados sobre as espinhas ilíacas anterossuperiores são essenciais para determinar os centros articulares e a sequência de cálculos para cinemática dos membros inferiores. Quando estes marcadores são ocluídos (parcial ou totalmente) ou não estão posicionados exatamente sobre as espinhas ilíacas anterossuperiores durante a coleta, a cinemática não pode ser determinada. Esta oclusão comumente ocorre devido às características morfológicas dos sujeitos que podem apresentar maior quantidade de tecidos moles ao redor do abdome (Cappozzo et al., 1995). Portanto, para minimizar possíveis oclusões e erros no posicionamento durante a captura, optou-se pela utilização do apontador (haste de 260 mm contendo três marcadores de 25 mm, sendo dois retro reflexivos e um incapaz de ser visualizado pelas câmeras).

Após a captura estática inicial, foi realizada a captura do apontador. A ponta da haste, que se encontra em uma distância conhecida de 260 mm, foi posicionada sobre a espinha ilíaca ânterossuperior esquerda e direita sucessivamente. Assim, através de cálculos matemáticos tendo como base os marcadores do apontador (pt 1 e pt 2) e os três marcadores colocados na região posterior da pelve (cluster), foram criados dois pontos virtuais representando a localização exata das espinhas ilíacas anterossuperior direita e esquerda (RASI e LASI respectivamente) (Figura 7).

Uma vez realizadas a captura estática e do apontador, o paciente foi orientado a deambular em uma pista demarcada no solo de 1,5 x 4,0 metros em velocidade auto selecionada por no mínimo 10 vezes.

Figura 7 - Apontador

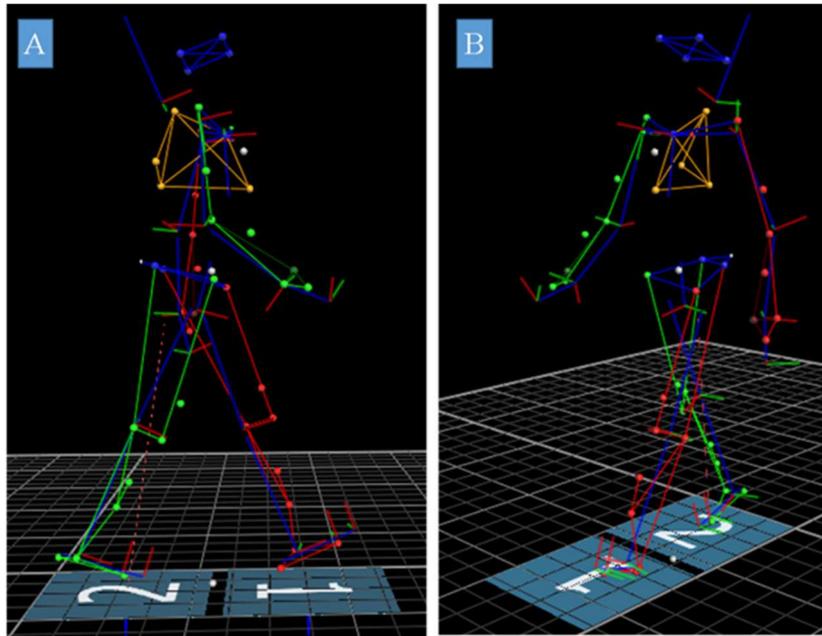


Fonte: Speciali, 2012.

5.6.2.7 Processamento dos dados cinemáticos

Uma vez armazenados na memória de vídeo, os dados foram transferidos para um segundo computador de propósito geral. Neste, um software próprio, Vicon-Nexus® (versão 1.5.1) foi utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos marcadores através de um modelo biomecânico e diversos algoritmos matemáticos (VICON®, 2002) (Figura 8).

Figura 8 - Reconstrução da imagem tridimensional



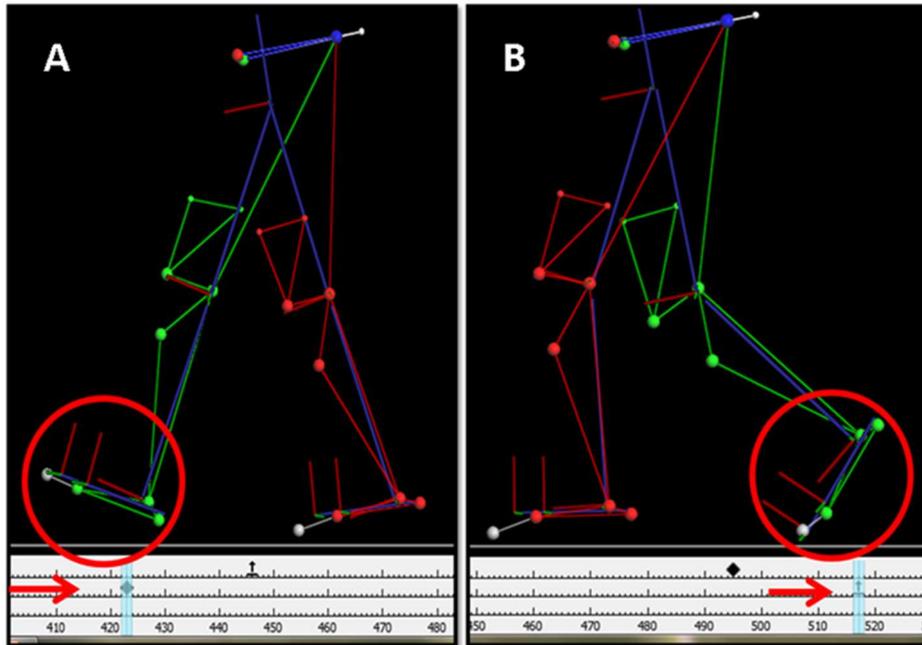
Legenda: (A) vista lateral, (B) vista oblíqua.

Fonte: Acervo da autora, 2023.

Os dados cinemáticos tridimensionais das articulações da cabeça, ombro, cotovelo, punho, tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo foram processados, por meio do software Nexus®, e transformados em gráficos relacionados a posição angular em função do tempo, em concordância com as recomendações da *International Society of Biomechanics* (ISB).

Após a reconstrução do modelo biomecânico foi feita a marcação dos ciclos de marcha. O ciclo foi marcado tendo como referência o contato inicial (observando o momento em que o marcador LHEE / RHEE toca o solo) e a liberação do pé (trajetória do marcador LTOE / RTOE). Em seguida foi aplicado um filtro Woltring, passa baixa de quarta ordem com a frequência de corte estabelecida em 6 Hz às trajetórias dos marcadores, com dois erros quadráticos médios (2MSE) às trajetórias dos marcadores, para reduzir os ruídos decorrente de movimentação de tecidos moles durante o ciclo de marcha (Figura 9).

Figura 9 - Marcação do ciclo de marcha usando como referência a posição dos marcadores



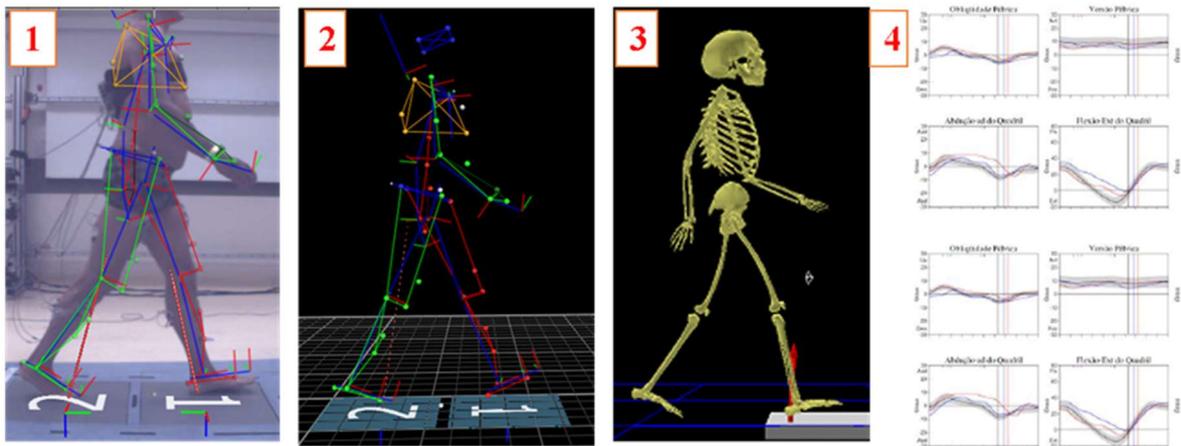
Legenda: A – Representa o contato inicial do membro inferior direito; B – Representa a liberação do pé à direita.

Fonte: Acervo da autora, 2023.

A cada percurso realizado na pista de coleta foram selecionados os ciclos de marcha. Cada ciclo foi transformado em gráfico relacionando a posição angular de cada segmento em função do tempo. Após verificarmos o resultado dos gráficos, um ajuste final foi realizado no eixo do joelho quando necessário. Este procedimento teve como objetivo minimizar movimentos de valgo e varo causados por deformação de tecidos moles sob o marcador KNEE.

Através da análise das consistências gráficas de cada paciente foram excluídos os ciclos correspondentes às fases de aceleração e desaceleração, ciclos que apresentassem valores anormais, devido à vibração de marcadores e ciclos que se afastasse da consistência gerada para cada percurso (Figura 10). Após esta análise dos ciclos representativos, foram selecionados seis ciclos de maneira aleatória. Os dados foram exportados para a planilha do Microsoft Excel®.

Figura 10 - Sequência de captura e processamento dos dados



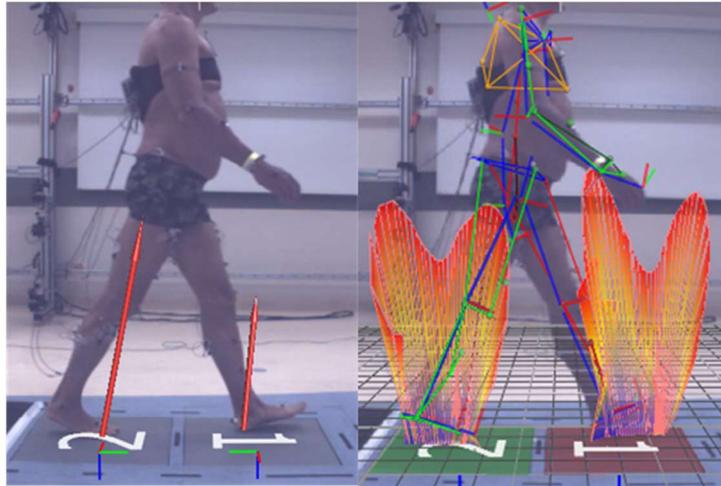
Legenda: 1-captura de dados cinemáticos; 2- cálculo do modelo biomecânico; 3- reconstrução dos ossos e articulações; 4-gráficos cinemáticos.

Fonte: Acervo da autora, 2023.

5.7 PLATAFORMA DE FORÇA

A mensuração das forças de reação ao solo (FRS) foi realizada com duas plataformas de força AMTI, modelo OR6-6-2000 colocadas no centro da pista de marcha. Esta consiste em uma plataforma rígida suspensa sobre transdutores que medem a deformação ou piezelétricos fixados com medidores de deformação. Como em cada canto existem três sensores dispostos em ângulos retos (ortogonais) em relação aos outros, as forças de carga vertical e de cisalhamento horizontais nas direções ântero-posterior e médio-lateral são medidas. Por meio do processamento adicional destes dados, os momentos rotatórios relacionados, os centros de pressão e os vetores de FRS (Figura 11) serão determinados (Perry, 2005).

Figura 11 - Plataforma de força e vetores da força de reação ao solo



Fonte: Acervo da autora, 2023.

É essencial que o pé testado toque completamente a plataforma enquanto o outro permanece fora da placa durante a passada, porém é importante que o indivíduo o faça como um evento natural (Rydell, 1966; Charnley; Pusso, 1968; Wong; Sangeux; Baker, 2010).

A plataforma mensura três componentes ortogonais da força nos eixos X, Y e Z e os momentos dos três eixos, produzindo um total de seis saídas. Todas as informações foram sincronizadas com a captura da cinemática e os dados foram gerenciados pelo sistema VICON e pelo software Nexus. Foi utilizado no presente estudo os momentos e potências articulares das articulações dos quadris, joelhos e tornozelos.

5.8 VARIÁVEIS ANALISADAS

As variáveis da cinemática linear analisadas foram:

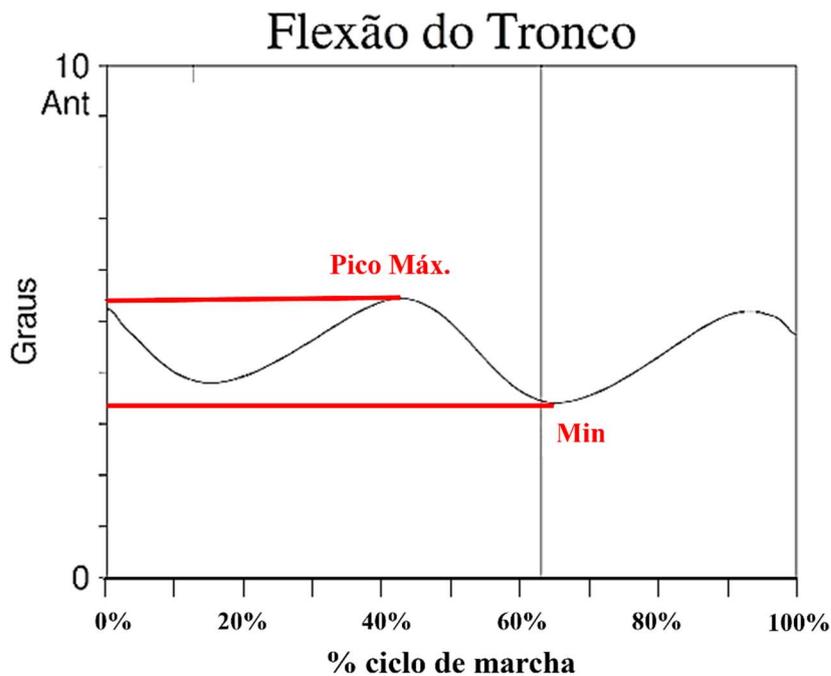
- Velocidade, mensurada em metros por segundos;
- Comprimento da passada do ciclo de marcha, mensurada em metros;
- Comprimento do passo do ciclo de marcha, mensurada em metros;

- Cadência, mensurada em passos por minuto;
- Porcentagem de permanência em apoio simples;
- Porcentagem de permanência em duplo apoio.

As variáveis da cinemática angular foram:

- Tronco: Amplitude de movimento máxima e mínima do tronco durante todo ciclo de marcha e a média de flexão do tronco no plano sagital, em graus (Figura 12);

Figura 12 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do tronco durante o ciclo de marcha no plano sagital



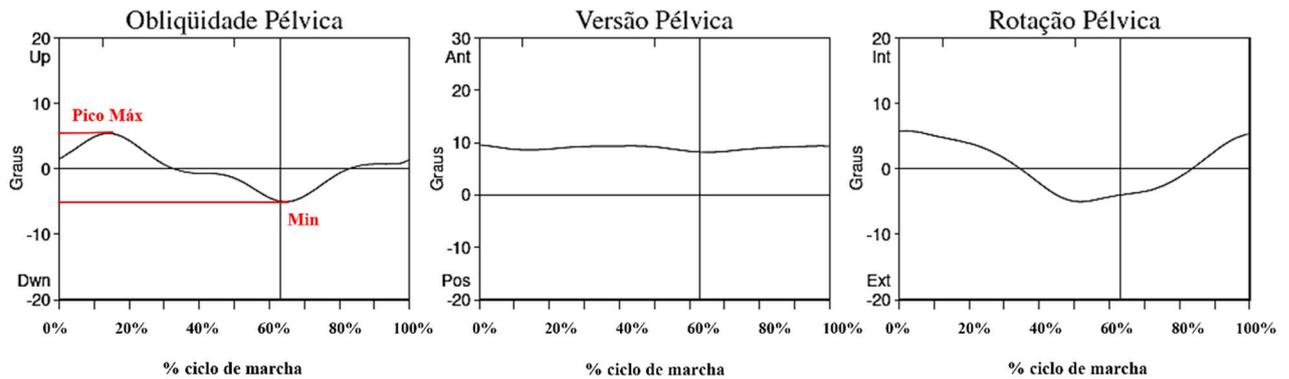
Legenda: Valores positivos indicam movimentos de flexão.

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

- Pelve: Média da amplitude de inclinação da pelve no plano sagital; Amplitude de movimento de inclinação da pelve durante todo ciclo; Média de obliquidade pélvica no apoio; Amplitude de movimento de obliquidade pélvica durante todo ciclo; Média

de rotação da pelve na fase de apoio e média de rotação da pelve durante todo ciclo (Figura 13).

Figura 13 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática da pelve durante o ciclo de marcha nos três planos de movimento

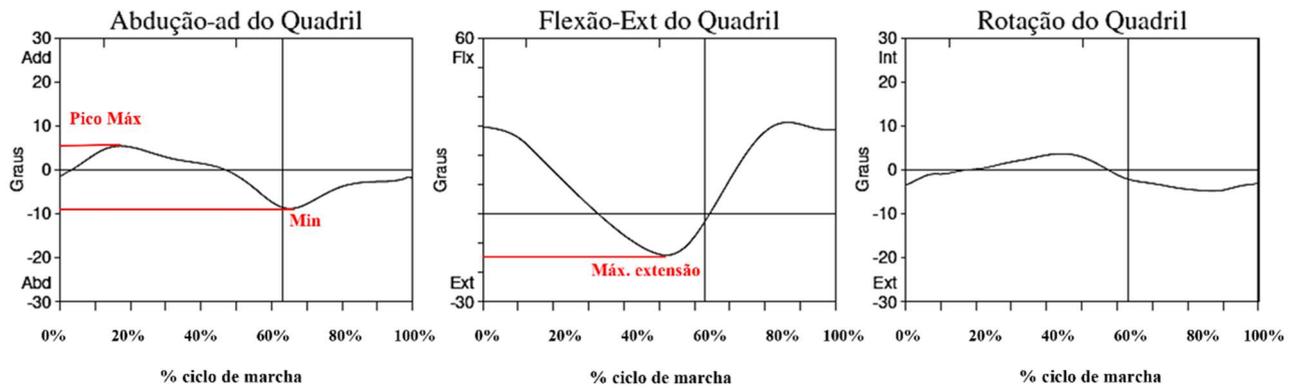


Legenda: À esquerda: plano frontal; ao meio: plano sagital e à direita: plano transverso. Pico Máx: Pico de amplitude máxima de movimento; Min.: Amplitude mínimo de movimento.

