

**UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI**

**SHIRLEY FERREIRA CAMPOS**

**QUANTIFICAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL E MOTOR EM IDOSOS COM  
A DOENÇA DE PARKINSON SUBMETIDOS A ESTIMULAÇÃO  
TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC).**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU**

**São José dos Campos, Outubro de 2022**

**UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI**

**SHIRLEY FERREIRA CAMPOS**

**QUANTIFICAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL E MOTOR EM IDOSOS COM  
A DOENÇA DE PARKINSON SUBMETIDOS A ESTIMULAÇÃO  
TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC).**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Engenharia Biomédica – Mestrado, da Universidade Anhembi Morumbi, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador(a): Prof. (a) Dr Osmar Pinto Neto

**São José dos Campos, Outubro de 2022**

**UNIVERSIDADE ANHEMBI MORUMBI**

**SHIRLEY FERREIRA CAMPOS**

**QUANTIFICAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL E MOTOR EM IDOSOS COM  
A DOENÇA DE PARKINSON SUBMETIDOS A ESTIMULAÇÃO  
TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA (ETCC).**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Engenharia Biomédica – Mestrado, da Universidade Anhembi Morumbi, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica aprovada pela seguinte Banca Examinadora:

**Prof. Dr. Osmar Pinto Neto**

Orientador Mestrado em Engenharia Biomédica  
Universidade Anhembi Morumbi

**Prof. Dr. Rodrigo Cunha de Mello Pedreiro**

Universidade Estácio de Sá

**Prof. Dr. Lívia Helena Moreira da Silva Mélo**

Universidade Anhembi Morumbi

**São José dos Campos, Outubro de 2022**

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da Universidade, do autor e do orientador.

## SHIRLEY FERREIRA CAMPOS

Fisioterapeuta Especialista em Ortopedia e Traumatologia

Ficha Bibliográfica elaborada pela biblioteca UAM  
Com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

C217q Campos, Shirley Ferreira  
Quantificação do controle postural e motor em idosos com a doença de Parkinson submetidos a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) / Shirley Ferreira Campos – 2022.  
95f.: 30 cm.

Orientador: Osmar Pinto Neto.  
Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Anhembi Morumbi, São José dos Campos, 2022.  
Bibliografia: f. 72-85.

1. Engenharia Biomédica. 2. Parkinson. 3. Controle Motor.  
4. Controle Postural. 5. Treinamento. I. Título.

CDD 610.28

Bibliotecária Iara Neves CRB 8/8799

**CDD:**

Ao meu pai Claudio Ferreira Campos,  
homem mais feliz que já conheci, com  
uma alegria tamanha que todos ao seu  
lado eram invadidos por ela. Descanse  
em paz meu pai (1963 a 2021).

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus que tem me amparado e me erguido quando necessário, sempre presente em todas as situações, me fazendo superá-las e aprendendo com cada uma delas, me fazendo enxergar que os desafios percorridos até aqui me fortaleceram e me fizeram ser quem sou.

À minha família por acreditar em minhas escolhas, me apoiando e esforçando-se junto a mim para que este projeto fosse realizado.

Ao meu esposo, que sempre acreditou no meu potencial e apoiou todas as minhas decisões sem hesitar, nem por um instante, que o objetivo seria alcançado.

Ao Dr. Prof. Osmar Pinto Neto pela dedicação em suas orientações na elaboração deste trabalho, me incentivando e colaborando no desenvolvimento deste projeto.

"Tudo é considerado impossível, até  
acontecer."