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

- Quadril: Amplitude de movimento mínima e máxima do quadril no plano sagital; média de inclinação da pelve durante todo ciclo; Amplitude de movimento da pelve no plano sagital; Amplitude de movimento mínima e máxima de abdução e adução do quadril durante todo ciclo; Amplitude de movimento do quadril no plano coronal; Média da amplitude de movimento do quadril na fase de apoio; Média de rotação do quadril na fase de apoio e Amplitude de movimento do quadril no plano transverso, de ambos os membros (em graus) (Figura 14);

Figura 14 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do quadril durante o ciclo de marcha nos três planos de movimento

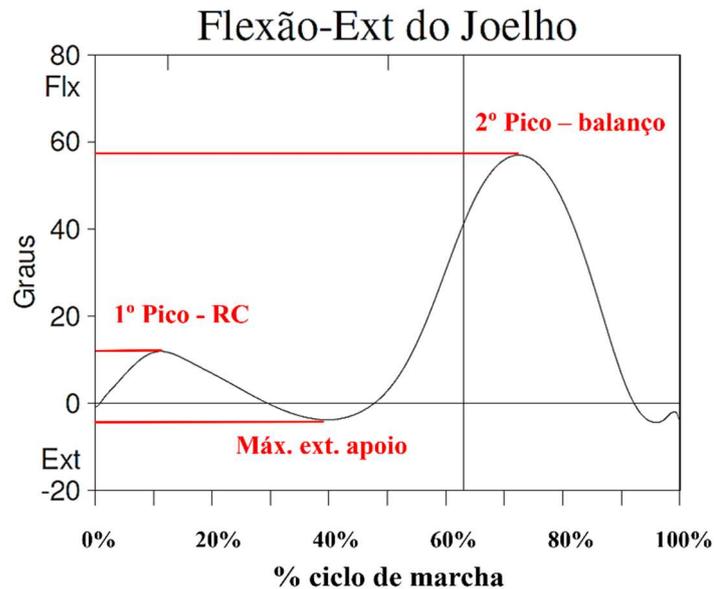


Legenda: À esquerda: plano frontal; ao meio: plano sagital e à direita: plano transversal.

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

- Joelho: Amplitude de movimento do joelho no contato inicial e na resposta à carga (em graus), Amplitude de movimento mínima do joelho no apoio (em graus); Amplitude de movimento no desprendimento do pé (em graus); Amplitude máxima de flexão do joelho na fase de balanço (em graus), de ambos os membros (Figura 15);

Figura 15 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do joelho durante o ciclo de marcha no plano sagital

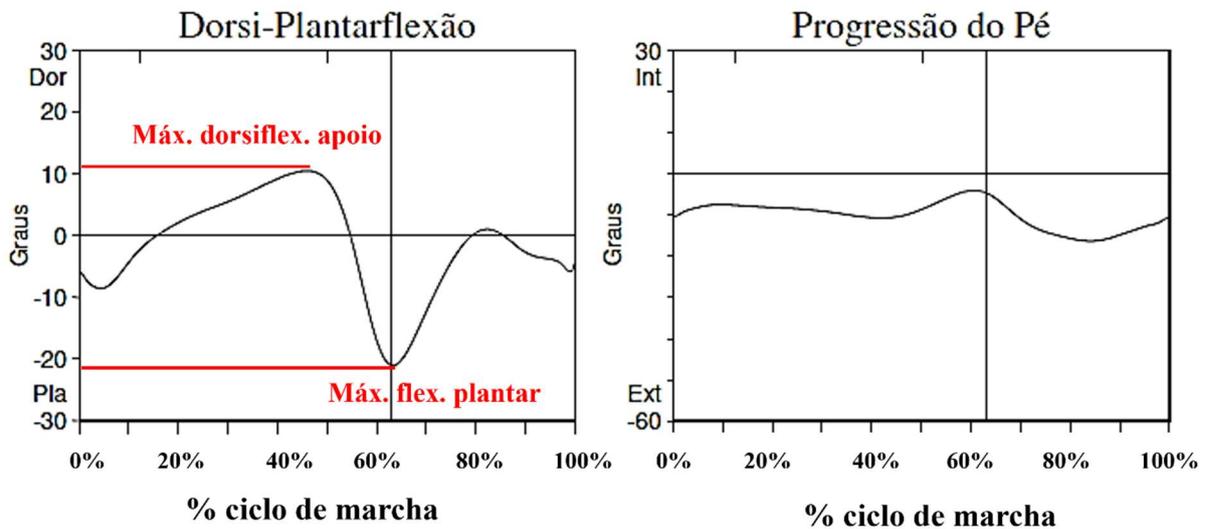


Legenda: 1º pico – RC: 1º pico de flexão do joelho na resposta à carga; Máx. ext. apoio: Máxima extensão do joelho no apoio; 2º pico – balanço: 2º pico de flexão do joelho na fase de balanço.

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

- Tornozelo e pé: Amplitude de movimento da flexão plantar no contato inicial (graus), amplitude máxima da dorsiflexão durante a fase de apoio (graus); amplitude de flexão plantar no desprendimento do pé (graus); Média do ângulo de progressão do pé durante todo ciclo e amplitude de movimento da progressão do pé na fase de apoio, de ambos os membros (Figura 16).

Figura 16 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade dos ângulos articulares (em graus) da cinemática do tornozelo no plano sagital e do ângulo de progressão do pé durante todo ciclo (plano transversal)

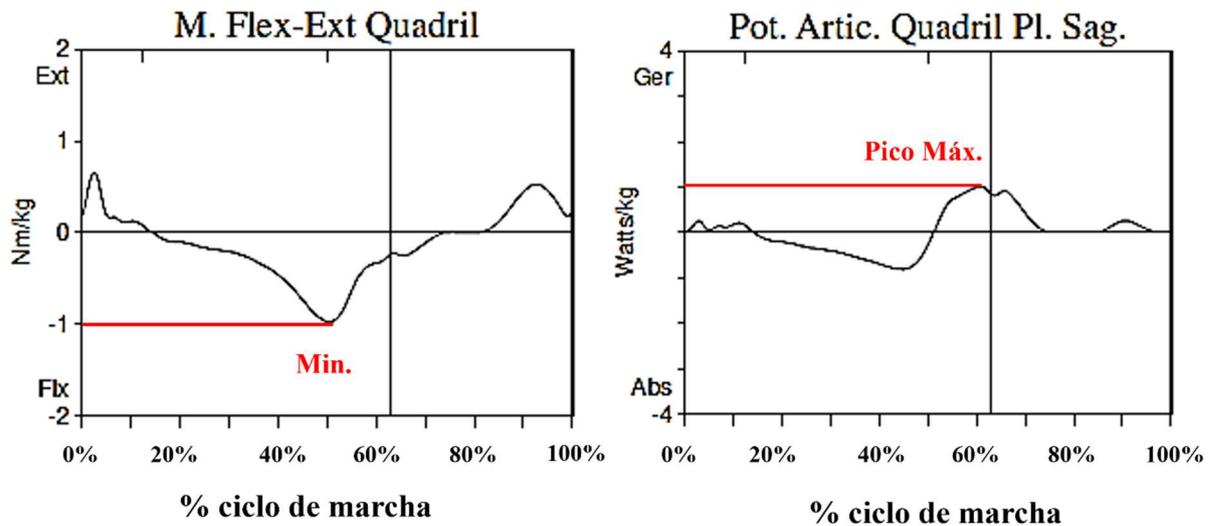


Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

As variáveis da cinética foram:

- Quadril: Momento interno do quadril no apoio no plano sagital; Potência do quadril no apoio no plano sagital (Figura 17).

Figura 17 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade do momento e potência do quadril no plano sagital



Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

- Joelho: Momento interno e potência do joelho no apoio no plano sagital (Figura 18).

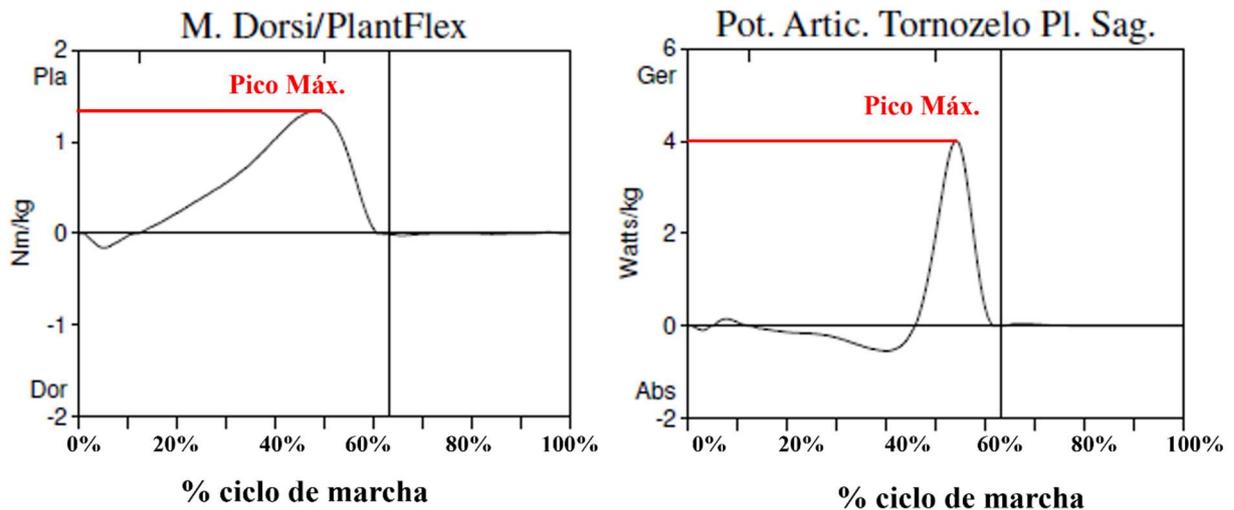
Figura 18 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade do momento e potência do joelho no plano sagital



Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

- Tornozelo: Momento interno e potência do tornozelo no apoio no plano sagital (Figura 19).

Figura 19 - Representação gráfica dos valores médios de normalidade do momento e potência do tornozelo no plano sagital



Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

5.9 INTERVENÇÃO

Os sujeitos de pesquisa foram aleatorizados e divididos em dois grupos (TE e TRV) e submetidos a 24 sessões de treinamento individualizado, aplicado por fisioterapeutas treinados. A frequência foi de duas vezes na semana, com pelo menos um dia de intervalo, com duração de 60 minutos, pelo período de 12 semanas.

5.9.1 Treino de Marcha em Esteira Ergométrica (TE)

Os indivíduos foram orientados a caminhar sobre uma esteira ergométrica, sem inclinação, em velocidade inicial de 0.5km/h com incrementos de 0.5km/h, conforme tolerado

(Miyai et al., 2000). A cada 10 minutos, a percepção de esforço foi mensurada pela escala de Borg (Penko et al., 2017). O incremento foi realizado conforme relato pontuado pelo paciente de 1-3 na escala de Borg. A velocidade foi mantida durante a pontuação de 5-6 na Escala de Borg. No decorrer das sessões, o treinamento foi iniciado em baixas velocidades, progredindo até a velocidade máxima atingida na sessão anterior.

A frequência cardíaca foi mensurada antes, durante e após o treinamento. Além disso, as velocidades utilizadas e a distância percorrida foram registradas ao término de cada sessão.

5.9.2 Treino com Realidade Virtual (TRV)

Os indivíduos foram orientados a caminhar sobre uma esteira ergométrica, sem inclinação, em velocidade confortável. Todo o treino foi supervisionado por um fisioterapeuta. O videogame NW e uma tela de projeção retrátil foram posicionados a uma distância de 1,5 m a frente da esteira, e um projetor foi utilizado para transmissão do jogo.

O controle remoto do NW foi fixado na perna esquerda do paciente com um velcro. Um avatar personalizado foi criado de acordo com as características de cada participante. Os movimentos realizados pelos pacientes foram replicados pelo avatar e projetados na tela posicionada à frente em tempo real.

O jogo “free run” foi utilizado para o treino de marcha. O indivíduo foi orientado a caminhar na esteira, realizando a alternância de passos, fazendo com que o seu avatar caminhasse em uma pista de corrida. Durante o percurso, o jogador passou por vários ambientes (pontes, túneis, estradas beira mar) até o ponto de chegada (Figura 20).

Figura 20 - Imagem do jogo Free Run



Fonte: Acervo da autora, 2023.

Assim como no grupo TE, a escala de Borg, a frequência cardíaca, as velocidades utilizadas e a distância percorrida foram mensuradas.

5.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram apresentados por meio de tabelas com valores de média e desvio padrão. Para as análises foi utilizado o software estatístico *Statistical Package for Social Science* (SPSS) versão 20.0 para Windows®. Para toda a análise foi adotado um nível de significância de $p \leq 0,05$.

A normalidade foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk. As características demográficas e clínicas dos grupos TE e TRV foram comparadas por meio do teste T Student e o teste de variância (ANOVA 3-way) foi utilizado as médias entre grupos, sendo os fatores lado (direita vs esquerda), grupo (TE vs TRV) e tempo (pré vs pós). O teste post-hoc Bonferroni foi aplicado.

A relevância clínica dos resultados foi verificada pelo cálculo do tamanho do efeito (ES) através da fórmula de Cohen'd (média do pós-teste – Média do Pré-teste / Desvio Padrão do Pré-teste). Dessa forma, os resultados se basearam nos seguintes critérios: pequeno (≥ 0.21 e <0.39), médio (≥ 0.40 e <0.79) e grande (≥ 0.80) (Cohen, 1988).

6 RESULTADOS

Todos os pacientes finalizaram o período de intervenção. As características clínicas e demográficas dos grupos TE e TRV estão apresentadas na Tabela 1. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis idade, sexo, massa corporal, estatura, índice de massa corporal, H&Y, GDS-15 e escolaridade. No Grupo TRV o MEEM foi maior que no Grupo TE ($p=0,03$).

Tabela 1 - Caracterização dos pacientes com DP do grupo treino de marcha em esteira (TE) e grupo treino com realidade virtual (TRV)

| | Treino Esteira (N= 15) | Treino Realidade Virtual (N=15) | <i>p-valor</i> |
|-------------------------------|---------------------------|------------------------------------|----------------|
| Idade (anos) | 65,67 (4,95) | 65,47 (4,71) | 0,91 |
| § Sexo (M: F) | 8:7 | 5:10 | 0,45 |
| Massa corporal (kg) | 71,33 (10,89) | 70,27 (9,16) | 0,77 |
| Estatura (cm) | 164,20 (6,65) | 165,67 (7,18) | 0,56 |
| IMC (kg/m²) | 26,52 (4,39) | 25,62 (3,26) | 0,52 |
| H&Y (pontuação) | 2,20 (0,25) | 2,23 (0,25) | 0,72 |
| MEEM (pontuação) | 27,20 (0,67) | 28,00 (1,19) | 0,03* |
| GDS-15 (pontuação) | 2,87 (0,51) | 2,80 (0,56) | 0,73 |
| Escolaridade (anos) | 10,13 (1,64) | 10,33 (1,54) | 0,73 |

Legenda: *T Student*: * $p<0.05$

§ teste qui quadrado.

Masculino (M); Feminino (F); Índice de massa corpórea (IMC); Escala de Hoehn e Yahr modificada (H&Y); Mini-Exame do Estado Mental (MEEM); Escala de Depressão Geriátrica (GDS-15); Valores expressos em média (desvio padrão).

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

Houve melhora significativa nas escalas de UPDRS seção II ($p<0,001$), seção III ($p<0,001$) e MoCA ($p<0,001$) na comparação pré e pós intervenção em ambos os grupos. O grupo TRV apresentou melhora significativa na MoCA ($p<0,033$) comparado com o TE (tabela 2).

Tabela 2 - Escalas UPDRS e MoCA dos pacientes com DP do grupo de marcha em esteira ergométrica (TE) e grupo Treino com realidade virtual (TRV) antes e depois do tratamento

| | TE (n=15) | | TRV (n=15) | | ES |
|------------------------|--------------|-------------------------|---------------|---------------------------|-----|
| | Pré | Pós | Pré | Pós | |
| | Média (dp) | Média (dp) | Média (dp) | Média (dp) | |
| UPDRS seção II | 13,5 (2,9) | 10,3 (2,3) ^a | 13,7 (2,6) | 9,9 (1,8) ^a | 0,2 |
| UPDRS seção III | 19,5 (3,0) | 15,7 (3,1) ^a | 20,3 (3,4) | 14,9 (2,9) ^a | 0,2 |
| MoCA | 24,3 (1,5) | 25,0 (1,5) ^a | 24,9 (1,3) | 27,2 (1,2) ^{a,b} | 1,6 |

Legenda: dp- desvio padrão; ES – tamanho do efeito; TE – grupo treino de marcha em esteira ergométrica; TRV – grupo treino com realidade virtual; UPDRS - Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson; MoCA - Avaliação Cognitiva Montreal.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção ($p < 0,001$). ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

A tabela 3 mostra os resultados obtidos nos parâmetros espaço-temporais da marcha pré e pós intervenção de ambos os grupos. Após a intervenção houve aumento da velocidade da marcha, do apoio simples e duplo apoio, comprimento do passo e passada e diminuição da cadência em ambos os grupos. O grupo TRV apresentou melhora significativa com redução da cadência ($p < 0,001$) quando comparado ao TE.