***Nelson Mandela***

## RESUMO

A doença de Parkinson DP é considerada a segunda maior doença neurodegenerativa que acomete a população senil, esta, apresenta um declínio significativo e progressivo das capacidades motoras, níveis baixos de produção de força muscular e diminuição do controle motor e postural. O objetivo do estudo foi avaliar a influência da estimulação transcraniana por corrente contínua ETCC associado com exercícios padronizados no desempenho do controle postural e habilidades motoras para indivíduos com a DP usando um teste de limite funcional e uma tarefa de preensão manual de força constante com e sem *feedback* visual. Quinze indivíduos com idade de  $67,46 \pm 6,4$  DP foram distribuídos aleatoriamente em dois grupos (Grupo P-ETCC: protocolo de exercício de ETCC com placebo; Grupo A-ETCC: protocolo de exercício de estimulação anódica). Cada sessão de treinamento durou 20 minutos e foi realizada cinco dias por semana durante duas semanas. O treinamento e a ETCC foram executados de forma simultânea. Após o treinamento, houve uma melhora significativa no controle de força para a condição com *feedback* visual de  $(4,8451 \pm 1,1050)$  para  $(3,4065 \pm 0,5454)$  com um  $(p < 0,05)$ . No teste de limite funcional para análise intra-sujeito, todos apresentaram melhora para as variáveis analisadas, o deslocamento de oscilação total (DOT) de  $(4493,8064 \pm 469,5362)$  para  $(5881,4046 \pm 711,0203)$ ; DPap de  $(15,7963 \pm 1,8215)$  para  $(20,7202 \pm 2,4878)$  e o *Root Means Square* ântero posterior (RMSap) foi observado uma diferença significativa de  $(17,6578 \pm 2,0663)$  para  $(22,7766 \pm 2,7112)$ . A análise realizada entre-sujeitos placebo ou grupo ETCC, não apresentou dados significativos. Em conclusão, a ETCC de 2mA aplicada durante 20 minutos em cada sessão não produziu efeito significativo para a amostra testada, entretanto, o treinamento físico pode proporcionar um progresso significativo nas funções motoras de pacientes com a doença de Parkinson.

**Palavras-chave:** Engenharia Biomédica. Parkinson. Controle Motor. Controle Postural. Treinamento.

QUANTIFICATION OF POSTURAL AND MOTOR CONTROL IN ELDERLY  
PEOPLE WITH PARKINSON'S DISEASE SUBMITTED TO TRANSCRANIAL  
DIRECT CURRENT STIMULATION (TCC).

ABSTRACT

Parkinson's disease PD is considered the second major neurodegenerative disease that affects the senile population, it presents a significant and progressive decline in motor skills, low levels of muscle strength production and decreased motor and postural control. The purpose of the study was to evaluate the influence of transcranial direct current electrical stimulation tDCS associated with a standardized exercise protocol and to quantify data on postural control and motor skills in patient with Parkinson's disease using a functional limit test and a constant force hand grip task with or without visual feedback. Fifteen subjects with an age of  $67.46 \pm 6.4$  SD were distributed randomly into two groups (Group P-ETCC: Placebo ETCC exercise protocol; Group A-ETCC: Anodic stimulation exercise protocol). Each training session lasted 20 minutes and was performed five days a week for two weeks. Training and ETCC were performed simultaneously. After training, there was a significant improvement in force control for the condition with visual feedback from  $(4.8451 \pm 1.1050)$  to  $(3.4065 \pm 0.5454)$  with one ( $p < 0.05$ ). In the functional limit test for intra-subject analysis, all showed improvement for the analyzed variables, the displacement of total oscillation (DOT) from  $(4493.8064 \pm 469.5362)$  to  $(5881.4046 \pm 711.0203)$ ; DPap from  $(15.7963 \pm 1.8215)$  to  $(20.7202 \pm 2.4878)$  and Root Means Square anteroposterior (RMSap) a significant difference was observed from  $(17.6578 \pm 2.0663)$  to  $(22, 7766 \pm 2.7112)$ . The analysis performed between placebo subjects or tDCS group did not show significant data. In conclusion, ETCC of 2mA applied for 20 minutes in each session did not produce a significant effect on the sample tested, however, physical training can provide significant progress in the motor functions of patients with Parkinson's disease.

Keywords: Biomedical engineering. Parkinson's. Motor Control. Postural Control. Training.

## SUMÁRIO

I. INTRODUÇÃO .....	15
1.1 Revisão da Literatura .....	16
1.2 Epidemiologia da DP .....	22
1.3 Fisiopatologia da DP .....	24
1.4 Treinamento físico em portadores da doença de Parkinson .....	25
1.5 Estimulação elétrica transcraniana por corrente contínua - ETCC .....	29
1.6 Controle motor.....	31
1.7 Controle Postural .....	34
1.8 Variabilidade do Output Motor .....	36
1.9 Dupla Tarefa .....	37
1.10 Escalas de avaliação da progressão e incapacidade na doença de Parkinson .....	39
II. JUSTIFICATIVA.....	41
III. OBJETIVOS .....	42
3.1 Objetivo Geral .....	42
3.2 Objetivos Específicos .....	42
IV. MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
4.1 Aspectos éticos .....	42
4.2 Delineamento da Pesquisa, Seleção e Caracterização da Amostra .....	43
4.3 Avaliação .....	45
4.4 Procedimento de avaliação .....	45
4.5 Procedimentos.....	49
4.6 Protocolo de exercícios .....	50
Fonte: O autor, 2022. ....	53
4.7 Variáveis estatísticas .....	53
4.8 Análise Estatística .....	54
V. RESULTADOS .....	55
VI. DISCUSSÃO .....	61
VII. CONCLUSÃO .....	70
VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	72

## **LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

Figura 1: Fluxograma do procedimento experimental.....	44
Figura 2: Teste realizado na plataforma de estabilometria.....	45
Figura 3: Fluxograma dos testes na estabilometria/plataforma de força.....	47
Figura 4: Equipamento utilizado para coleta de dados referente ao dinamômetro de preensão manual.....	48
Figura 5: Medição do posicionamento dos eletrodos da ETCC.....	49

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Descrição de sintomas não motores do Parkinson.....	18
Tabela 2: Critérios para classificação de progressão e deficiência da escala MDS-UPDRS.....	40
Tabela 3: Escala de classificação de estágios do Parkinson de acordo com a progressão e deficiência apresentada pelo portador da doença de acordo com a Hoehn & Yahr.....	40
Tabela 4: descrição dos exercícios propostos no protocolo de treinamento físico.....	51
Tabela 5: Variáveis para análise global do centro de pressão (CP).....	54
Tabela 6: Características antropométricas dos participantes do estudo.....	55
Tabela 7: Resultados para ambos os grupos referente ao coeficiente de variação obtidos pelo o transdutor de força.....	56
Tabela 8: Resultados referente ao teste de limite funcional na plataforma de estabilometria.....	59

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Resultados da variação do controle de força dos sujeitos ao realizar teste de preensão manual.....	54
Gráfico 2: Resultado da taxa de erro referente ao alvo proposto para o teste de dinamometria de preensão manual, para condição pré e pós tratamento.....	54
Gráfico 3: Resultado da taxa de erro referente ao alvo proposto para o teste de dinamometria de preensão manual, para a condição com e sem feedback.....	55
Gráfico 4: Resultados do deslocamento de oscilação total após tratamento no teste de limite funcional.....	56
Gráfico 5: Resultados referente ao desvio padrão antero posterior pré e pós tratamento no teste de limite funcional.....	56
Gráfico 6: <i>Root Means Square</i> antero posterior pré e pós tratamento no teste limite funcional.....	57

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AdCa p	Amplitude do Deslocamento do Centro de Pressão Antero Posterior
AdC ml	Amplitude do Deslocamento do Centro de Pressão Médio Lateral
AMS	Area Motora Suplementar
ANO VA	Teste de Variância
AVD	Atividade de Vida diária
CL	Corpos de Lewy
cm	centímetros
COP	Oscilação do Centro de Pressão
DP	Doença de Parkinson
DBS	Deep Brain Stimulation
Dp	desvio padrão
Dpap	Desvio Padrão Antero Posterior
Dpml	Desvio Padrão Médio Lateral
DT	Dupla Tarefa
DOT	Oscilação total de Deslomanento
ETC	Estimulação Elétrica Transcutânea
GAB	Ácido Gama Aminobutírico
H&Y	Escala Hoehn & Yahr
Kg	Kilograma
MDS	Movement Disorders Society
PE	Ponto de Equilíbrio
RMS ap	Room Mean Square Antero Posterior