Tabela 3 - Variáveis espaço-temporais da marcha pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| Variáveis | Lado | TE | | TRV | | ES |
|-----------------------------------|------|-------------------|---------------------------|-------------------|-----------------------------|------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | |
| Velocidade (m/s) | Esq. | 0,8 (0,2) | 1,2 (0,1) ^a | 0,9 (0,1) | 1,2 (0,0) ^a | 0,82 |
| | Dir. | 0,9 (0,2) | 1,2 (0,1) ^a | 0,9 (0,1) | 1,2 (0,0) ^a | 1,27 |
| Cadência (passos / minuto) | Esq. | 113,1 (14,0) | 105,5 (8,0) ^a | 117,0 (12,4) | 108,0 (16,4) ^{a,b} | 0,44 |
| | Dir. | 113,1 (14,1) | 104,0 (11,9) ^a | 115,8 (16,2) | 106,6 (4,2) ^{a,b} | 0,41 |
| Apoio simples (% ciclo de marcha) | Esq. | 0,3 (0,0) | 0,4 (0,0) ^a | 0,3 (0,0) | 0,4 (0,0) ^a | 1,04 |
| | Dir. | 0,3 (0,0) | 0,4 (0,0) ^a | 0,3 (0,0) | 0,4 (0,0) ^a | 0,86 |
| Duplo apoio (% ciclo de marcha) | Esq. | 0,3 (0,1) | 0,3 (0,1) ^a | 0,3 (0,1) | 0,3 (0,1) ^a | 0,36 |
| | Dir. | 0,3 (0,1) | 0,4 (0,1) ^a | 0,3 (0,1) | 0,4 (0,1) ^a | 0 |
| Comprimento da passada (m) | Esq. | 1,0 (0,2) | 1,4 (0,2) ^a | 1,0 (0,1) | 1,4 (0,1) ^a | 0 |
| | Dir. | 1,0 (0,2) | 1,3 (0,2) ^a | 1,0 (0,1) | 1,4 (0,1) ^a | 0,71 |
| Comprimento do passo | Esq. | 0,5 (0,1) | 0,7 (0,1) ^a | 0,5 (0,1) | 0,7 (0,0) ^a | 0,61 |
| | Dir. | 0,5 (0,1) | 0,7 (0,1) ^a | 0,5 (0,1) | 0,7 (0,1) ^a | 0,56 |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; ES – tamanho do efeito; TE – grupo treino de marcha em esteira ergométrica; TRV – grupo treino com realidade virtual.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

Devido à grande quantidade de variáveis geradas pela cinemática angular e cinética da marcha, optou-se por apresentar apenas os dados com diferença estatística. Todos os dados podem ser consultados nos Apêndices (A - F).

Em relação às variáveis cinemáticas angulares (tabela 4), houve diferença significativa na comparação pré e pós intervenção tanto para o grupo TE quanto para o grupo TRV para os seguintes parâmetros: flexão do tronco na fase de apoio ($p < 0,001$), média de flexão do tronco ($p < 0,001$), aumento de rotação da pelve durante todo ciclo ($p < 0,001$), flexão / extensão dos joelhos no contato inicial ($p < 0,001$), aumento da flexão dos joelhos na resposta à carga ($p < 0,001$), aumento da flexão dos joelhos na fase de balanço ($p < 0,001$), redução da flexão plantar no contato inicial ($p < 0,001$) e aumento da flexão plantar dos tornozelos no desprendimento do pé ($p < 0,001$).

Em comparação a grupo TE, o grupo TRV maior redução da flexão do tronco durante todo ciclo ($p < 0,001$), maior extensão joelhos no contato inicial ($p < 0,001$), maior pico de flexão dos joelhos na resposta à carga e na fase de balanço ($p < 0,001$).

Em relação à cinética (tabelas 5 e 6), o grupo TRV mostrou aumento do pico de absorção ($p < 0,05$) e de geração ($p < 0,05$) de potência do quadril, do pico de absorção de potência do joelho esquerdo ($p = 0,42$), aumento do pico de dorsiflexão ($p < 0,05$) e flexão plantar no apoio ($p < 0,05$) e pico de geração de potência dos tornozelos na fase de apoio ($p < 0,05$).

O cálculo de poder amostral (G*POWER) foi realizado a posteriori utilizando a variável pico do joelho em balanço e empregando o programa G*POWER (Faul et al., 2007). Para realizar esse cálculo foi utilizado um alfa de 0,05, um tamanho de amostra de 30 sujeitos e o tamanho do efeito obtido através do d de Cohen (Cohen, 1988). O tamanho do efeito obtido através do cálculo d de Cohen foi 1,003, considerado um tamanho de efeito grande (Cohen., 1988). Considerando uma amostra total de 15 sujeitos (15 do grupo TE e 15 do grupo TRV), foi encontrado 84,9% de poder para detectar diferença para um tamanho de efeito de 1,003.

Tabela 4 - Variáveis cinemáticas do tronco, pelve, joelho e tornozelo pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| Variáveis | Lado | TE | | TRV | | ES |
|--|------|-------------------|--------------------------|-------------------|---------------------------|------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | |
| Tronco | | | | | | |
| Flexão (graus) | Esq. | 15,5 (7,2) | 10,7 (4,5) ^a | 14,9 (4,4) | 7,6 (5,6) ^a | 0,63 |
| | Dir. | 15,0 (7,9) | 11,0 (4,8) | 15,6 (4,8) | 9,2 (6,3) ^a | 0,32 |
| Média de flexão (graus) no ciclo | Esq. | 17,9 (6,3) | 11,9 (5,9) ^a | 14,4 (4,4) | 6,0 (7,7) ^{a,b} | 0,89 |
| | Dir. | 15,4 (6,4) | 12,9 (7,4) | 14,2 (4,7) | 5,6 (7,7) ^{a,b} | 1 |
| Pelve | | | | | | |
| ADM Rotação (graus) | Esq. | 7,5 (2,6) | 9,8 (3,0) ^a | 7,8 (2,9) | 11,1 (1,6) ^a | 0,56 |
| | Dir. | 7,4 (2,4) | 10,3 (3,4) ^a | 8,0 (3,3) | 11,0 (1,0) ^a | 0,31 |
| Joelho | | | | | | |
| Flexão / Extensão no CI | Esq. | 5,9 (1,9) | 1,0 (1,8) ^a | 6,4 (3,4) | -0,9 (2,2) ^{a,b} | 0,99 |
| | Dir. | 5,0 (2,7) | 0,9 (1,8) ^a | 6,4 (2,8) | -0,5 (2,0) ^{a,b} | 0,75 |
| Flexão na RC | Esq. | 8,2 (1,9) | 12,6 (1,4) ^a | 10,3 (2,6) | 17,4 (1,5) ^{a,b} | 3,45 |
| | Dir. | 9,6 (3,3) | 14,1 (3,7) ^a | 10,8 (2,8) | 18,0 (1,8) ^{a,b} | 1,38 |
| Flexão no balanço (graus) | Esq. | 50,0 (3,1) | 57,8 (3,2) ^a | 49,0 (4,0) | 60,5 (2,1) ^{a,b} | 1,12 |
| | Dir. | 51,6 (4,6) | 57,5 (2,8) ^a | 48,1 (3,4) | 60,4 (2,5) ^{a,b} | 1,13 |
| Tornozelo | | | | | | |
| Flexão plantar no CI (graus) | Esq. | -5,4 (4,2) | -3,5 (2,8) | -7,1 (4,1) | -2,5 (1,3) ^a | 0,43 |
| | Dir. | -4,9 (4,5) | -2,2 (2,8) ^a | -6,1 (4,7) | -2,6 (1,6) ^a | 0,21 |
| Flexão plantar no desprendimento do pé (graus) | Esq. | -9,5 (4,2) | -18,9 (3,8) ^a | -10,3 (2,8) | -21,3 (1,2) ^a | 0,88 |
| | Dir. | -10,6 (3,7) | -18,6 (4,3) ^a | -12,0 (2,7) | -21,0 (1,8) ^a | 0,78 |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; ADM – amplitude de movimento; CI - contato inicial; RC- resposta à carga; ES – tamanho do efeito; TE – grupo treino de marcha em esteira ergométrica; TRV – grupo treino com realidade virtual.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

Tabela 5 - Variáveis cinéticas do quadril e joelho pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| VARIÁVEL | Lado | TE | | TRV | | ES |
|---|------|-------------------|-------------------|-------------------|---------------------------|------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | |
| Momento interno Quadril | | | | | | |
| Pico extensor no apoio (Nm/kg) | Esq. | 0,5 (0,3) | 0,5 (0,2) | 0,5 (0,2) | 0,5 (0,2) | 0,46 |
| | Dir. | 0,5 (0,3) | 0,5 (0,3) | 0,5 (0,3) | 0,5(0,2) | 0,1 |
| Valor mínimo no apoio (Nm/kg) | Esq. | -0,5 (0,3) | -0,4 (0,3) | -0,6 (0,2) | -0,6 (0,3) | 0,98 |
| | Dir. | -0,6 (0,3) | -0,5 (0,3) | -0,6 (0,2) | -0,6 (0,3) | 0,68 |
| Potência Quadril | | | | | | |
| Pico de absorção no apoio (Watts/kg) | Esq. | -0,5 (0,5) | -0,4 (0,3) | -0,5 (0,1) | -0,8 (0,4) ^{a,b} | 1,3 |
| | Dir. | -0,5 (0,3) | -0,4 (0,4) | -0,5 (0,2) | -0,8 (0,4) ^{a,b} | 1,01 |
| Pico de geração (40-80% do ciclo) (Watts/kg) | Esq. | 1,1 (0,7) | 0,9 (0,5) | 1,0 (0,4) | 1,7 (0,4) ^{a,b} | 1,76 |
| | Dir. | 1,2 (0,7) | 0,9 (0,5) | 1,0 (0,4) | 1,7 (0,5) ^{a,b} | 1,59 |
| Momento Joelho | | | | | | |
| Pico extensor no apoio (Nm/kg) | Esq. | 0,2 (0,1) | 0,2 (0,2) | 0,2 (0,1) | 0,3 (0,2) | 0,65 |
| | Dir. | 0,2 (0,1) | 0,2 (0,2) | 0,2 (0,1) | 0,2 (0,1) | 0,33 |
| Valor mínimo no apoio (20-60% do ciclo) (Nm/kg) | Esq. | -0,2 (0,1) | -0,2 (0,2) | -0,3 (0,2) | -0,3 (0,3) | 0,7 |
| | Dir. | -0,2 (0,1) | -0,2 (0,2) | -0,3 (0,2) | -0,3 (0,2) | 0,47 |
| Potência Joelho | | | | | | |
| Pico de absorção (0-20%) (Watts/kg) | Esq. | -0,3 (0,3) | -0,3 (0,3) | -0,2 (0,2) | -0,4 (0,3) ^a | 0,3 |
| | Dir. | -0,3 (0,3) | -0,3 (0,4) | -0,3 (0,2) | -0,3 (0,2) | 0,07 |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; ES – tamanho do efeito; TE – grupo treino de marcha em esteira ergométrica; TRV – grupo treino com realidade virtual;

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

Tabela 6 - Variáveis cinéticas do tornozelo pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| VARIÁVEL | Lado | TE | | TRV | | ES |
|---|------|------------|------------|------------|---------------------------|------|
| | | PRÉ | PÓS | PRÉ | PÓS | |
| | | Média (dp) | Média (dp) | Média (dp) | Média (dp) | |
| Momento Tornozelo | | | | | | |
| Pico de dorsiflexão no apoio (Nm/kg) | Esq. | -0,1 (0,1) | -0,1 (0,1) | -0,1 (0,0) | -0,2 (0,1) ^{a,b} | 1,62 |
| | Dir. | -0,1 (0,1) | -0,1 (0,2) | -0,1 (0,0) | -0,2 (0,0) ^{a,b} | 1,15 |
| Pico de flexão plantar no apoio (Nm/kg) | Esq. | 0,8 (0,5) | 0,9 (0,3) | 1,0 (0,1) | 1,5 (0,2) ^{a,b} | 2,12 |
| | Dir. | 0,9 (0,5) | 1,1 (0,4) | 0,9 (0,2) | 1,4 (0,1) ^{a,b} | 1,31 |
| Potência Tornozelo | | | | | | |
| Pico de geração no apoio (Watts/kg) | Esq. | 2,1 (1,2) | 2,0 (0,9) | 1,9 (0,6) | 3,8 (0,1) ^{a,b} | 3,03 |
| | Dir. | 1,8 (1,0) | 2,1 (0,9) | 2,0 (0,6) | 3,8 (0,2) ^{a,b} | 2,78 |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; ES – tamanho do efeito; TE – grupo treino de marcha em esteira ergométrica; TRV – grupo treino com realidade virtual.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

Fonte: Desenvolvido pela autora, 2023.

7 DISCUSSÃO

O TE e TRV melhoraram a função motora, aspectos cognitivos e parâmetros de marcha em pacientes com DP (nível 2,5 pela escala de H&Y). Esses resultados foram evidenciados pela melhora na pontuação nas escalas UPDRS (parte II e III), MoCA e algumas variáveis cinemáticas após intervenção. Na comparação entre os grupos, o TRV mostrou-se mais efetivo na pontuação da MoCA, parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha.

A marcha é uma atividade complexa que exige integração entre funções motoras, sensoriais e cognitivas e as intervenções integradas seriam mais efetivas, fato comprovado pois o TRV foi mais eficaz demonstrando melhora na cognição, na regulação da cadência, e na extensão do tronco permitindo uma postura mais adequada durante a marcha. Também houve mudança no padrão de movimento dos joelhos, passando a realizar extensão adequada no contato inicial e flexão adequada na resposta à carga proporcionando, respectivamente, melhor recepção e absorção da carga sobre o membro no apoio. Na fase de balanço, também houve melhora da flexão dos joelhos auxiliando a liberação e passagem do pé / tornozelo nesta fase.

O ciclo de marcha normal tem início com o toque do calcâneo ao solo, com o objetivo de proporcionar o primeiro mecanismo de rolamento e a recepção adequada de carga. O peso do corpo que estava todo no membro contralateral começa a ser transferido para o membro que inicia o ciclo. Para que esse evento ocorra de maneira adequada, é necessário que, ao final da fase de balanço, o joelho tenha extensão completa, como observado em nossos dados.

Durante a marcha normal, alguns mecanismos fisiológicos são descritos para minimizar a oscilação do centro de massa nos três planos de movimento e permitir a conservação de energia (Perry, 2005). Dois desses mecanismos, chamados de determinantes da marcha, foram observados em nossos achados: primeira onda de flexão dos joelhos na resposta à carga e os mecanismos de rolamento dos tornozelos na fase de apoio. A flexão do joelho no apoio encurta o membro no início do apoio simples, reduzindo a altura do ápice da trajetória do centro de gravidade no plano sagital.

Perry (2005) descreveu os três mecanismos de rolamento, o primeiro é o rolamento do calcanhar sobre o solo, que acontece no início do apoio, e que depende de um dos pré-requisitos da marcha normal (posicionamento adequado do pé no balanço terminal). O segundo rolamento

acontece pelo avanço da tíbia, sendo, portanto, um rolamento na articulação tíbio talar. Este, por sua vez é controlado pelos músculos flexores plantares (m. tríceps sural, em especial). Já o terceiro rolamento, que ocorre sobre as articulações metatarso-falângicas acontece pela aceleração produzida pelo m. tríceps sural que impulsiona o corpo para a frente.

Outro achado relevante deste estudo, é que apenas o grupo TRV apresentou melhora significativa nos dados cinéticos. O aumento do pico de absorção e geração do quadril na fase de apoio demonstra que houve aumento da força dos músculos flexores de quadris; e somado ao achado de melhora da potência do tornozelo no apoio, mostra um aumento da força do músculo tríceps sural, favorecendo uma adequada liberação do membro para fase de balanço.

No pré-balanço, ocorre o terceiro mecanismo de rolamento, quando, através de uma contração concêntrica do músculo gastrocnêmio, o tornozelo realiza flexão plantar com desprendimento do calcâneo do solo e produção de energia propulsora. Com isso, a força de reação ao solo é deslocada posteriormente ao centro articular do joelho e gera momento externo flexor. Esse fato, em conjunto à contração concêntrica que também ocorre nos flexores de quadril, promove o início da segunda onda de flexão do joelho. Esta liberação adequada do pé também contribui para o aumento da flexão dos joelhos na fase de balanço sem mecanismos compensatórios. Como mencionado anteriormente, a flexão dos joelhos na fase de balanço é proporcionada pela contração concêntrica dos músculos gastrocnêmios e flexores de quadril no pré-balanço, sendo necessário que a porção distal do reto anterior da coxa trabalhe de maneira excêntrica para modelar essa tarefa.

Ambos os treinamentos realizaram a tarefa motora de deambulação de forma semelhante: alta repetição e progressão de acordo com a tolerância, por 12 semanas com estimulação sensorial (esteira e comando verbal do terapeuta), em sessões bissemanais. A periodização do treinamento baseou-se em estudos prévios sobre TE (Shulman et al., 2013; Harro et al., 2014; Nadeau; Pourcher; Corbeil, 2014; Feng et al., 2019; Pelosin et al., 2022).

O TE realizou esse tipo de treinamento e o TRV usou o jogo Nintendo Wii Fii, ambiente não imersivo, com experiências de marcha em ambientes distintos, procurando manter o estímulo adequado à velocidade do paciente. Durante o treino, o paciente foi estimulado por recursos visuais, auditivos e rítmicos do jogo para auxiliar na cadência, velocidade, comprimento do passo e amplitude de movimento dos membros inferiores.

Ambos os grupos melhoraram a pontuação da escala UPDRS (parte II e III) após treino, mas com efeito pequeno, resultados concordantes com a literatura disponível. Herman et al. (2007) realizaram seis semanas de treinamento em esteira com velocidade crescente em nove pacientes e referem melhora do escore motor do UPDRS, do PDQ-39 (medida de qualidade de vida na DP), da velocidade, do comprimento da passada e variabilidade do tempo de balanço e equilíbrio. Skidmore et al. (2008) avaliaram cinco pacientes com DP antes e depois de três meses de TE (três vezes por semana, duração de 10-20 minutos) e referem melhora da função cardiovascular, velocidade e pontuação total do UPDRS. Pelosin et al. (2009) avaliaram 10 pacientes com DP antes e após quatro semanas de treinamento em esteira (três vezes na semana, durante trinta minutos) e referem melhora TUG (Timed Up and Go), da função cardiopulmonar (taxas respiratórias e cardíacas, captação de oxigênio) e pontuação no UPDRS e PDQ-39.

O MoCA melhorou em ambos os grupos, mas o TRV apresentou resultado superior do TE, dados concordantes com Lauenroth, Ioannidis e Teichmann (2016). Treinamentos combinados físicos e cognitivos têm maior efeito sobre a cognição.

Vários são os fatores que fazem o treinamento integrado ser mais efetivo sobre a cognição, destacando-se a duração (uma a três horas exercícios semanais durante 12 a 16 semanas, Colcombe & Kramer (2003), frequência (treinamento de baixa frequência e curta duração, mesmo treino de marcha realizado em tarefa simples ou dupla, não gera alteração significativa na cognição (San Martín Valenzuela et al. 2020) e modalidade de exercício (especificidade). O treinamento atual incluiu um protocolo de longa duração (12 semanas), com progressão controlada e interação cognitivo-motora (modulação de distratores), fatores que podem ter influenciado os bons resultados.