RMS ml	Room Mean Square Médio Lateral
SNC	Sistema Nervoso Central
SNpc	Substância negra pars compacta
SN	Substância negra
tDCS	Estimulação elétrica transcutânea por corrente contínua
TCL	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UPD RS	Escala Unificada de Avaliação para Doença de Parkinson

## I. INTRODUÇÃO

Considerada um campo multidisciplinar, a engenharia biomédica integra conceitos da engenharia, ciências físicas, matemática e informática, que associados contribuem para o estudo da biologia e medicina (HOUSSEN et al., 2019). A engenharia biomédica não pode ser simplesmente considerada como um subconjunto da medicina moderna porque proporciona avanços importantes através do desenvolvimento de produtos e tecnologias para melhorar a saúde humana e a qualidade de vida (PECCHIA et al., 2019).

A necessidade de inovação em tecnologias de saúde é cada vez mais evidente. Estima-se que o custo global anual com saúde esteja em cerca de US\$ 8,7 trilhões e com crescimento exponencial, se tornando um desafio mundial com difícil resolução que implicará na necessidade de soluções acessíveis e sustentáveis.

Os avanços tecnológicos no âmbito da saúde tem proporcionado uma gama de dispositivos e técnicas com papel fundamental no aumento da qualidade geral da saúde global (POGUE, 2019). A medida em que avançamos no desenvolvimento de tecnologias e melhorias para obtermos um melhor desempenho geral da saúde, nota-se um crescimento abrupto do número de pessoas com idade avançada e, apesar de todas as melhorias impostas na expectativa de vida, as condições neurodegenerativas tornam-se um cenário cada vez mais próximo da realidade (WYSS-CORAY, 2016).

O envelhecimento cerebral trás alterações características que estão ligadas à neuro-degeneração (WYSS-CORAY, 2016). A doença de Parkinson (DP), condição considerada hoje como a segunda maior doença neurodegenerativa que acomete a população senil, tem se revelado como um problema exponencial uma vez que traz consigo consequências motoras e não motoras, que afetam a independência, o convívio social e a funcionalidade, proporcionando diminuição de qualidade de vida aos indivíduos acometidos (ZEJIN, et al., 2021).

Partindo desse conceito, o uso de ferramentas que possibilitem a avaliação bem como o tratamento dessas condições se torna um ponto crucial nas pesquisas atuais. O uso da plataforma de força/estabilometria, como uma

ferramenta de avaliação de controle postural e equilíbrio, vem sendo empregado. Através de dados computadorizados, as medidas da plataforma de força fornecem dados objetivos e quantitativos que podem demonstrar as alterações na capacidade física e psicossocial causados pela DP. Portanto, podem ser um componente valioso para avaliar os déficits de controle postural na população alvo (HARRO et al., 2016).

Pessoas com DP experimentam um declínio significativo e progressivo nas capacidades motoras, decorrente da doença neurodegenerativa, níveis baixos de produção de força muscular e a diminuição do controle motor são particularidades frequentemente encontradas na DP. Os transdutores de força possibilitam a capacidade de avaliar esses aspectos, e nos permite observar a variabilidade da quantidade de força gerada em determinado grupamento muscular, possibilitando uma análise quantitativa dos déficits que podem ser encontrados em sujeitos portadores da doença. (SKINNER et al., 2019).

A estimulação transcraniana por corrente contínua vem sendo empregada como um tratamento para portadores da DP. Esta consiste numa técnica com intuito de modular as atividades cerebrais, visando a melhoria das habilidades motoras. Já é citado na literatura que o desempenho motor está diretamente relacionado com o declínio do controle motor e postural em sujeitos com DP (FREGNI et al., 2006).

A ETCC pode auxiliar na indução da liberação de neurotransmissores e aumentar os níveis extracelulares de dopamina, o qual, se encontra reduzido na DP. Estudos demonstram haver respostas promissoras quando a ETCC é associada a exercícios e/ou treinamento físico, o que contribui para restauração da marcha, equilíbrio e redução do risco de quedas em indivíduos com a DP (KASKI et al., 2014). Desta forma, a ETCC apresenta-se como uma ferramenta de baixo custo, fácil aplicação e com potencial de resultados promissoras em sujeitos portadores da doença (LIU et al., 2021).

## **1.1 Revisão da Literatura**

Considerada um dos distúrbios neurodegenerativo do movimento mais comum, a doença de Parkinson DP é caracterizada como uma doença

neurodegenerativa progressiva crônica que apresenta sintomas motores cardinais como o tremor, rigidez, bradicinesia/acinesia e instabilidade postural. A DP também pode manifestar sintomas não motores (BALESTRINO, 2019).

Descrita pela primeira vez como uma síndrome neurológica em 1817, por James Parkinson, em sua publicação "*Essay on the Shaking Paralysis*" (GOETZ, 2011), observou seis indivíduos e descreveu sistematicamente a síndrome através de um estudo descritivo, no qual notou a natureza degenerativa da doença e a clássica postura parkinsoniana (marcha festinante e o caráter e propagação típicos do tremor). Apesar de haver uma limitação na compreensão dos tremores naquela época, Parkinson denominou essa síndrome de "Paralisia dos Tremores" ou "Paralisia Agitante" (MCDONALD, 2018).

As características mais comumente encontradas em sujeitos portadores da doença de Parkinson são os sintomas motores, que se manifestam em forma de sinais cardinais, o início dos sintomas motores geralmente é unilateral e a assimetria persiste em toda fase da doença. A bradicinesia se encontra presente em todos os sujeitos, o tremor de repouso se torna presente em cerca de 70% e a rigidez pode ser observada em até 80% dos portadores da doença. Com o passar do tempo, a doença se manifesta com sintomas motores tardios resistentes ao tratamento, o congelamento da marcha, a instabilidade postural e as quedas se tornam evidentes em 90% dos sujeitos portadores da DP (ARMSTRONG; OKUN, 2020).

A bradicinesia pode ser descrita como uma lentidão e dificuldade para iniciar movimentos, além de progressiva redução na velocidade desses movimentos. Outra característica dominante na doença de Parkinson é o tremor de repouso, que se caracteriza por movimentos involuntários rítmicos, oscilatórios, com frequência que chegam a 4-7 Hz, e se manifestam em determinadas partes do corpo. A rigidez é descrita como o aumento do tônus, a resistência ao movimento se torna evidente, sendo denominada como hipertonía plástica, que não é velocidade dependente, e pode apresentar o "sinal de roda denteada" (HESS; HALLET, 2017).

Entretanto, é bem conhecido que a DP pode manifestar sintomas não motores, que incluem distúrbios da regulação do ciclo do sono-vigília, disfunção cognitiva (incluindo disfunção executiva frontal, déficits de recuperação de memória demência e alucinação), distúrbios do humor e afeto, disfunção autonômica (principalmente hipotensão ortostática, disfunção urogenital, constipação e hiperidrose), bem como sintomas sensoriais (hiposmia) e dor. Esses sintomas geralmente estão presentes em toda a fase da doença e podem se manifestar previamente ao início dos sintomas motores clássicos encontrados na DP (POEWE et al., 2017). Jean Parkinson ainda em seu estudo descritivo, notou a presença desses sintomas e os descreveu em seu artigo e suas descrições são mostradas na tabela 1 (DUNCAN et al., 2014; MCDONALD et al., 2018).

Tabela 1: Descrição de sintomas não motores do Parkinson.

Sintoma não motor	Descrição original de Parkinson
Sono	Nesta fase, o sono fica muito perturbado. O movimento trêmulo dos membros ocorre durante o sono e aumenta até acordar o paciente, e frequentemente com agitação e alarme.
Constipação	O intestino, que sempre esteve entorpecido, agora, na maioria dos casos, exige medicamentos estimulantes de poder muito considerável: a expulsão das fezes do reto, às vezes, requer de ajuda.
Perturbação da fala	Suas palavras agora são dificilmente inteligíveis.
Disfagia	Ele não é mais capaz de se alimentar, quando o alimento é levado à boca, tanto as ações dos músculos da língua, faringe, são impedidas pela ação prejudicada e agitação constante, dificuldade na mastigação e na deglutição.
Sialorréia	A saliva deixa de ser direcionada para a parte de trás das faces e, portanto, é continuamente drenada da boca.
Incontinência	A urina e as fezes são eliminadas involuntariamente.