A integração somatossensorial, visual e vestibular é essencial para o controle postural, equilíbrio e marcha (Kennedy et al., 2005). O TRV realizou movimentos alternados dos membros inferiores na esteira (alteração da base de sustentação) e movimentos de cabeça acompanhando os estímulos do jogo que contribuíram para a melhora do controle postural e da habilidade de caminhada. O estímulo óptico do ambiente virtual durante o treinamento também pode ter contribuído para a melhora (Yen et al., 2011).

O TRV recebeu estímulos multissensoriais: aprendizagem motora pela repetição dos movimentos, motivação e atenção devido aos estímulos visuais e auditivos, fatores que contribuíram para a melhora da cognição. Liao et al. (2015) avaliaram os efeitos de um

treinamento de seis semanas com RV na força muscular, integração sensorial e caminhada em 36 pacientes com DP, usando jogo Wii Fit (grupo VRWii) e exercícios tradicionais (45 minutos) e treino de marcha em esteira (15 minutos). Ambos os grupos (VRWii e TE) apresentaram melhora da velocidade, comprimento da passada, mas o grupo com RV apresentou da força muscular e integração do sistema vestibular após treinamento. Mirelman et al. (2016) referem redução nas quedas de idosos que fizeram treinamento em esteira com RV comparado ao TE isolado, sugerindo que o treinamento integrado é mais efetivo.

No estudo atual, houve aumento da velocidade, do comprimento do passo e passada e tempo de apoio simples e duplo em ambos os grupos, dados concordantes com a literatura (Bello et al., 2010; Bello et al., 2012; Nadeau; Pourcher; Corbeil, 2014; Schlick et al., 2016; Mehrholz et al., 2016). Alguns autores mostraram efeitos imediatos do treinamento, logo após uma sessão (Bello; Sanchez; Fernandez-del-Olmo, 2008; Bello et al., 2010; Canning et al., 2012) ou quando comparados a caminhada no solo (Bello et al., 2013; Bello et al., 2014; Fernández-Lago et al., 2019).

A estimulação rítmica e constante oferecida pela esteira, promovem a uniformização dos passos (Lewis et al., 2000; Herman, Giladi, Hausdorff; 2009), aumento da velocidade e contribuem para diminuição da progressão das perdas funcionais da doença (Schenkman et al., 2012; Mehrholz et al., 2016).

A velocidade da marcha é essencial nas atividades da vida diária e é um preditor de mortalidade, hospitalização, fragilidade e risco de quedas (Lindemann; 2019). A bradicinesia e a rigidez muscular associadas à inatividade física são determinantes na redução da velocidade da marcha na DP (Kwon et al., 2014; Zanardi et al., 2021). Programas de treinamento que aumentem a velocidade de marcha contribuem para a melhora da qualidade de vida e funcionalidade, resultados vistos no estudo atual, em ambos os tratamentos. Os participantes atingiram a velocidade de 1,2 metros por segundo e comprimento de passada de 1,4 metros muito próximos de indivíduos saudáveis pareados pela idade (1,25 metros por segundo e 1,5 metros de comprimento da passada) (Ostrosky et al., 1994; Kerrigan; Todd; Della Croce, 1998).

O aumento do comprimento do passo é explicado pela maior extensão do quadril e da extensão do joelho no contato inicial, associados à redução da flexão do joelho. Alguns autores referem também aumento da flexão do quadril associado à maior rotação pélvica e força muscular, sem significância no estudo atual (Mehrholz et al., 2016). Os pacientes com DP

compensam a redução do comprimento da passada com o aumento da cadência e menor velocidade (Morris et al., 1998; Zanardi et al., 2021). No estudo atual, após treinamento, ambos os grupos reduziram a cadência e aumentaram o comprimento da passada, possivelmente relacionadas ao ajuste do ritmo da marcha dado pela velocidade constante da esteira.

Os pacientes com DP têm maior dificuldade na regulação dos parâmetros espaço-temporais: menor tamanho do passo e passada e maior tempo de duplo apoio (Frazzitta et al., 2013; Kleiner et al., 2015).

O aumento do apoio simples e duplo apoio estão associados à maior estabilidade dinâmica da marcha, dado concordante com Peppe et al. (2007). Os autores referem que o maior tempo de apoio simples e duplo, está relacionado à transferência adequada de peso, gerando maior estabilidade. A melhora dos parâmetros espaço-temporais da marcha após treinamento pode estar relacionada ao desenvolvimento de estratégias do sistema neural para reduzir quedas, pelos estímulos multissensoriais.

As medidas angulares, também, são relevantes para caracterizar o padrão de marcha, houve melhora dos parâmetros cinemáticos do tronco, pelve, joelho e tornozelo, com os dois tipos de treinamento sem relação com a RV, porém algumas destas foram mais evidentes no ambiente virtual.

Houve maior redução da flexão do tronco na fase de apoio e de balanço no TRV. Pacientes com DP têm maior flexão do tronco e inclinação lateral, além da redução da coordenação das cinturas escapular e pélvica (relacionada com a rigidez), caracterizando a “marcha em bloco” (Morris et al., 2005; Son; Kim, 2015). O treinamento multissensorial da RV incentivou a maior extensão do tronco durante a caminhada para visualizar o jogo projetado na tela à frente.

Após o treinamento houve aumento na rotação pélvica, durante todo o ciclo da marcha, nos dois grupos estudados. Toole et al. (2005) referem que o TE proporciona maior excursão articular da pelve no plano transversal e avanço do membro, estimulando o aumento do comprimento do passo e passada, resultado visto no estudo atual. O TRV mostrou melhor resultado que o TE possivelmente pela manutenção da postura mais ereta durante o treinamento, contribuído para o aumento da mobilidade da pelve.

Outro parâmetro que se modificou com os dois treinamentos, foi a extensão do joelho no contato inicial. No grupo TE a flexão passou de $5,85^\circ$ para $0,99^\circ$ e no grupo TRV, passou de $6,43^\circ$ de flexão para $-0,93^\circ$ de extensão, diferença significativa. O pico de flexão na resposta à carga também aumentou com o treinamento nos dois grupos. Na marcha normal, o joelho encontra-se em extensão (-2° à 5°) no contato inicial, seguida pela flexão (15°) (Rose; Gamble, 1998; Perry, 2005). Esse mecanismo está associado com a absorção da carga e manutenção da trajetória do centro de massa. Após o treinamento estes parâmetros ficaram próximos aos valores normativos de normalidade. Possivelmente, estímulo visual do TRV ajudou na amplitude de movimento do joelho no contato inicial e resposta à carga.

Na fase de balanço, houve aumento do pico de flexão do joelho, em ambos os grupos, porém foi maior no TRV. No grupo TE, o pico de flexão do joelho no balanço passou de 50° para 57° e no grupo TR V de 49° para 60 . A maior flexão do joelho na fase de balanço está relacionada com maior controle do centro de massa durante o apoio unipodal, mais estabilidade e sustentação do membro, confirmada pelo aumento do período de apoio simples.

Após treinamento houve aumento da flexão plantar e da geração de potência do tornozelo no pré-balanço e força de propulsão mediada pelos gastrocnêmios, facilitando a liberação do pé, levando ao aumento da velocidade e do comprimento dos passos e passada, foi vista no TRV (tamanho do efeito grande). Estes resultados indicam aumento da força dos músculos flexores plantares e do quadril e da impulsão do pé para fase de balanço, contribuindo para o melhor desprendimento do pé. O padrão muscular na marcha da DP é caracterizado pela baixa ativação do músculo gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior quando comparado a sujeitos saudáveis e co-contração entre agonistas e antagonista (Rochester et al., 2009; Kleiner et al., 2015; Zanardi et al., 2021).

Após o treinamento, houve redução da flexão plantar no contato inicial em ambos os grupos. A menor flexão plantar do tornozelo no contato inicial, favorece o apoio do retropé na superfície e o segundo mecanismo de rolamento. Paciente em estágios avançados da DP fazem contato inicial plantígrado, o que prejudica a absorção da carga, estabilidade para recepção do peso e a progressão da tibia sobre o pé estacionário (Hughes et al., 1992).

As alterações cinéticas pós treinamento foram observadas apenas no TRV: aumento do pico de absorção e geração de potência do quadril e tornozelo e pico de absorção de potência do joelho esquerdo na fase de apoio.

Estudos funcionais de espectroscopia de infravermelho em pacientes com DP, em comparação com controles saudáveis, mostraram aumento da ativação do lobo frontal na marcha em linha reta e desobstruídas (Mirelman et al., 2019). Possivelmente, maior recrutamento de recursos cognitivos podem ser mais efetivos, como visto no estudo atual, que mostrou melhora da função cognitiva e maior efeito nas variáveis cinéticas e cinemáticas.

O TRV apresentou melhora nas funções cognitivas e motoras na comparação com o TE. A RV proporcionou uma aprendizagem dependente do componente executivo da atenção (sugestão, feedback e instruções verbais) na execução da tarefa motora (Frazzitta et al., 2009; Luessi et al., 2012; Schlick et al., 2016).

A eficácia do treinamento de marcha em esteira com RV (com pistas visuais e auditivas) pode estar relacionada aos processos de aprendizagem motora (cortical) na DP. Nos indivíduos saudáveis, a marcha é controlada por processos subcorticais (automático e rápido) e corticais voluntário e lento (Clark, 2015; Takakusaki, 2017). Após a interrupção dos processos de controle automático na alça dos núcleos da base na DP, os pacientes usam o controle cortical para monitorar a marcha. A piora da marcha com dupla tarefa e com o comprometimento progressivo do lobo frontal (freezing) vista na DP está relacionada com esse mecanismo (Schubert, 2008; Nieuwboer; Giladi, 2013).

Os benefícios do treinamento também são medidos pela melhora da saúde geral induzida pelo treinamento na esteira, pela melhora da função cardiovascular, musculoesquelética e sistemas neurais de controle motor (córtex motor, núcleos da base, cerebelo e tálamo) (Alberts et al., 2016; Burley et al., 2016).

Alguns mecanismos neurofisiológicos podem estar relacionados com os efeitos do treinamento: estimulação do centro medular de controle da marcha e gerador do padrão central (Van de Crommert; Mulder; Duysens, 1998; Ditor et al., 2005; Bello et al., 2012); treinamento na esteira estabelece o padrão de marcha pelo reforço dos circuitos neuronais e reorganização cortical, especialmente na área motora suplementar (Herman et al., 2007; Frenkel-Toledo et al., 2005; Miyai et al., 2000; Schenkman et al., 2012) e melhorar a mobilidade (Pohl et al., 2003).

O treinamento em esteira também pode ser visto como uma terapia de uso forçado, pelos ciclos de marcha em velocidades mais altas, quando comparado ao solo, com maior estímulo (Mehrholz et al., 2016). Pacientes com DP conseguem caminhar até três vezes mais rápidos em

uma esteira do que no solo, melhorando o condicionamento físico (Pohl et al., 2003; Ganesan et al., 2014).

Todos os pacientes incluídos no estudo completaram o treinamento sem efeitos adversos relacionados à esteira ou à RV, sem desistências durante o tratamento em nenhum dos grupos. A “intenção de tratar” não foi considerada, pois os pacientes foram excluídos antes de iniciar o treinamento e /ou antes de completarem as avaliações devido às dificuldades de comparecimento ao programa proposto.

Os resultados do presente estudo comprovam que os pacientes com DP são capazes de melhorar o desempenho da marcha com o TE isolado ou associado à RV. O TRV teve efeito maior nos parâmetros cognitivos, clínicos, cinemáticos e cinéticos da marcha, podendo ser considerada uma intervenção promissora para o treinamento em indivíduos com DP, principalmente pela estimulação multissensorial.

Os efeitos avaliados foram imediatos e a falta de seguimento foi um fator limitante para verificar a duração das melhoras. Alguns estudos mostraram que os efeitos do treinamento podem ser mantidos até seis meses, após a conclusão do treinamento (Miyai et al., 2002; Toole et al., 2005; Picelli et al., 2013; Bello et al., 2013).

A grande quantidade de variáveis cinemáticas e cinéticas disponíveis também foi um fator limitante na análise dos resultados, pois o cálculo amostral foi feito em relação ao quadro clínico, e não aos parâmetros da análise tridimensional da marcha. Assim, o número de pacientes pode ter sido insuficiente para conclusões mais robusta em relação à análise cinemática e cinética da marcha antes e depois dos treinamentos.

As intervenções propostas são viáveis e de baixo custo para o tratamento da DP nos estágios I a III da escala de HY, podendo ser facilmente aplicadas, desde que feito na presença de fisioterapeutas, com os cuidados de dosagem adequada para cada paciente.

8 CONCLUSÃO

O treinamento em esteira associado ou não a RV melhorou os parâmetros clínicos e a cinemática linear e angular de pelve, joelho e tornozelo da marcha de pacientes com DP.

O grupo treino de marcha associado à RV foi mais efetivo em relação ao TE para função cognitiva, parâmetros cinemáticos de extensão do tronco, extensão dos joelhos no contato inicial, flexão dos joelhos na resposta à carga e parâmetros cinéticos de quadril e tornozelo durante a marcha.

REFERÊNCIAS

- Aarsland D, et al. Neuropsychiatric symptoms in patients with Parkinson's disease and dementia: frequency, profile and associated caregiver stress. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2007;78(1):36-42.
- Abbruzzese G, et al. Rehabilitation for Parkinson's disease: Current outlook and future challenges. *Parkinsonism Relat Disord*. 2016;22(Suppl 1):S60–S64.
- Alberts JL, et al. Cortical and motor responses to acute forced exercise in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2016;24:56–62.
- Alice N, et al. Motor learning in Parkinson's disease: limitations and potential for rehabilitation. *Parkinsonism and Related Disorders*. 2009;15(Suppl 3):S53-S8.
- Almeida O, Almeida S. Reliability of the Brazilian version of the geriatric depression scale (GDS) short form. *Arq Neuropsiquiatr*. 1999;57(2B):421-6.
- Amboni M, et al. Prevalence and associated features of self-reported freezing of gait in Parkinson disease: the DEEP FOG study. *Parkinsonism Relat Disord*. 2015;21(6):644–9.
- Anthony H, Jenner P. Etiology and pathogenesis of Parkinson's disease. *Mov Disord*. 2011;26(6):1049-55.
- Ascherio A, Schwarzschild MA. The epidemiology of Parkinson's disease: risk factors and prevention. *Lancet*. 2016;15(12):1257-72.
- Baker R, et al. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2016;52(4):560-74.
- Baker R. *Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis*. Londres: Mac Keith Press; 2013.
- Baron EI, et al. Altered kinematics of arm swing in Parkinson's disease patients indicates declines in gait under dual-task conditions. *Parkinsonism Relat Disord*. 2018;48: 61–7.
- Barry G, Galna B, Rochester L. The role of exergaming in Parkinson's disease rehabilitation: a systematic review of the evidence. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11:33.
- Bello O, et al. Mechanisms involved in treadmill walking improvements in Parkinson's disease. *Gait Posture*. 2010;32(1):118–23.

Bello O, et al. Spatiotemporal parameters of gait during treadmill and overground walking in Parkinson's disease. *J Parkinsons Dis.* 2014;4(1):33-6.

Bello O, et al. The effects of treadmill or overground walking training program on gait in Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2013;38(4):590-5.

Bello O, Fernandez-Del-Olmo M. How does the treadmill affect gait in Parkinson's disease? *Curr Aging Sci.* 2012;5(1):28–34.

Bello O, Sanchez JA, Fernandez-del-Olmo M. Treadmill walking in Parkinson's disease patients: adaptation and generalization effect. *Mov Disord.* 2008;23(9):1243-9.

Berardelli A, et al. Pathophysiology of bradykinesia in Parkinson's disease. *Brain.* 2001;124(Pt 11):2131-46.

Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G. Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *J Neurol Sci.* 1991;98(1):91-7.

Bloem BR, et al. Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. *Mov Disord.* 2004;19(8):871–84.

Bovolenta TM, et al. Average annual cost of Parkinson 's disease in São Paulo, Brazil, with a focus on disease-related motor symptoms. *Clin Interv Aging.* 2017;12:2095–108.

Brown P, et al. Involvement of human basal ganglia in offline feedback control of voluntary movement. *Curr Biol.* 2006;16(21):2129-34.

Bruin E, et al. Use of virtual reality technique for the training of motor control in the elderly. Some theoretical considerations. *Z Gerontol Geriatr.* 2010;43(4):229-34.

Burley CV, et al. Brain train to combat brain drain; focus on exercise strategies that optimize neuroprotection. *Exp Physiol.* 2016;101(9):1178–84.

Butler DP, Willet K. Wii-habilitation: is there a role in trauma? *Injury.* 2010;41(9):883-5.

Camicioli R, et al. Verbal fluency task affects gait in Parkinson's disease with motor freezing. *J Geriatr Psychiatry Neurol.* 1998;11(4):181-5.

Canning CG, et al. Home-based treadmill training for individuals with Parkinson's disease: a randomized controlled pilot trial. *Clin Rehabil.* 2012;26(9):817-26.

Canning CG, Paul SS, Nieuwboer A. Prevention of falls in Parkinson's disease: a review of fall risk factors and the role of physical interventions. *Neurodegener Dis Manag.* 2014;4(3):203-21.

Capato TTC, Domingos JMM, Almeida LRS. Versão em português da Diretriz Europeia de Fisioterapia para a Doença de Parkinson. São Paulo: Omnifarma; 2015. 202 p.

Cappozzo A, et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1995;10(4):171-8.

Cappozzo Ak, et al. *Gait Posture.* 2005;21(2):186–96.

Casuso-Holgado MJ, et al. Effectiveness of virtual reality training for balance and gait rehabilitation in people with multiple sclerosis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil.* 2018;32(9):1220-34.

Cavalcante Neto JL, et al. Is virtual reality effective in improving the motor performance of children with developmental coordination disorder? A systematic review. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2019;55(2):291-300.

Charnley J, Pusso R. The recording and the analysis of gait in relation to the surgery of the hip joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1968;58:153-64.

Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture.* 2001;13(1):49-66.

Chaudhuri KR, et al. A proposal for a comprehensive grading of Parkinson's disease severity combining motor and non-motor assessments: meeting an unmet need. *PLoS One.* 2013;8(2):e57221.

Chiari L, et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: instrumental errors. *Gait Posture.* 2005;21(2):197-211.

Chien SL, et al. The efficacy of quantitative gait analysis by the GAITRite system in evaluation of parkinsonian bradykinesia. *Parkinsonism Relat Disord.* 2006;12(7):438-42.

Clark DJ. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Front Hum Neurosci*. 2015; 9:246.

Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. New York: Lawrence Erlbaum Associates; 1988. The t Test for Means. p. 19-66.

Colcombe S, Kramer AF. Fitness effects on the cognitive function of older adults: a meta-analytic study. *Psychol Sci*. 2003;14(2):125-30.

Combs SA, et al. Short-distance walking speed tests in people with Parkinson disease: reliability, responsiveness, and validity. *Gait Posture*. 2014;39(2):784-8.

Creaby MW, Cole MH. Gait characteristics and falls in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Parkinsonism Relat Disord*. 2018;57:1-8.

Crosiers D, et al. Parkinson disease: insights in clinical, genetic and pathological features of monogenic disease subtypes. *J Chem Neuroanat*. 2011;42(2):131-41.

Cucca A, et al. Freezing of gait in Parkinson's disease: from pathophysiology to emerging therapies. *Neurodegener Dis Manag*. 2016;6(5):431-46.

Darekar A, et al. Efficacy of virtual reality-based intervention on balance and mobility disorders post-stroke: a scoping review. *J Neuroeng Rehabil*. 2015;12:46.

Davis RB, et al. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;10(5):575-87.

Debû B, et al. Managing gait, balance, and posture in Parkinson's disease. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 2018;18(5):23.

Delval A, et al. Kinematic angular parameters in PD: reliability of joint angle curves and comparison with healthy subjects. *Gait Posture*. 2008;28(3):495-501.

Ditor DS, et al. The effects of body-weight supported treadmill training on cardiovascular regulation in individuals with motor-complete SCI. *Spinal Cord*. 2005;43(11):664-73.

Djuric-Jovicic M, et al. Selection of gait parameters for differential diagnostics of patients with Parkinson's disease. *Neurol Res*. 2017;39(10):853-61.

- Dockx K, et al. Virtual reality for rehabilitation in Parkinson's disease. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016;12(12):CD010760.
- Doyon J. Motor sequence learning and movement disorders. *Curr Opin Neurol.* 2008;21(4):478–83.
- Duchesne C, et al. Enhancing both motor and cognitive functioning in Parkinson 's disease: aerobic exercise as a rehabilitative intervention. *Brain Cogn.* 2015;99:68–77.
- Duncan GW, et al. Health-related quality of life in early Parkinson’s disease: the impact of nonmotor symptoms. *Mov Disord.* 2014;29(2):195–202.
- Fasano A, et al. Neuroimaging of Freezing of Gait. *J Parkinson Dis.* 2015;5(2):241-54.
- Faul F, et al. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res Methods.* 2007;39(2):175-91.
- Feng H, et al. Virtual Reality rehabilitation versus conventional physical therapy for improving balance and gait in Parkinson's disease patients: a randomized controlled trial. *Med Sci Monit.* 2019;25:4186-92.
- Fernández-Lago H, et al. Acute kinematic and neurophysiological effects of treadmill and overground walking in Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation.* 2019;44(3):433-43.
- Ferrari A, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture.* 2008;28(2):207-16.
- Folstein, MF, Folstein SE, McHugh PR. “Mini-mental state”. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res.* 1975;12(3):189-98.
- Fox SH, et al. International Parkinson and movement disorder society evidence-based medicine review: Update on treatments for the motor symptoms of Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2018;33(8):1248-66.
- Frazzitta G, et al. Asymmetry and freezing of gait in parkinsonian patients. *J Neurol.* 2013;260(1):71-6.

Frazzitta G, et al. Rehabilitation treatment of gait in patients with Parkinson's disease with freezing: A comparison between two physical therapy protocols using visual and auditory cues with or without treadmill training. *Mov Disord.* 2009;24(8):1139-43.

Frenkel-Toledo S, et al. Treadmill walking as an external pacemaker to improve gait rhythm and stability in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2005;20(9):1109-14.

Galletly R, Brauer SG. Does the type of concurrent task affect preferred and cued gait in people with Parkinson's disease? *Aust J Physiother.* 2005;51(3):175-80.

Galna B, et al. Progression of gait dysfunction in incident Parkinson's disease: impact of medication and phenotype. *Mov Disord.* 2015;30(3):359–67.

Galna B, et al. Retraining function in people with Parkinson's disease using the Microsoft Kinect: game design and pilot testing. *J Neuroeng Rehabil.* 2014;11(1):60.

Ganesan M, et al. Effect of partial weight supported treadmill gait training on balance in patients with Parkinson disease. *PM R.* 2014;6(1):22–33.

Gilat M, et al. Functional MRI to study gait impairment in Parkinson's disease: a systematic review and exploratory ALE meta-analysis. *Curr Neurol Neurosci Rep.* 2019;19(8):49.

Goble DJ, Cone BL, Fling BW. Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: the first half decade of “Wii-search”. *J Neuroeng Rehabil.* 2014;11:12.

Goede CJ, et al. The effects of physical therapy in Parkinson's disease: a research synthesis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(4):509-15.

Goetz CG, et al. Movement Disorder Society task force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations. *Mov Disord.* 2004;19 (9):1020-8.

Goldman JG, Sieg E. Cognitive impairment and dementia in Parkinson disease. *Clin Geriatr Med.* 2020;36(2):365-77.

Grimes D, et al. Canadian guideline for Parkinson disease. *CMAJ.* 2019;191(36):E989–E1004.

Hammond C, Bergman H, Brown P. Pathological synchronization in Parkinson's disease: networks, models and treatments. *Trends Neurosci.* 2007;30(7):357–64.

Hao Z, Zhang X, Chen P. Effects of ten different exercise interventions on motor function in Parkinson's disease patients -- a network meta-analysis of randomized controlled trials. *Brain Sci.* 2022;12(6):698.

Harris GF, Wertsch, JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75 (2):216-25.

Harro CC, et al. The effects of speed- dependent treadmill training and rhythmic auditory-cued over- ground walking on gait function and fall risk in individuals with idiopathic Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation.* 2014;34(3):557-72.

Helmich RC, Dirkx MF. Pathophysiology and management of Parkinsonian tremor. *Semin Neurol.* 2017;37(2):127–34.

Herman T, et al. Six weeks of intensive treadmill training improves gait and quality of life in patients with Parkinson's disease: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(9):1154-8.

Herman T, Giladi N, Hausdorff JM. Treadmill training for the treatment of gait disturbances in people with Parkinson's disease: a mini-review. *J Neural Transm.* 2009;116(3):307–18.

Herz NB, et al. Nintendo Wii rehabilitation ("Wii-hab") provides benefits in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2013;19(11):1039-42.

Hess CW, Hallett M. The phenomenology of Parkinson's disease. *Semin Neurol.* 2017;37(2):109-17.

Hoehn MM, Yahr MD. Parkinsonism: onset, progression and mortality. *Neurology.* 1967;17(5):427-42.

Hollman JH, et al. Treadmill walking alters stride time dynamics in Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2020;77:195-200.

Hou L, et al. Exercise-induced neuroprotection of the nigrostriatal dopamine system in Parkinson's disease. *Front Aging Neurosci.* 2017;9:358.

Hughes AJ, et al. Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinicopathological study of 100 cases. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1992;55(3):181-4.

Jankovic J, Tan EK. Parkinson's disease: etiopathogenesis and treatment. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2020;91(8):795-808.

Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383-92.

Kalia LV, Lang AE. Parkinson's disease. *Lancet*. 2015;386(9996):896–912.

Kennedy PM, et al. Assessing vestibular contributions during changes in gait trajectory. *Neuroreport*. 2005;16(10):1097-100.

Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil*. 1998;77(1):2-7.

Keshner EA, Fung J. The quest to apply VR technology to rehabilitation: tribulations and treasures. *J Vestib Res*. 2017;27(1):1–5.

Keus SH, et al. Physical therapy in Parkinson's disease: evolution and future challenges. *Mov Disord*. 2009;24(1):1-14.

Keus SHJ, et al. Evidence-based analysis of physical therapy in Parkinson's disease with recommendations for practice and research. *Mov Disord*. 2007;22(4):451-60.

Kim YE, Jeon BS. Musculoskeletal problems in Parkinson's disease. *J Neural Transm (Vienna)*. 2013;120(4):537–42.

Kimmeskamp S, Hennig EM. Heel to toe motion characteristics in Parkinson patients during free walking. *Clin Biomech*. 2001;16(9):806-12.

Kleiner A, et al. The Parkinsonian gait spatiotemporal parameters quantified by a single inertial sensor before and after automated mechanical peripheral stimulation treatment. *Parkinsons Dis*. 2015;2015:390512.

Kober SE, Kurzmann J, Neuper C. Cortical correlate of spatial presence in 2D and 3D interactive virtual reality: an EEG study. *Int. J. Psychophysiol*. 2012;83(3):365–74.

Kowal SL, et al. The current and projected economic burden of Parkinson's disease in the United States. *Mov Disord*. 2013;28(3):311-8.

Kwon KY, et al. Is reduced arm and leg swing in Parkinson's disease associated with rigidity or bradykinesia? *J Neurol Sci.* 2014;341(1-2):32–5.

Lamotte G, et al. Effects of endurance exercise training on the motor and non-motor features of Parkinson's disease: a review. *J Parkinsons Dis.* 2015;5(1):21–41.

Lauenroth A, Ioannidis AE, Teichmann B. Influence of combined physical and cognitive training on cognition: a systematic review. *BMC Geriatr.* 2016;16:141.

Laver KE, et al. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017;11(11):CD008349.

Leardini A, et al. Kinematic models of lower limb joints for musculoskeletal modeling and optimization in gait analysis. *J Biomech.* 2017;62:77–86.

Leardini A, et al. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(6):562-71.

Leardini A, et al. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24(7):542-50.

Lei C, et al. Effects of virtual reality rehabilitation training on gait and balance in patients with Parkinson's disease: a systematic review. *PLoS One.* 2019;14(11):e0224819.

Levin MF, Weiss PL, Keshner EA. Emergence of virtual reality as a tool for upper limb rehabilitation: incorporation of motor control and motor learning principles. *Phys Ther.* 2015;95(3):415–25.

Lewek MD, et al. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2010;31(2):256–60.

Lewis GN, Byblow WD, Walt SE. Stride length regulation in Parkinson's disease: the use of extrinsic, visual cues. *Brain.* 2000;123(Pt 10):2077-90.

Li J, et al. Decreased interhemispheric homotopic connectivity in Parkinson's disease patients with freezing of gait: a resting state fMRI study. *Parkinsonism Relat Disord.* 2018;52:30–6.

Liao YY, et al. Virtual reality-based Wii fit training in improving muscle strength, sensory integration ability, and walking abilities in patients with Parkinson's disease: a randomized control trial. *Int J Gerontol.* 2015;9(4):190–5.

Lindemann U. Spatiotemporal gait analysis of older persons in clinical practice and research: Which parameters are relevant? *Z. Gerontol. Geriatr.* 2019;53(2):171-8.

Luessi F, et al. Influence of visual cues on gait in Parkinson's disease during treadmill walking at multiple velocities. *J Neurol Sci.* 2012;314(1-2):78-82.

Luna NMS, et al. Effects of treadmill training on gait of elders with Parkinson 's disease: a literature review. *Einstein (São Paulo).* 2020;18:eRW5233.

Maggio MG, et al. What about the role of virtual reality in Parkinson disease's cognitive rehabilitation? preliminary findings from a randomized clinical trial. *J Geriatr Psychiatry Neurol.* 2018;31(6):312–8.

Marinelli L, et al. Learning and consolidation of visuo-motor adaptation in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2009;15(1):6-11.

Marras C, et al. Prevalence of Parkinson's disease across North America. *NPJ Parkinsons Dis.* 2018;4:21.

McVey MA, et al. Early biomechanical markers of postural instability in Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2009;30(4):538–42.

Mehrholz J, et al. Treadmill training for patients with Parkinson's disease. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015;22(8):CD007830.

Mehrholz J, et al. Treadmill training for patients with Parkinson Disease. An abridged version of a Cochrane Review. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2016;52(5):704-13.

Melo GEL, et al. Effect of virtual reality training on walking distance and physical fitness in individuals with Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation.* 2018;42(4):473-80.

Mendes FAS, et al. Motor learning, retention and transfer after virtual-reality-based training in Parkinson's disease-effect of motor and cognitive demands of games: a longitudinal, controlled clinical study. *Physiotherapy.* 2012;98(3):217–23.

Messier J, et al. Visuomotor learning in immersive 3D virtual reality in Parkinson's disease and in aging. *Exp Brain Res.* 2007;179(3):457–74.

Mhatre PV, et al. Wii fit balance board playing improves balance and gait in Parkinson disease. *PM R.* 2013;5(9):769–77.

Mirelman A, et al. Addition of a non-immersive virtual reality component to treadmill training to reduce fall risk in older adults (V-TIME): a randomised controlled trial. *Lancet.* 2016;388(10050):1170-82.

Mirelman A, et al. Gait impairments in Parkinson 's disease. *Lancet Neurol.* 2019;18(7):697-708.

Mirelman A, et al. V-TIME: a treadmill training program augmented by virtual reality to decrease fall risk in older adults: study design of a randomized controlled trial. *BMC Neurol.* 2013;13:15.

Miyai I, et al. Treadmill training with body weight support: its effect on Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(7):849–52.

Miyai I, et al. Long-term effect of body weight-supported treadmill training in Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(10):1370-3.

Moore ST, et al. Locomotor response to levodopa in fluctuating Parkinson's disease. *Exp Brain Res.* 2008;184(4):469-78.

Morris M, et al. Abnormalities in the stride length-cadence relation in parkinsonian gait. *Mov Disord.* 1998;13(1):61-9.

Morris M, et al. Three-dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorder. *Mov Disord.* 2005;20(1):40-50.

Morris ME, et al. Stride length regulation in Parkinson's disease. Normalization strategies and underlying mechanisms. *Brain.* 1996;119(Pt 2):551-68.

Morris ME, et al. The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clin Biomech.* 2001;16(6):459-70.

Morris ME, et al. The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease. *Brain*. 1994;117(Pt 5):1169–81.

Morris ME, Martin CL, Schenkman ML. Striding out with Parkinson disease: evidence-based physical therapy for gait disorders. *Phys Ther*. 2010;90(2):280-8.

Nadeau A, Pourcher E, Corbeil P. Effects of 24 wk of treadmill training on gait performance in Parkinson's disease. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(4):645-55.

Negrini S, et al. Nintendo Wii Fit for balance rehabilitation in patients with Parkinson's disease: a comparative study. *J Bodyw Mov Ther*. 2017;21(1):117-23.

Ni M, et al. Exercise guidelines for gait function in Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2018;32(10):872-86.

Nieuwboer A, Giladi N. Characterizing freezing of gait in Parkinson's disease: models of an episodic phenomenon. *Mov Disord*. 2013;28(11):1509–19.

Okuma Y, et al. A prospective study of falls in relation to freezing of gait and response fluctuations in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2018;46:30–35.

Ostrosky KM, et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther*. 1994;74(7):637-44; discussion 644-6.

Palmerini L, et al. Identification of characteristic motor patterns preceding freezing of gait in Parkinson's disease using wearable sensors. *Front Neurol*. 2017;8:394.

Papagiannis GI, et al. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *J Med Eng Technol*. 2019;43(1):59-65.

Pazzaglia C, et al. Comparison of virtual reality rehabilitation and conventional rehabilitation in Parkinson's disease: a randomised controlled trial. *Physiotherapy*. 2020;106:36-42.

Pelosin E, et al. Motor-cognitive treadmill training with virtual reality in Parkinson's disease: the effect of training duration. *Front Aging Neurosci*. 2022;13:753381.

Pelosin E, et al. Treadmill training frequency influences walking improvement in subjects with Parkinson's disease: a randomized pilot study. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2017;53(2):201-8.

- Pelosin E, et al. Effects of treadmill training on walking economy in Parkinson's disease: a pilot study. *Neurol Sci.* 2009;30(6):499-504.
- Penko AL, et al. Borg scale is valid for rating of perceived exertion for individuals with Parkinson's disease. *Int J Exerc Sci.* 2017;10(1):76-86.
- Peppe A, et al. Does gait analysis quantify motor rehabilitation efficacy in Parkinson's disease patients? *Gait Posture.* 2007;26(3):452-62.
- Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function.* Thorofare, New Jersey: Slack; 2005.
- Petzinger GM, et al. Exercise-enhanced neuroplasticity targeting motor and cognitive circuitry in Parkinson's disease. *Lancet Neurol.* 2013;12(7):716-26.
- Pfeiffer RF. Non-motor symptoms in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2016;22(Suppl 1):S119-22.
- Picelli A, et al. Effects of treadmill training on cognitive and motor features of patients with mild to moderate Parkinson's disease: a pilot, single-blind, randomized controlled trial. *Funct Neurol.* 2016;31(1):25-31.
- Picelli A, et al. Robot-assisted gait training versus equal intensity treadmill training in patients with mild to moderate Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *Parkinsonism Relat Disord.* 2013;19(6):605-10.
- Pistacchi M, et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. *Funct Neurol.* 2017;32(1):28-34.
- Pohl M, et al. Immediate effects of speed-dependent treadmill training on gait parameters in early Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(12):1760-6.
- Porras DC, et al. Advantages of virtual reality in the rehabilitation of balance and gait: systematic review. *Neurology.* 2018;90(22):1017-25.
- Rahman S, et al. The factors that induce or overcome freezing of gait in Parkinson's disease. *Behav Neurol.* 2008;19(3):127-36.
- Rezvanian S, et al. Motor subtypes of Parkinson's disease can be identified by frequency component of postural stability. *Sensors (Basel).* 2018;18(4):1102.

Ribas CG, et al. Effectiveness of exergaming in improving functional balance, fatigue and quality of life in Parkinson's disease: a pilot randomized controlled trial. *Parkinsonism Relat Disord.* 2017;38:13-8.

Rydell NW. Forces acting on the femoral head-prosthesis. *Acta Orthop Scand.* 1966;37(Suppl 88):1-132.

Rochester L, et al. Does auditory rhythmical cueing improve gait in people with Parkinson's disease and cognitive impairment? A feasibility study. *Mov Disord.* 2009;24(6):839-45.

Rogers G, et al. Parkinson's disease: summary of updated NICE guidance. *BMJ.* 2017;358:j1951.

Rose J, Gamble JG. *Marcha Humana.* Baltimore: Premier; 1998.

San Martín Valenzuela C, et al. Effects of dual-task group training on gait, cognitive executive function, and quality of life in people with Parkinson disease: results of randomized controlled DUALGAIT trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2020;101(11):1849-1856.e1.