Fonte: Adaptado de DUNCAN, 2018.

Em 1872, o neurologista francês Jean-Martin Charcot usou pela primeira vez o termo “Mal de Parkinson”, descrevendo, assim, o distúrbio caracterizado por tremor de repouso, rigidez, imobilidade facial, postura e marcha perturbadas (DONALDSON et al., 2015).

De acordo com a *Movement Disorder Society* - MDS, a doença de Parkinson é clinicamente definida pela presença de bradicinesia como uma lentidão e um decréscimo da velocidade durante a execução de movimentos continuados, associado a pelo menos uma característica motora cardinal adicional (rigidez ou tremor de repouso).

Além disso, é importante determinar a DP como a causa do parkinsonismo, através de dois níveis de certeza diagnóstica. São eles: ausência de critérios de exclusão absoluta, no qual são incluídas evidências clínicas ou de imagem para diagnóstico alternativo de parkinsonismo, tais como, parkinsonismo atípico e parkinsonismo induzido por drogas ou tremor essencial; dois ou mais critérios de suporte, no qual se enquadram a responsividade a L-DOPA, presença de tremor e repouso clássico, dicinesias induzidas por L-DOPA, perda olfatória ou denervação simpática cardíaca na cintilografia metaiodobenzilguanidina (MIBG). Por fim, as que se referem às características incomuns que não são absolutamente excluídas da doença de Parkinson (POSTUMA et al., 2015).

Acredita-se que a disfunção neuronal na DP comece muito antes das características motoras se tornarem aparentes (STERN et al., 2012). Pesquisas atuais concentram-se nos fatores de risco e nos biomarcadores associados à DP. (CHEN et al., 2014; SALAT et al., 2016). Estima-se que cerca de 40% da população idosa, apresente anormalidades motoras sutis, como redução do balanço do braço, mudanças no padrão de caminhada, rigidez, tremor ou alterações nas habilidades motoras finas, nas quais são associadas a um risco aumentado da doença de Parkinson incidente ou com outros marcadores de risco da DP (MAHLKNECHT et al., 2015).

A causa da DP ainda não é bem compreendida. A DP é substancialmente uma doença idiopática multifatorial. Supõe-se que seja resultado de uma combinação de influências ambientais sobrepostas à predisposição genética ou suscetibilidade (CERRI et al., 2019). Abordando as variantes genéticas, uma meta-análise de estudos de associação de todo genoma identificou cerca de 90 sinais de risco estatisticamente significativos em todo genoma que coletivamente correspondem por 16% a 36% de risco

hereditário. Alguns estudos vem demonstrando que parentes de primeiro grau de indivíduos afetados pela doença apresentem um risco 2 a 3 vezes maior em desenvolver a DP quando comparados com indivíduos da população geral e controle (SVEINBJORNSDOTTIR et. al., 2000; SAVICA et al., 2016).

Fatores ambientais e estilo de vida também são citados como contribuintes para o risco de desenvolvimento da doença de Parkinson. A exposição a toxinas ambientais como agrotóxicos, através de seu mecanismo de ação, pode causar indução de neurotoxicidade que, por si só, são suficientes para reproduzir as características comportamentais, anatômicas, neuroquímicas e neuropatológicas da DP (AHMED et al., 2017).

Recentemente foi destacado as diferenças relacionadas ao sexo na DP Prodrômica. Pesquisas vem mostrando que mulheres e homens apresentam marcadores prodrômicos distintos de DP, (parkinsonismo subliminar, constipação, perda olfatória, depressão, não fumantes, não uso de cafeína, hipercogenidade negra), e sugerem que essas diferenças devem ser levadas em consideração para garantir a precisão do diagnóstico de DP prodrômica (HEINZEL et al., 2018). No entanto, a idade continua sendo o maior fator de risco para o desenvolvimento da DP.

Não existe um tratamento modificador para a DP. O manejo da doença é predominantemente focado no controle dos sintomas motores através de medicamentos. Atualmente, as drogas dopaminérgicas destinadas a substituir a ação da dopamina no corpo estriado depletado formam a base para o tratamento da DP. As estratégias adotadas em relação ao regime medicamentoso é baseado na condição clínica apresentada pelo paciente (gravidade e natureza temporal dos sintomas). É de prática usual retardar ao máximo a introdução do tratamento até que os sintomas se tornem preocupantes. Isso geralmente ocorre para minimizar o impacto dos efeitos adversos que sua ingestão pode causar (ZAHOR et al., 2018).

O tratamento atual da DP se concentram em fármacos a base de levodopa, mais especificamente nos precursores da dopamina levodopa que tem a capacidade de atravessar a barreira hematoencefálica e ser convertida no neurotransmissor dopamina (SAMII et al., 2004).

A administração do fármaco é feita de forma gradativa através de doses baixas. Essa estratégia é adotada para primeiramente observarem a resposta do paciente frente à droga administrada e seus possíveis efeitos adversos. Nos estágios iniciais, os efeitos do uso da levodopa podem ser percebidos de forma rápida, e duram por algumas horas. Conforme a doença avança, esse efeito tende a ter uma duração menor, obrigando o aumento da dosagem ou frequência de uso. Como todo medicamento, a levodopa apresenta efeitos adversos que geralmente são observados em estágios mais avançados da doença. O uso prolongado pode resultar em complicações motoras que incluem as dicinesias, que são movimentos hipercinéticos de torção involuntários e graves flutuações motoras (*on-off*). Além desses efeitos colaterais, os pacientes também podem apresentar distúrbios gastrointestinais, como náuseas e vômitos, e hipotensão ortostática (JANKOVIC et al., 2002; FAHN et al., 2000). ‘

Efeitos neuropsiquiátricos, como ansiedade e alucinações, também se fazem presentes e podem ser justificados pelo efeito que chamamos de “*off-target*”, que se caracteriza pela ação da dopamina em regiões extrapiramidais do cérebro. Embora o uso da levodopa leve a riscos, estratégias vem sendo utilizadas para neutralizar os efeitos adversos, como a diminuição da dosagem e tratamentos dopaminérgicos alternativos (ZAHOR et al., 2018).

A dor é frequentemente relatada por sujeitos com DP. Estudos epidemiológicos apresentam prevalências entre 30% e 83% (GARCIA et al., 2011; JANKOVIC et al., 2012; DEUSHL et al., 2012). Em geral, as anormalidades no processamento da dor nesses sujeitos podem estar relacionadas aos mecanismos centrais e periféricos. A neurotransmissão não dopaminérgica tem sido relacionada em influenciar as vias descendentes da dor em nível central. A degeneração de fibras noradrenérgicas em sujeitos com DP pode afetar o sistema inibitório da dor, o que contribui para aumento da sensação de dor. A nível de sistema nervoso periférico (SNP) ocorre um envolvimento para anormalidades nas sensações de dor de sujeitos com DP, no qual pode apresentar processo de neurodegeneração de nociceptor,

podendo induzir mecanismos subjacentes ao processamento nociceptivo alterado na substância negra pars compacta (CONTE et al., 2013).

## 1.2 Epidemiologia da DP

A DP é considerada a segunda doença neurodegenerativa mais comum. Nos últimos anos, apresentou o crescimento mais rápido em prevalência e incapacidade entre os distúrbios neurológicos e se tornou uma das principais causas de incapacidade em todo mundo (ZEJIN et al., 2021).