Sauerbier A, et al. Non motor subtypes and Parkinson 's disease. *Parkinsonism Relat Disord.* 2016;22(Suppl 1):S41–S46.

Savica R, et al. Time trends in the incidence of Parkinson disease. *JAMA Neurol.* 2016;73(8):981–89.

Schenkman H, et al. Exercise for people in early-or mild-stage Parkinson disease: a 16-month randomized controlled trial. *Phys Ther.* 2012;92(11):1395-410.

Schlick C, et al. Visual cues combined with treadmill training to improve gait performance in Parkinson's disease: a pilot randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2016;30(5):463-71.

Schneider RB, Iourinets J, Richard IH. Parkinson's disease psychosis: presentation, diagnosis and management. *Neurodegener Dis Manag.* 2017;7(6):365-76.

Scholtissen B, et al. Challenging the serotonergic system in Parkinson disease patients: effects on cognition, mood and motor performance. *Clin Neuropharmacol.* 2006;29(5):276-85.

Schrag A, et al. Minimal clinically important change on the unified parkinson's disease rating scale. *Mov Disord.* 2006;21(8):1200-7.

Schubert T. The central attentional limitation and executive control. *Front Biosci.* 2008;13:3569–80.

Schwartz MH, Trost JP, Wervey RA: Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture.* 2004;20(2):196-203.

Shah J, et al. Increased foot strike variability in Parkinson's disease patients with freezing of gait. *Parkinsonism Relat Disord.* 2018;53:58–63.

Shahrbanian S, et al. Use of virtual reality (immersive vs. non immersive) for pain management in children and adults: a systematic review of evidence from randomized controlled trials. *Eur J Exp Biol.* 2012;2(5):1408–22.

Shen X, Wong-Yu IS, Mak MKY. Effects of exercise on falls, balance, and gait ability in Parkinson's disease: a meta-analysis. *Neurorehabil Neural Repair.* 2016;30(6):512-27.

Shine JM, et al. Differential neural activation patterns in patients with Parkinson's disease and freezing of gait in response to concurrent cognitive and motor load. *PLoS One.* 2013;8(1):e52602.

Shine JM, Naismith SL, Lewis SJ. The pathophysiological mechanisms underlying freezing of gait in Parkinson's Disease. *J Clin Neurosci.* 2011;18(9):1154-7.

Shulman LM, et al. Randomized clinical trial of 3 types of physical exercise for patients with Parkinson disease. *JAMA Neurol.* 2013;70(2):183–190.

Shulman LM, et al. The clinically important difference on the unified Parkinson's disease rating scale. *Arch Neurol.* 2010;67(1):64-70.

Singh DKA, et al. Effects of substituting a portion of standard physiotherapy time with virtual reality games among community-dwelling stroke survivors. *BMC Neurol.* 2013;13:199.

Skidmore FM, et al. Pilot safety and feasibility study of treadmill aerobic exercise in Parkinson disease with gait impairment. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(1):117-24.

Skjæret-Maroni N, et al. Exergaming in older adults: movement characteristics while playing stepping games. *Front Psychol.* 2016;7:964.

Sofuwa O, et al. Quantitative gait analysis in Parkinson's disease: comparison with a healthy control group. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(5):1007-13.

Son H, Kim E. Kinematic analysis of arm and trunk movements in the gait of Parkinson's disease patients based on external signals. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(12):3783-6.

Speciali DS, et al. Gait profile score and movement analysis profile in patients with Parkinson's disease during concurrent cognitive load. *Braz J Phys Ther.* 2014;18(4):315-22.

Speciali DS, et al. Use of the gait deviation Index and spatiotemporal variables for the assessment of dual task interference paradigm. *J Bodyw Mov Ther.* 2013;17(10):19-27.

Speciali DS. Análise da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson submetidos à estimulação cerebral profunda de alta frequência do núcleo subtalâmico [dissertação]. São Paulo: Universidade Nove de Julho; 2012.

Staiano AE, Flynn R. Therapeutic uses of active videogames: a systematic review. *Games Health J.* 2014;3(6):351–65.

Stephan M, et al. Motor sequence learning performance in Parkinson's disease patients depends on the stage of disease. *Brain Cog.* 2011;75(2):135-40.

Takakusaki K. Functional neuroanatomy for posture and gait control. *J Mov Disord.* 2017;10(1):1-17.

Tan D, et al. Relationships between motor aspects of gait impairments and activity limitations in people with Parkinson's disease: a systematic review. *Parkinsonism Relat Disord.* 2012;18(2):117-24.

Tan SB, Williams AF, Kelly D. Effectiveness of multidisciplinary interventions to improve the quality of life for people with Parkinson's disease: a systematic review. *Int J Nurs Stud.* 2014;51(1):166–74.

Tao W, et al. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel).* 2012;12(2):2255-83.

Tarakad A, Jankovic J. Diagnosis and management of Parkinson's disease. *Semin Neurol.* 2017;37(2):118–126.

- Thenganatt MA, Jankovic J. The relationship between essential tremor and Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord*. 2016;22(Suppl 1):S162–S165.
- Tomlinson C, et al. Physiotherapy versus placebo or no intervention in Parkinson's disease (review). *Cochrane Database Syst Rev*. 2012a;(8):CD002817.
- Tomlinson CL, et al. Physiotherapy for Parkinson's disease: a comparison of techniques. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;(6):CD002815.
- Tomlinson CL, et al. Physiotherapy intervention in Parkinson's disease: systematic review and meta-analysis. *BMJ Geriatr*. 2012b;345:e5004.
- Tomlinson CL, et al. Physiotherapy versus placebo or no intervention in Parkinson's disease. *Cochrane Database Syst Rev*. 2013;2013(9):CD002817.
- Toole T, et al. The effects of loading and unloading treadmill walking on balance, gait, fall risk, and daily function in Parkinsonism. *NeuroRehabilitation*. 2005;20(4):307-22.
- Tysnes OB, Storstein A. Epidemiology of Parkinson's disease. *J Neural Transm (Vienna)*. 2017;124(8):901-5.
- Vallabhajosula S, et al. Age and Parkinson's disease related kinematic alterations during multi-directional gait initiation. *Gait Posture*. 2013;37(2): 280–6.
- Van de Crommert HW, Mulder T, Duysens J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait Posture*. 1998;7(3):251-63.
- Van Maele-Fabry G, et al. Occupational exposure to pesticides and Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis of cohort studies. *Environ Int*. 2012;46:30-43.
- Ventura S, et al. Immersive versus non-immersive experience: exploring the feasibility of memory assessment through 360° technology. *Front Psychol*. 2019;10:2509.
- Vercruyse S, et al. Freezing beyond gait in Parkinson's disease: a review of current neurobehavioral evidence. *Neurosci Biobehav Rev*. 2014;43:213-27.
- Videnovic A. Disturbances of sleep and alertness in Parkinson's Disease. *Curr Neurol Neurosci Rep*. 2018;18(6):29.

Wang M, et al. Alterations of functional and structural connectivity of freezing of gait in Parkinson's disease. *J Neurol*. 2016;263(8):1583–92.

Whittle MW. Clinical gait analysis: a review. *Hum Mov Sci*. 1996;15(3):369-87.

Wong AY, Sangeux M, Baker R. Calculation of joint moments following foot contact across two force plates. *Gait Posture*. 2010;31(2):292-3.

Yarnall A, Rochester L, David J. The interplay of cholinergic function, attention, and falls in Parkinson's disease. *MovDisord*. 2011;26(14):2496-2503.

Yen CY, et al. Effects of virtual reality-augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with Parkinson disease: a randomized controlled trial. *Phys Ther*. 2011;91(16):862e874.

You SH, et al. Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke an experimenter-blind randomized study. *Stroke*. 2005;36(6):1166-71.

Zanardi APJ, et al. Gait parameters of Parkinson 's disease compared with healthy controls: a systematic review and meta-analysis. *Sci Rep*. 2021;11(1):752.

Zhang PL, et al. Genetics of Parkinson's disease and related disorders. *J Med Genet*. 2018;55(2):73-80.

APÊNDICE A - Variáveis cinemáticas do tronco e pelve pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| Variáveis | Lado | TE | | TRV | |
|------------------------------------|------|-------------------|-------------------------|-------------------|--------------------------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) |
| Tronco | | | | | |
| Inclinação mínima (graus) | Esq. | 11,6 (8,2) | 10,0 (6,1) | 3,8 (8,9) | 4,0 (7,6) |
| | Dir. | 11,7 (8,2) | 9,8 (6,1) | 3,6 (9,2) | 3,7 (7,7) |
| Inclinação máxima (graus) | Esq. | 15,5 (7,9) | 10,7 (4,5) ^a | 14,9 (4,4) | 7,6 (5,6) ^a |
| | Dir. | 15,5 (7,9) | 11,0 (4,8) | 15,6 (4,8) | 9,2 (6,3) ^a |
| Média de Inclinação (graus) | Esq. | 17,9 (6,3) | 11,9 (5,9) ^a | 14,4 (4,4) | 6,0 (7,7) ^{a,b} |
| | Dir. | 15,4 (6,4) | 12,1 (7,4) | 14,2 (4,7) | 5,6 (7,7) ^{a,b} |
| Pelve | | | | | |
| Média de Inclinação (graus) | Esq. | 14,9 (5,0) | 14,3 (4,9) | 11,3 (4,7) | 12,0 (6,5) |
| | Dir. | 14,8 (5,1) | 14,2 (5,1) | 11,3 (4,6) | 12,0 (6,5) |
| ADM Inclinação (graus) | Esq. | 4,8 (2,3) | 4,4 (1,5) | 3,8 (1,0) | 3,9 (1,1) |
| | Dir. | 4,8 (2,4) | 4,2 (1,6) | 3,7 (1,0) | 3,8 (1,1) |
| Média Obliquidade no apoio (graus) | Esq. | 2,4 (2,2) | 2,6 (1,6) | 2,1 (3,6) | 2,3 (4,0) |
| | Dir. | -0,4 (2,4) | 0,6 (4,5) | -0,2 (3,5) | -0,3 (3,6) |
| ADM Obliquidade (graus) | Esq. | 5,8 (2,8) | 5,6 (2,2) | 7,0 (2,2) | 6,3 (1,7) |
| | Dir. | 5,9 (2,6) | 6,9 (5,0) | 6,7 (2,4) | 6,1 (1,5) |
| Média Rotação no apoio (graus) | Esq. | -2,3 (2,8) | -1,7 (4,1) | -0,1 (3,3) | 0,9 (3,7) |
| | Dir. | 2,3 (3,5) | 5,5 (11,4) | 0,8 (2,5) | 0,8 (2,7) |
| ADM Rotação (graus) | Esq. | 7,5 (2,6) | 9,8 (3,0) ^a | 7,8 (2,9) | 11,1 (1,6) ^a |
| | Dir. | 7,4 (2,4) | 10,3 (3,4) ^a | 8,0 (3,3) | 11,0 (1,0) ^a |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; ADM – amplitude de movimento.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

APÊNDICE B - Variáveis cinemáticas do quadril pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| Variáveis | Lado | TE | | TRV | |
|---|------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) |
| Quadril | | | | | |
| Mínima Flexão / Extensão (graus) | Esq. | -2,5 (6,6) | -2,3 (7,4) | -9,0 (7,1) | -11,4 (3,8) |
| | Dir. | -4,0 (6,9) | -2,3 (4,9) | -6,5 (8,2) | -6,0 (9,8) |
| Máxima Flexão / Extensão (graus) | Esq. | 38,6 (6,4) | 38,0 (6,8) | 34,8 (7,0) | 35,7 (2,9) |
| | Dir. | 38,5 (7,0) | 37,5 (6,4) | 33,3 (6,7) | 33,7 (9,5) |
| Média Flexão / Extensão (graus) | Esq. | 20,3 (5,5) | 19,8 (7,3) | 15,7 (7,1) | 17,7 (8,4) |
| | Dir. | 19,2 (6,5) | 20,3 (7,6) | 16,6 (7,3) | 17,1 (9,6) |
| ADM Flexão / Extensão (graus) | Esq. | 40,4 (8,8) | 38,6 (4,6) | 43,0 (5,6) | 42,4 (5,23) |
| | Dir. | 42,5 (6,9) | 39,3 (6,5) | 39,8 (2,8) | 39,9 (2,8) |
| Mínima Abdução / Adução (graus) | Esq. | -5,0 (4,3) | -4,8 (5,7) | -5,2 (5,5) | -5,4 (4,7) |
| | Dir. | -11,5 (5,8) | -9,4 (6,7) | -10,1 (4,8) | -9,1 (5,9) |
| Máxima Abdução / Adução (graus) | Esq. | 7,9 (3,6) | 8,1 (4,0) | 7,7 (5,0) | 5,8 (4,8) |
| | Dir. | 2,6 (4,8) | 2,5 (3,4) | 3,7 (5,2) | 4,3 (3,5) |
| ADM Abdução / Adução (graus) | Esq. | 12,8 (4,4) | 13,0 (4,2) | 13,2 (3,1) | 12,5 (2,5) |
| | Dir. | 14,2 (4,5) | 15,9 (8,0) | 14,0 (3,8) | 13,3 (4,0) |
| Média no apoio Abdução / Adução (graus) | Esq. | 4,2 (3,3) | 4,5 (4,1) | 4,21(5,1) | 3,3 (5,2) |
| | Dir. | -1,4 (5,1) | -2,3 (3,2) | -0,1 (4,3) | 1,0 (4,2) |
| Média Rotação no apoio (graus) | Esq. | 1,6 (7,6) | 1,6 (10,2) | 4,5 (5,2) | 4,3 (5,2) |
| | Dir. | -3,9 (5,1) | -3,8 (5,0) | 1,7 (7,8) | 2,5 (8,6) |
| ADM Rotação (graus) | Esq. | 11,6 (3,4) | 11,9 (2,6) | 14,1 (2,8) | 13,3 (3,0) |
| | Dir. | 11,2 (2,4) | 11,7 (2,8) | 11,8 (2,7) | 10,8 (3,8) |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; ADM – amplitude de movimento.

a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

APÊNDICE C - Variáveis cinemáticas do joelho e tornozelo pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| Variáveis | Lado | TE | | TRV | |
|--|------|-------------------|--------------------------|-------------------|---------------------------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) |
| Joelho | | | | | |
| Flexão / Extensão no CI | Esq. | 5,9 (1,9) | 1,0 (1,8) ^a | 6,4 (3,4) | -0,9 (2,2) ^{a,b} |
| | Dir. | 5,0 (2,7) | 0,9 (1,8) ^a | 6,4 (2,8) | -0,5 (2,0) ^{a,b} |
| Flexão na RC | Esq. | 8,2 (1,9) | 12,6 (1,4) ^a | 10,3 (2,6) | 17,4 (1,5) ^{a,b} |
| | Dir. | 9,6 (3,3) | 14,1 (3,7) ^a | 10,8 (2,8) | 18,0 (1,8) ^{a,b} |
| Mínima Flexão / Extensão (graus) | Esq. | 3,7 (5,5) | 4,6 (6,9) | 3,5 (5,1) | 3,3 (4,8) |
| | Dir. | 3,0 (6,4) | 4,0 (5,3) | 3,6 (4,0) | 2,6 (3,9) |
| Desprendimento do pé | Esq. | 43,8 (7,2) | 44,5 (7,6) | 41,6 (7,3) | 44,0 (6,6) |
| | Dir. | 43,8 (5,4) | 45,2 (7,1) | 44,1 (7,2) | 44,0 (7,4) |
| Máxima Flexão no balanço (graus) | Esq. | 50,0 (3,1) | 57,8 (3,2) ^a | 49,0 (4,0) | 60,5 (2,1) ^{a,b} |
| | Dir. | 51,6 (4,6) | 57,5 (2,8) ^a | 48,1 (3,4) | 60,4 (2,5) ^{a,b} |
| Tornozelo | | | | | |
| Flexão plantar no CI (graus) | Esq. | -5,4 (4,2) | -3,5 (2,8) | -7,1 (4,1) | -2,5 (1,3) ^a |
| | Dir. | -4,9 (4,5) | -2,2 (2,8) ^a | -6,1 (4,7) | -2,6 (1,6) ^a |
| Máxima Dorsiflexão no apoio (graus) | Esq. | 12,1 (3,4) | 12,4 (4,8) | 10,6 (4,3) | 12,1 (4,2) |
| | Dir. | 13,1 (4,4) | 14,8 (4,1) | 12,8 (2,5) | 12,3 (4,9) |
| Mínima Flexão plantar (graus) | Esq. | -14,4 (8,0) | -12,9 (8,4) | -15,1 (5,4) | -12,3 (5,7) |
| | Dir. | -15,8 (12,0) | -12,3 (8,6) | -16,5 (6,6) | -14,0 (5,5) |
| Flexão plantar no desprendimento do pé (graus) | Esq. | -9,5 (4,2) | -18,9 (3,8) ^a | -10,3 (2,8) | -21,3 (1,2) ^a |
| | Dir. | -10,6 (3,7) | -18,6 (4,3) ^a | -12,0 (2,7) | -21,0 (1,8) ^a |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; CI – contato inicial; RC – resposta à carga; ADM – amplitude de movimento.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

APÊNDICE D – Variáveis cinemáticas do pé pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| Variáveis | Lado | TE | | TRV | |
|---------------------------------------|------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) |
| Pé | | | | | |
| Média progressão do pé (graus) | Esq. | -11,3 (5,5) | -11,4 (5,3) | -8,5 (9,8) | -9,2 (10,8) |
| | Dir. | -9,9 (6,3) | -10,5 (6,1) | -10,2 (7,0) | -10,6 (7,7) |
| ADM progressão do pé no apoio (graus) | Esq. | 7,7 (2,8) | 6,9 (2,8) | 6,7 (3,0) | 6,9 (1,6) |
| | Dir. | 8,3 (2,6) | 7,1 (2,4) | 7,6 (3,1) | 7,3 (2,2) |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito; CI – contato inicial; RC – resposta à carga; ADM – amplitude de movimento.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

APÊNDICE E - Variáveis cinéticas do quadril e joelho pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| VARIÁVEL | Lado | TE | | TRV | |
|---|------|-------------------|-------------------|-------------------|---------------------------|
| | | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) | Pré Média (dp) | Pós Média (dp) |
| Momento Quadril | | | | | |
| Pico extensor no apoio (Nm/kg) | Esq. | 0,5 (0,3) | 0,5 (0,2) | 0,5 (0,2) | 0,5 (0,2) |
| | Dir. | 0,5 (0,3) | 0,5 (0,3) | 0,5 (0,3) | 0,5(0,2) |
| Valor mínimo no apoio (Nm/kg) | Esq. | -0,5 (0,3) | -0,4 (0,3) | -0,6 (0,2) | -0,6 (0,3) |
| | Dir. | -0,6 (0,3) | -0,5 (0,3) | -0,6 (0,2) | -0,6 (0,3) |
| Potência Quadril | | | | | |
| Pico de geração (0-20% do ciclo) (Watts/kg) | Esq. | 0,4 (0,3) | 0,4 (0,1) | 0,5 (0,4) | 0,5 (0,4) |
| | Dir. | 0,5 (0,3) | 0,4 (0,2) | 0,5 (0,2) | 0,6 (0,2) |
| Pico de absorção no apoio (Watts/kg) | Esq. | -0,5 (0,5) | -0,4 (0,3) | -0,5 (0,1) | -0,8 (0,4) ^{a,b} |
| | Dir. | -0,5 (0,3) | -0,4 (0,4) | -0,5 (0,2) | -0,8 (0,4) ^{a,b} |
| Pico de geração (40-80% do ciclo) (Watts/kg) | Esq. | 1,1 (0,7) | 0,9 (0,5) | 1,0 (0,4) | 1,7 (0,4) ^{a,b} |
| | Dir. | 1,2 (0,7) | 0,9 (0,5) | 1,0 (0,4) | 1,7 (0,5) ^{a,b} |
| Momento Joelho | | | | | |
| Pico extensor no apoio (Nm/kg) | Esq. | 0,2 (0,1) | 0,2 (0,2) | 0,2 (0,1) | 0,3 (0,2) |
| | Dir. | 0,2 (0,1) | 0,2 (0,2) | 0,2 (0,1) | 0,2 (0,1) |
| Valor mínimo no apoio (20-60% do ciclo) (Nm/kg) | Esq. | -0,2 (0,1) | -0,2 (0,2) | -0,3 (0,2) | -0,3 (0,3) |
| | Dir. | -0,2 (0,1) | -0,2 (0,2) | -0,3 (0,2) | -0,3 (0,2) |
| Potência Joelho | | | | | |
| Pico de absorção (0-20%) (Watts/kg) | Esq. | -0,3 (0,3) | -0,3 (0,3) | -0,2 (0,2) | -0,4 (0,3) ^a |
| | Dir. | -0,3 (0,3) | -0,3 (0,4) | -0,3 (0,2) | -0,3 (0,2) |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

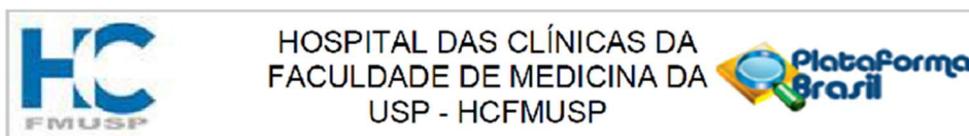
APÊNDICE F - Variáveis cinéticas do tornozelo pré e pós treino de marcha em esteira ergométrica (TE) e treino com realidade virtual (TRV)

| VARIÁVEL | Lado | TE | | TRV | |
|---|------|------------|------------|------------|---------------------------|
| | | PRÉ | PÓS | PRÉ | PÓS |
| | | Média (dp) | Média (dp) | Média (dp) | Média (dp) |
| Momento Tornozelo | | | | | |
| Pico de dorsiflexão no apoio (Nm/kg) | Esq. | -0,1 (0,1) | -0,1 (0,1) | -0,1 (0,0) | -0,2 (0,1) ^{a,b} |
| | Dir. | -0,1 (0,1) | -0,1 (0,2) | -0,1 (0,0) | -0,2 (0,0) ^{a,b} |
| Pico de flexão plantar no apoio (Nm/kg) | Esq. | 0,8 (0,5) | 0,9 (0,3) | 1,0 (0,1) | 1,5 (0,2) ^{a,b} |
| | Dir. | 0,9 (0,5) | 1,1 (0,4) | 0,9 (0,2) | 1,4 (0,1) ^{a,b} |
| Potência Tornozelo | | | | | |
| Pico de absorção no apoio (Watts/kg) | Esq. | -0,4 (0,3) | -0,3 (0,2) | -0,4 (0,3) | -0,5 (0,2) |
| | Dir. | -0,4 (0,2) | -0,2 (0,3) | -0,4 (0,1) | -0,4 (0,2) |
| Pico de geração no apoio (Watts/kg) | Esq. | 2,1 (1,2) | 2,0 (0,9) | 1,9 (0,6) | 3,8 (0,1) ^{a,b} |
| | Dir. | 1,8 (1,0) | 2,1 (0,9) | 2,0 (0,6) | 3,8 (0,2) ^{a,b} |

Legenda: dp – desvio padrão; Esq. – lado esquerdo; Dir. – lado direito.

^a Diferença estatisticamente significativa pré x pós intervenção. ^b Interação estatisticamente significativa entre grupo (TE x TRV) e tempo (pré x pós).

ANEXO A – Aprovação Comitê de Ética em Pesquisa HCFMUSP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise tridimensional da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson antes após um programa de treinamento em ambiente real e virtual

Pesquisador: Julia Maria D'Andréa Greve

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 30286014.4.0000.0068

Instituição Proponente: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 877.609

Data da Relatoria: 18/11/2014

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo aleatorizado de análise comparativa entre 2 técnicas de reabilitação. Este estudo foi previamente aprovado neste CEP.

Objetivo da Pesquisa:

Comparar os efeitos de dois programas de treinamento de marcha em pistas visuais realizados em ambiente real e virtual

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os benefícios são decorrentes dos treinamentos de reabilitação e os riscos relativos a estas intervenções

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

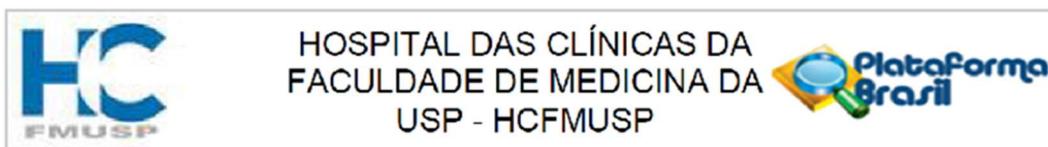
Neste momento, os pesquisadores solicitam modificação do estudo inicial.

A primeira modificação será o tempo de reabilitação que passará de 8 para 12 semanas. A segunda são pequenas modificações de cada intervenção. A terceira será o equipamento a ser utilizado para reabilitação virtual.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos apresentados neste momento estão adequados.

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar
Bairro: Cerqueira Cesar **CEP:** 05.403-010
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)2661-7585 **Fax:** (11)2661-7585 **E-mail:** cappelq.adm@hc.fm.usp.br



Continuação do Parecer: 677.609

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovação e ciência destas modificações

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SAO PAULO, 19 de Novembro de 2014

Assinado por:
Joel Faintuch
(Coordenador)

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar
Bairro: Cerqueira Cesar **CEP:** 05.403-010
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)2661-7585 **Fax:** (11)2661-7585 **E-mail:** cappesq.adm@hc.fm.usp.br

ANEXO B – Aprovação Comitê de Ética Hospital Albert Einstein

**HOSPITAL ISRAELITA ALBERT
EINSTEIN-SP****PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Análise tridimensional da marcha de indivíduos com doença de Parkinson antes e após um programa de treinamento em ambiente real ou virtual

Pesquisador: Danielli Speciali

Versão: 02

CAAE: 30286014.4.0000.0068

Instituição Proponente: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer:

Data da Relatoria: 26/05/2015

Apresentação da Pesquisa:

Os autores do projeto realizarão um ensaio clínico randomizado com o objetivo de avaliar os efeitos de dois programas de treinamento de marcha: ambiente real versus ambiente virtual. Serão incluídos pacientes com doença de Parkinson (idiopática) entre 60 e 80 anos, os pacientes serão submetidos às escalas funcionais para perfazerem os critérios de inclusão, adequadamente descritos.

Após preencherem os critérios de inclusão e assinarem o TCLE, os pacientes serão randomizados nos dois grupos de intervenção: treinamento em ambiente real (grupo A) e treinamento em ambiente virtual (grupo B); ambos os treinamentos apresentam duração de oito semanas.

Os desfechos avaliados serão as escalas/scores: UPDRS, TUG e análise da cinemática da marcha.

Objetivos

Avaliar e comparar os efeitos de dois programas de treinamento de marcha realizados em ambiente real e ambiente virtual.

Avaliação dos Riscos e Benefícios

RISCOS: O projeto não representa risco para o paciente, o mínimo evento adverso, inerente à intervenção, é dor muscular de baixa intensidade – descrita no TCLE.

BENEFÍCIOS: Indireto aos participantes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa que possui o Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP como Instituição Proponente. O Hospital Israelita Albert Einstein é a Instituição Co-participante.

Avaliação do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido:

TCLE está redigido em linguagem clara e acessível, utilizando-se das estratégias mais apropriadas à cultura, faixa etária, condição socioeconômica e autonomia dos convidados a participar da pesquisa. Demais termos obrigatórios foram encaminhados.

Recomendações:

É atribuição do CEP "acompanhar o desenvolvimento dos projetos, por meio de relatórios semestrais dos pesquisadores e de outras estratégias de monitoramento, de acordo com o risco inerente à pesquisa". Por isso o/a pesquisador/a responsável deverá encaminhar para o CEP Einstein os Relatórios Parciais a cada seis meses e o Relatório Final de seu projeto, até 30 dias após o seu término.

Segundo a Resolução CNS 466/2012 o pesquisador responsável deve prever procedimentos que assegurem a confidencialidade e a privacidade, a proteção da imagem e a não estigmatização dos participantes da pesquisa, garantindo a não utilização das informações em prejuízo das pessoas e/ou das comunidades, inclusive em termos de autoestima, de prestígio e/ou de aspectos econômico-financeiros.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Após análise, os seguintes documentos foram Aprovados:

- 1-Protocolo de Pesquisa
- 2-Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Situação do Parecer: Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP: Não

Considerações Finais a critério do CEP:

DOCUMENTAÇÃO APROVADA PELO CEP DO HOSPITAL ISRAELITA ALBERT EINSTEIN EM REUNIÃO REALIZADA EM 26/05/2015.

SAO PAULO, 02 de Junho de 2015.

Fabio Pires de Souza Santos
(Coordenador)

ANEXO C – Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos

Fwd: Approved Submission - RBR-7pcn85

Danielli Speciali <danielli.speciali@gmail.com>

ter 22/05/2018 14:43

Para: Danielli Souza Speciali <danielli.speciali@einstein.br>;

ATENÇÃO: este e-mail tem como origem um remetente que não é do EINS TEIN.**NÃO CLIQUE** em links e anexos de remetentes desconhecidos ou que não tenha certeza de que o conteúdo é seguro.

Enviado do meu iPhone

Início da mensagem encaminhada

De: registrorebec@gmail.com

Data: 22 de maio de 2018 13:13:49 BRT

Para: danielli.speciali@gmail.com, rebec@icict.fiocruz.br, dtostes@gmail.com

Assunto: Approved Submission - RBR-7pcn85

Url do registro (trial url): <http://www.ensaiosclinicos.gov.br/rg/RBR-7pcn85/>

Número de Registro (Register Number): RBR-7pcn85

Prezado Registrante,

Temos o prazer de informar que seu estudo foi publicado no Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos (ReBEC).

Agradecemos por seu registro e colaboração e, desde já, nos colocamos à disposição para esclarecer quaisquer dúvidas que possam surgir, seja em caso de atualização do registro ou, até mesmo, uma nova submissão.

Por favor, não hesite em contactar-nos.

Cordialmente,

ReBEC Staff - ReBEC/ICICT/LIS
Av. Brasil 4036 - Maré - sala 807
Rio de Janeiro - RJ - CEP: 21040-360
Tel: +55(21)3882-9227
www.ensaiosclinicos.gov.br

ANEXO D – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL****1 NOME:**

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº SEXO: M F
 DATA NASCIMENTO: / /
 ENDEREÇO Nº APTO:
 BAIRRO: CIDADE:
 CEP: TELEFONE: DDD (.....)

2. RESPONSÁVEL LEGAL

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE : SEXO: M F
 DATA NASCIMENTO: / /
 ENDEREÇO: Nº APTO:
 BAIRRO: CIDADE:
 CEP: TELEFONE: DDD (.....)

DADOS SOBRE A PESQUISA**1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Análise tridimensional da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson antes e após um programa de treinamento em ambiente real e virtual**

PESQUISADOR: Julia Maria D'Andrea Greve
 CARGO/FUNÇÃO: Professora Associada; Coordenadora do Laboratório do Estudo do Movimento IOT
 INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 26.970
 UNIDADE DO HCFMUSP: Instituto de Ortopedia e Traumatologia

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA.

RISCO MÍNIMO RISCO MÉDIO
 RISCO BAIXO RISCO MAIOR

Observação: o risco da pesquisa é mínimo, pois ela inclui somente a realização de testes para análise de marcha

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: 3 anos

Rubrica do sujeito de pesquisa ou responsável _____

Rubrica do pesquisador _____

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO-HCFMUSP**

1 – Desenho do estudo e objetivo(s): Pacientes com doença de Parkinson apresentam problemas como rigidez e lentidão dos movimentos. Estes problemas respondem muito bem ao tratamento com remédios nas fases iniciais e intermediárias da doença. Com o avanço da doença, o controle da rigidez e dos tremores com as medicações se torna muito difícil. A fisioterapia é indicada para minimizar as perdas funcionais causadas pelas alterações motoras na Doença de Parkinson. A fisioterapia promove ganho de força e resistência muscular, melhora do equilíbrio e da qualidade de vida dos pacientes com Doença de Parkinson. O processo de reabilitação inclui programa de exercícios, que procuram melhorar a força e alongamento dos músculos do corpo e equilíbrio durante a caminhada e outras atividades da vida diária. Para que a caminhada melhore, a reabilitação pode incluir o treino do andar no solo e o treino do andar na esteira ergométrica, ambas as formas para facilitar o caminhar de forma habitual, e, utilizando a velocidade de caminhada do dia a dia. Sendo assim este estudo visa analisar os benefícios proporcionados por um programa de exercícios e por um treino do andar no solo e em esteira ergométrica. Os benefícios que ocorrerão serão observados antes e após o período de exercícios e treino em esteira por meio de avaliação da caminhada e por meio de testes que avaliam equilíbrio. Todas essas informações acima estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo.

2 – Descrição dos procedimentos que serão realizados, com seus propósitos e identificação dos que forem experimentais e não rotineiros:

As avaliações da caminhada serão agendadas em uma sessão nos períodos da manhã ou tarde no laboratório de Estudos do Movimento do Hospital Israelita Albert Einstein (LEME), localizado à Av. Albert Einstein, 627, Morumbi – São Paulo e terá duração de duas horas. No dia dessa avaliação, inicialmente serão feitas algumas medidas do seu corpo (como tornozelos, pernas, joelhos e coxas). Em seguida serão fixadas bolinhas com fita adesiva em alguns pontos do pé, perna, coxa e parte de baixo das costas do seu corpo, em ambos os lados. Após esses procedimentos, você deverá caminhar sobre um percurso, situado no chão de um laboratório que possui câmeras que filmarão o seu modo de andar. As imagens colhidas nesse laboratório não serão divulgadas e servirão para entender melhor o movimento da caminhada e assim fornecer dados para a pesquisa em questão. Durante todo o exame, o indivíduo terá que vestir-se com roupas leves (short para homens e top e short para mulheres) para melhor acesso aos pontos em que serão fixadas as bolinhas com fita adesiva.

Rubrica do sujeito da pesquisa ou responsável

Rubrica do pesquisador _____

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO-HCFMUSP**

Após passar pela avaliação da caminhada, você será avaliado por meio de perguntas de um questionário sobre equilíbrio, força e dificuldades para realizar as atividades do cotidiano.

Após as avaliações, você será agendado para sessões de fisioterapia que ocorrerão no laboratório de estudos do movimento (LEM) localizado à Avenida Dr. Arnaldo, 455. As sessões de fisioterapia terão duração de 12 semanas e acontecerão duas vezes por semana, em dias alternados. Em cada sessão, será realizado um programa de treino da caminhada em esteira ergométrica com duração de 60 minutos, que terá como objetivo melhorar a força dos músculos do corpo, bem como o equilíbrio durante a caminhada e outras atividades da vida diária para facilitar o movimento do andar. Durante o treino de caminhada na esteira, serão projetadas imagens de parques e corredores (estreitos e largos) em uma tela à frente da esteira. Após este período de fisioterapia, você será agendado em uma sessão para reavaliações da caminhada, força, equilíbrio e desempenho durante as atividades de vida diária no mesmo local.

3 – Relações dos procedimentos rotineiros e como são realizados. Não há relação de procedimentos rotineiros.

4 – Descrição dos desconfortos e riscos esperados nos procedimentos dos itens 2 e 3.

Todos os testes descritos acima são realizados sem cortes ou intervenções invasivas e não geram riscos ao participante.

5 – Benefícios para o participante.

A pesquisa não trará benefícios diretos aos participantes.

6 – Relação de procedimentos alternativos que possam ser vantajosos, pelos quais o paciente pode optar.

Todos os procedimentos serão aplicados de forma padronizada com todos os participantes.

7 – Garantia de acesso: em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é a Dra. Julia Maria D'Andrea Greve, que pode ser encontrada na Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 333, no Laboratório do

Rubrica do sujeito de pesquisa ou responsável _____

Rubrica do pesquisador _____

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO-HCFMUSP**

Estudo do Movimento Humano, 2º andar (Ala C) do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas, onde estará disponível às quintas-feiras pela manhã, das 8:00 as 11:00 horas, ou pelo telefone (011) 2661-60-41. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – Tel.: 2661-6442; Ramais 16, 17, 18 ou 20 - E-mail: cappesq@hcnet.usp.br;

8 – É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição;

09 - Direito de confidencialidade - As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente;

10 - Ao paciente reserva-se o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais da pesquisa;

11 - Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo avaliações e tratamento. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação.

12 - O pesquisador compromete-se a utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo "Análise tridimensional da marcha de indivíduos com Doença de Parkinson antes e após um programa de treinamento em ambiente real e virtual".

Eu, discuti com a Dra. Julia Maria D'Andrea Greve e as fisioterapeutas Angélica Castilho Alonso e Danielli Souza Speciali sobre a minha decisão em participar desse estudo. Ficou claro para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanente. Também foi esclarecido que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura do paciente/representante legal Data / /

Rubrica do sujeito de pesquisa ou responsável_____

Rubrica do pesquisador_____

ANEXO E - Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson (UPDRS)

I. ESTADO MENTAL, COMPORTAMENTO E ESTADO EMOCIONAL**1. Comportamento intelectual**

0= NENHUM

1=MÍNIMO. Esquecimento leve, sem prejuízo funcional importante.

2= MODERADO. Perda moderada da memória, com prejuízo funcional para resolver problemas complexos e necessidade de ajuda ocasional. Alguma desorientação.

3= GRAVE. Perda grave de memória com desorientação temporal e espacial. Dificuldade para resolver problemas simples.

4= GRAVE. Perda grave da memória com orientação preservada apenas para a própria pessoa. Incapaz de fazer julgamentos ou resolver problemas. Dependente para cuidados pessoais. Não pode ser deixado sozinho.

2. Desordem do pensamento (devido à demência ou intoxicação por drogas)

0= nenhum

1= sonhos vívidos

2= alucinações “benignas” com julgamento (insight) mantido.

3= ocasionais a frequentes alucinações sem insight, podendo interferir com as atividades diárias.

4= alucinação frequente ou psicose evidente. Incapaz de cuidar-se.

3. Depressão

0= ausente

1= períodos de tristeza ou culpa acima do normal. Nunca permanece por dias ou semanas.

2= depressão sustentada por uma semana ou mais

3= depressão permanente com sintomas vegetativos (insônia, anorexia, perda de peso, desinteresse).

4= depressão permanente com sintomas vegetativos. Pensamento ou tentativa de suicídio.

4. Motivação/Iniciativa

0= normal

1= mais passivo, menos interessado que o habitual

2= perda da iniciativa ou desinteresse por atividades fora do dia-a-dia

3= perda de iniciativa ou interesse em atividades do dia-a-dia

4= Completa perda de iniciativa

II. ATIVIDADES DA VIDA DIÁRIA**5. Fala**

0= normal

1= comprometimento superficial. Nenhuma dificuldade em ser entendido.

2= comprometimento moderado. Solicitado ocasionalmente a repetir frases.

3= comprometimento grave. Solicitado frequentemente a repetir frases.

4= Fala ininteligível a maior parte do tempo.

6. Salivação

0= normal

1= excesso mínimo de saliva, mas perceptível. Pode babar à noite.

2= excesso moderado de saliva. Pode babar também durante o dia às vezes (drooling).

3= excesso acentuado de saliva. Baba frequentemente.

4= Baba continuamente. Precisa de lenço constantemente para limpar a saliva.

7. Deglutição

0= normal

1= engasgos raros

2= engasgos ocasionais

3= necessita de alimentação pastosa.

4= necessita de sonda nasogástrica ou gastrostomia.

8. Escrita

0= normal

1= um pouco lenta ou pequena.

2= menor e mais lenta, mas todas as palavras são legíveis.

3= gravemente comprometida. Algumas palavras ilegíveis.

4= a maioria das palavras não são legíveis.

9. Cortar alimentos ou manipular

0= normal

1= lento e desajeitado, mas não precisa de ajuda.

2= capaz de cortar os alimentos, embora desajeitado e lento. Pode precisar de alguma ajuda.

3= alimento cortado por outros, ainda pode alimentar-se sozinho.

4= precisa ser alimentado por outros.

10. Vestir

0= normal.

1= lento mas não precisa de ajuda.

2= necessita de ajuda para abotoar e colocar os braços em mangas de camisa.

3= necessita de ajuda, consegue fazer poucas coisas sozinho.

4= não consegue vestir-se (nenhuma peça) sem ajuda.

11. Higiene

0= normal.

1= lento mas não precisa de ajuda.

2= precisa de ajuda para o banho, muito lento nos cuidados de higiene.

3= necessita de assistência para se lavar, escovar os dentes, pentear-se, ir ao banheiro.

4= sonda vesical ou outra ajuda mecânica.

12. Virar na cama e ajustar roupa de cama.

0= normal.

1= lento e desajeitado, não precisa de ajuda.

2= pode virar sozinho na cama ou ajustar os lençóis, mas com enorme dificuldade.

3= pode iniciar, mas não consegue virar na cama ou ajustar lençóis sem ajuda.

4= não consegue fazer nada.

13. Quedas (não relacionadas ao freezing)

0= nenhuma

1= quedas raras.

2= cai ocasionalmente, menos de uma vez por dia.

3= cai, em média, uma vez por dia.

4= cai mais de uma vez por dia.

14. Freezing quando anda

0= nenhum

1= raros freezings quando anda, pode ter hesitação no início da marcha (festinação).

2= freezings ocasionais enquanto anda.

3= freezings frequentes, pode apresentar quedas devido ao freezing.

4= quedas frequentes devido ao freezing.

15. Marcha

0= normal.

1= pequena dificuldade. Redução do balanço dos braços ou tende a arrastar as pernas.

2= dificuldade moderada, mas não requer ajuda ou ajuda mínima.

3= dificuldade grave na marcha, necessita de assistência.

4= não consegue andar, mesmo com ajuda.

16. Tremor

0= ausente.

1= leve e nem sempre presente.

2= moderado, incomoda o paciente.

3= grave, interfere com muitas atividades.

4= marcante, interfere na maioria das atividades.

17. Queixas sensitivas relacionadas ao parkinsonismo

0= nenhuma.

1= dormência, prurido e formigamento leves ocasionais, alguma dor.

2= dormência, formigamento e dor frequentes, mas leves.

3= sensações dolorosas frequentes.

4= dor insuportável.

III. EXAME MOTOR

18. Fala

0= normal.

1= diminuição da expressão, volume e/ou dicção.

2= comprometimento moderado, fala monótona, mas compreensível.

3= comprometimento grave, difícil compreensão.

4= incompreensível.

19. Expressão facial

0= normal.

1= hipomímia mínima.

2= expressão facial definitivamente anormal, embora em grau leve.

3= hipomímia moderada, lábios caídos/afastados por algum tempo.

4= fácies congelada, lábios constantemente entreabertos 1cm ou mais.

20. Tremor de repouso

0= ausente.

1= leve e infrequente.

2= Baixa amplitude e persistente ou moderada amplitude intermitente.

3= amplitude moderada e presente a maior parte do tempo.

4= grande amplitude e presente a maior parte do tempo.

21. Tremor postural ou de ação nas mãos

0= ausente

1= leve, presente com a ação.

2= moderado em amplitude, presente com ação.

3= moderado em amplitude, postural e de ação.

4= grande amplitude, interferindo com a alimentação.

22. Rigidez (movimento passivo das grandes articulações, com paciente sentado e relaxado, ignorar roda denteada)

0= ausente

1= Leve ou detectável somente quando ativado por movimentos em espelho de outros.

2= leve a moderado.

3= marcante, mas pode realizar o movimento completo da articulação.

4=grave. Movimento completo da articulação ocorre com grande dificuldade.

23. Bater dedos continuamente – polegar no indicador em sequências rápidas com a maior amplitude possível, uma mão de cada vez.

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas constantes.

4= Enorme dificuldade, quase impossibilidade de realizar a tarefa.

24. Movimentos das mãos (abrir e fechar as mãos em movimentos rápidos e sucessivos e com a maior amplitude possível, uma mão de cada vez).

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas constantes.

4= Enorme dificuldade, quase impossibilidade de realizar a tarefa.

25. Movimentos rápidos alternados das mãos (pronação e supinação das mãos, horizontal ou verticalmente, com a maior amplitude possível, as duas mãos simultaneamente).

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas constantes.

4= Enorme dificuldade, quase impossibilidade de realizar a tarefa.

26. Agilidade da perna (bater o calcanhar no chão em sucessões rápidas, levantando toda a perna, a amplitude do movimento deve ser de cerca de 3 polegadas/ $\pm 7,5$ cm).

0= normal

1= leve lentidão e/ou redução da amplitude.

2= comprometimento moderado. Fadiga precoce.

3= comprometimento grave. Hesitação frequente para iniciar o movimento ou paradas constantes.

4= Enorme dificuldade, quase impossibilidade de realizar a tarefa.

27. Levantar da cadeira com braços cruzados em frente ao peito.

0= normal

1= lento ou pode precisar de mais de uma tentativa

2= levanta-se apoiando nos braços da cadeira.

3= tende a cair para trás, pode tentar mais de uma vez, mas consegue levantar

4= incapaz de levantar-se sem ajuda.

28. Postura

0= normal em posição ereta.

1= levemente curvado, poderia ser normal para um idoso.

2= moderadamente curvado, definitivamente anormal. Pode inclinar-se um pouco para os lados.

3= acentuadamente curvado para frente com cifose e/ou inclinação moderada para um dos lados.

4=fletido com anormalidade acentuada da postura.

29. Marcha

0= normal

1= anda lentamente, pode arrastar os pés com pequenas passadas, mas não há festinação ou propulsão.

2= anda com dificuldade, mas precisa de pouca ajuda ou nenhuma. Pode apresentar alguma festinação, passos curtos, ou propulsão.

3= comprometimento grave da marcha, necessitando de ajuda.

4= não consegue andar sozinho, mesmo com ajuda.

30. Estabilidade postural (respostas ao deslocamento súbito para trás, puxando os ombros, com paciente ereto, de olhos abertos, pés separados, informado a respeito do teste)

0= normal

1= Retropulsão, mas se recupera sem ajuda.

2= ausência de respostas posturais, cairia se não fosse auxiliado pelo examinador.

3= muito instável, perde o equilíbrio espontaneamente.

4= incapaz de ficar em pé sem apoio.

31. Bradicinesia e hipocinesia corporal (combinação de hesitação, diminuição do balançar dos braços, pobreza e pequena amplitude de movimentos em geral)

0= nenhum.

1= lentidão mínima. Poderia ser normal em algumas pessoas. Possível redução na amplitude.

2= Pobreza de movimento e lentidão leves, mas definitivamente anormais.

3= lentidão moderada. Pobreza de movimento, com pequena amplitude.

4= lentidão acentuada.

IV. COMPLICAÇÕES DA TERAPIA (NA SEMANA QUE PASSOU)

A. DISCINESIAS

32. Duração. Que percentual do dia acordado apresenta discinesias?

0= nenhum

1= 25% do dia.

2= 26 - 50% do dia.

3= 51 – 75% do dia.

4= 76 – 100% do dia.

33. Incapacidade. Quão incapacitante é a discinesia?

0= não incapacitante.

1= incapacidade leve.

2= incapacidade moderada.

3= incapacidade grave.

4= completamente incapaz.

34. Discinesias dolorosas. Quão dolorosas são as discinesias?

0= não dolorosas.

1= leve.

2= moderada.

3= grave.

4= extrema.

35. Presença de distonia ao amanhecer.

0= não

1= sim

B. FLUTUAÇÕES CLÍNICAS

36. Algum período off previsível em relação ao tempo após a dose do medicamento?

0= não

1= sim

37. Algum período off imprevisível em relação ao tempo após a dose do medicamento?

0= não

1= sim

38. Algum período off se instala subitamente? Em poucos segundos?

0= não

1= sim

39. Qual o percentual de tempo acordado, em um dia, o paciente está em off, em média?

0= nenhum

1= 25% do dia.

2= 26 - 50% do dia.

3= 51 - 75% do dia.

4= 76 - 100% do dia.

C. OUTRAS COMPLICAÇÕES

40. O paciente apresenta anorexia, náusea ou vômito?

0= não

1= sim

41. O paciente apresenta algum distúrbio do sono? Insônia ou hipersonolência.

0= não

1= sim

42. O paciente apresenta hipotensão ortostática sintomática?

0= não

1= sim

ANEXO F - Escala de Hoehn & Yahr modificada (Hoehn; Yahr, 1967)

ESTÁGIO 0 – Sem sinais da doença.

ESTÁGIO 1 – Doença unilateral.

ESTÁGIO 1,5 – Doença unilateral mais envolvimento axial.

ESTÁGIO 2 – Doença bilateral, sem problemas de equilíbrio.

ESTÁGIO 2,5 – Doença discreta bilateral; recuperação no teste de instabilidade postural.

ESTÁGIO 3 – Doença discreta ou moderada e bilateral; alguma instabilidade postural, fisicamente independente.

ESTÁGIO 4 – Incapacidade intensa; consegue andar e ficar em pé sem assistência.

ESTÁGIO 5 – Restrito à cadeira de rodas ou no leito.

Anexo G - Mini-Exame do Estado Mental

(Folstein, Folstein & McHugh, 1975)

Paciente: _____
 Idade: _____ Escolaridade (em anos): _____
 Data da Avaliação: ____ / ____ / ____ Avaliador: _____

ORIENTAÇÃO – 10 pontos

- Dia da semana (1 ponto)()
- Dia do mês (1 ponto)()
- Mês (1 ponto)()
- Ano (1 ponto)()
- Hora aproximada (1 ponto)()
- Local específico (andar ou setor) (1 ponto)()
- Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto)()
- Bairro ou rua próxima (1 ponto)()
- Cidade (1 ponto)()
- Estado (1 ponto)()

MEMÓRIA IMEDIATA (RETENÇÃO) – 3 pontos

- Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta:()

Vaso, carro, janela

Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO – 5 pontos

- Calcular a subtração (100-7) 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto).....()

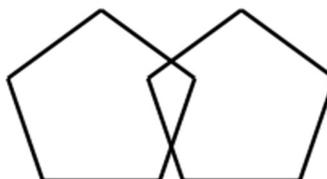
Alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente.

EVOCAÇÃO (MEMÓRIA) – 3 pontos

- Pergunte pelas 3 palavras ditas anteriormente (1 ponto por palavra)()

LINGUAGEM – 9 pontos

- Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos)()
- Repetir "nem aqui, nem ali, nem lá" (1 ponto)()
- Comando: "pegue este papel com a mão direita, dobre ao meio e coloque no chão" (3 pontos)()
- Ler e obedecer: "feche os olhos" (1 ponto)()
- Escrever uma frase (1 ponto)()
- Copiar um desenho (1 ponto)()



PONTUAÇÃO: (____ / 30)

ANEXO H – Geriatric Depression Scale (GDS-15)

| | | |
|--|---------|---------|
| *1 De uma forma geral, está satisfeito (a) com a sua vida | Sim () | Não () |
| 2 Abandonou muitas das suas atividades e interesses? | Sim () | Não () |
| 3 Sente que sua vida está vazia? | Sim () | Não () |
| 4 Anda muitas vezes aborrecido(a)? | Sim () | Não () |
| *5 Está bem-disposto a maior parte do tempo? | Sim () | Não () |
| 6 Anda com medo que lhe vá acontecer alguma coisa má? | Sim () | Não () |
| *7 Sente-se feliz a maior parte do tempo? | Sim () | Não () |
| 8 Sente-se desamparado(a)? | Sim () | Não () |
| 9 Prefere ficar em casa, em vez de sair e fazer outras coisas? | Sim () | Não () |
| 10 Sente que tem mais problemas de memória do que as outras pessoas? | Sim () | Não () |
| *11 Sente que é maravilhoso estar vivo(a)? | Sim () | Não () |
| 12 Sente-se inútil nas condições atuais? | Sim () | Não () |
| *13 Sente-se cheio de energia? | Sim () | Não () |
| 14 Sente que a sua situação é desesperada? | Sim () | Não () |
| 15 Acha que a maioria das pessoas está melhor que o (a) Senhor (a)? | Sim () | Não () |

ANEXO I – Montreal Cognitive Assessment (MoCA)

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA) Nome: _____ Data de nascimento: ____/____/____
 Versão Experimental Brasileira Escolaridade: _____ Data de avaliação: ____/____/____
 Sexo: _____ Idade: _____

| VISUOESPACIAL / EXECUTIVA | | Copiar o cubo | | Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos) | | Pontos | | | | | | |
|---|--|--|--|---|---|---|---|---------------|----|-----|----|---|
| | | | | [] [] [] Contorno Números Ponteiros | | 5 | | | | | | |
| NOMEAÇÃO | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | 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 sequência de números (1 número por segundo) | | O sujeito deve repetir a sequência em ordem direta | | [] | 2 1 8 5 4 | 2 | | | | | | |
| | | O sujeito deve repetir a sequência em ordem indireta | | [] | 7 4 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. | | | | [] | 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 | | [] | 93 | [] | 86 | [] | 79 | [] | 72 | [] | 65 | 3 |
| | | 4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 correta 0 ponto | | | | | | | | | | |
| LINGUAGEM | | | | | | | | | | | | |
| Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje. | | [] | O gato sempre se esconde embaixo do Sofá quando o cachorro está na sala. | | [] | 2 | | | | | | |
| Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto). | | [] | | | [] | (N ≥ 14 palavras) | 1 | | | | | |
| ABSTRAÇÃO | | | | | | | | | | | | |
| Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta | | [] | trem - bicicleta | | [] | relógio - régua | 2 | | | | | |
| EVOCAÇÃO TARDIA | | | | | | | | | | | | |
| Deve recordar as palavras SEM PISTAS | | Rosto | Veludo | Igreja | Margarida | Vermelho | Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS | | | | | |
| Pista de categoria | | [] | [] | [] | [] | [] | | | | | | |
| Pista de múltipla escolha | | | | | | | | | | | | |
| ORIENTAÇÃO | | | | | | | | | | | | |
| [] Dia do mês [] Mês [] Ano [] Dia da semana [] Lugar [] Cidade | | | | | | | 6 | | | | | |
| © Z. Nasreddine MD www.mocatest.org Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmiento Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman (UNIFESP-SP 2007) | | | | | | TOTAL Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade | 30 | | | | | |

ANEXO J – Protocolo de medidas antropométricas

| MEDIDA | DESCRIÇÃO |
|---------------------------------------|--|
| Espinha ilíaca ântero-superior | Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância horizontal entre as espinhas ilíacas ântero-superiores. |
| Comprimento do membro inferior | Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização de uma trena, verifica-se a distância vertical entre a espinha ilíaca ântero-superior e o maléolo medial. |
| Diâmetro do joelho | Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a largura máxima do joelho fornecida através da distância entre os epicôndilos femorais. |
| Diâmetro do tornozelo | Voluntário em decúbito dorsal. Com a utilização do paquímetro, verifica-se a distância máxima entre o maléolo medial e lateral. |
| Torção Tibial | Voluntário em decúbito ventral. Com a utilização do goniômetro, posiciona-se uma das hastes alinhada ao eixo transmaleolar, apoiando a planta do pé. A outra haste deve ser alinhada ao eixo axial do fêmur, que interliga a cabeça do fêmur ao centro articular do joelho – ponto médio entre os epicôndilos. |