Diversos estudos relatam dados sobre a epidemiologia da DP, no entanto, as diferenças metodológicas entre os estudos dificultam a comparação direta das estimativas de prevalência (TYSNES et al., 2017). É geralmente aceito que a doença de Parkinson apresente uma prevalência global de 0,3%, que se acentua com a idade para mais que 3% naqueles indivíduos acima de 80 anos (POEWE et al., 2017). Em estimativas baseadas na utilização de cuidados da saúde, a incidência da DP varia de 5/100.00 a mais de 35/100.00 novos casos anuais. A incidência da DP é rara antes dos 50 anos de idade, entretanto, aumenta de forma significativa de 5 a 10 vezes entre a sexta e nona década de vida (SIMON, 2020).

A DP é duas vezes mais comum nos homens do que em mulheres na maioria da população. Supõe-se haver uma relação de efeito protetor relacionados aos hormônios femininos, mecanismos genéticos associado ao sexo e diferenças a exposição a fatores de risco ambientais. Entretanto, a predominância masculina ainda permanece desconhecida de fato (BALDERESCHI et al., 2000). Em contrapartida, um estudo nacional de base populacional realizado na Coreia aponta uma maior incidência e prevalência no sexo feminino. Este estudo ainda demonstra haver uma tendência crescente nas taxas anuais de incidência prevalência em ambos os sexos da DP nos últimos 6 anos (PARK et al., 2019).

Estimativas apontam que o número de indivíduos com mais de 50 anos portadores da DP mais que dobrará até 2030. Uma projeção baseada na incidência e duração da doença realizada na Europa Ocidental e nas nações mais populosas do mundo, determinou que a DP em 2005 afetava cerca de

4,1 e 4,6 milhões de pessoas e que em 2030 esse número poderia alcançar a marca de 8,7 e 9,3 milhões de indivíduos em todo o mundo (DORSEY et al., 2003). Essa ascensão abrupta da DP pode ser relacionada ao aumento da expectativa de vida mundial, que vem acompanhada com uma carga de doenças crônicas também em crescimento e que provavelmente continuará a crescer, especialmente nas nações em desenvolvimento (SEN et al., 2000).

A *Global Burden of Disease* (GBD), relata que os casos incidentes da DP foram de 1,02 milhão em 2017 e a taxa padronizada pela idade de prevalência aumentou 21,7% de 1990 a 2016 (As taxas padronizadas pela idade (YDLs), que constituem um índice que mede a expectativa de vida média dos casos incidentes até a reabilitação ou morte, e a deficiência na DP aumentaram acentuadamente em 8,9% de 1990 a 2007, e aumentaram 1,0% durante 2007-2017. O rápido desenvolvimento da DP coloca uma carga substancial na sociedade, nos indivíduos e no sistema de saúde (ZEJIN et al., 2021). Uma análise sistemática realizada em 2016, relata que, 6,1 milhões indivíduos em todo o mundo eram portadores da DP, dos quais 2,9 milhões (47,5%) eram do sexo feminino e 3,2 milhões (52,5%) do sexo masculino. Globalmente a doença de Parkinson causou um total de 211.296 mortes, totalizando 2,6 vezes mais mortes que em 1990. A prevalência da doença de Parkinson em 2016 aumentou com a idade, atingindo um pico entre 85 e 89 anos (1,7% para homens e 1,2% para mulheres) e, após essa idade, apresentou queda em sua prevalência (GDB et a., 2016).

De acordo com os últimos dados da OMS publicados em 2018, as mortes por DP no Brasil atingiram 3.974 ou 0,36% do total de mortes a taxa de mortalidade ajustada por idade é de 1,83 por 100.000 habitantes, colocando o Brasil em 119º lugar no mundo. Dados publicados em uma pesquisa realizada em uma cidade brasileira, estimou que o número de pessoas portadores da doença de Parkinson representaria cerca de 3% da população com 60 anos ou mais (BARBOSA et al., 2006).

Os distúrbios neurológicos são a principal fonte de deficiência no mundo, e a DP é o distúrbio que mais cresce. Conforme a população envelhece e a expectativa de vida aumenta, projeta-se que a duplicação do número de

indivíduos com a DP ocorra novamente na próxima geração (WANNENEICH et al., 2018; DORSEY et al., 2007; ROSSI et al., 2018).

### 1.3 Fisiopatologia da DP

Patologicamente a DP é caracterizada pela perda de neurônios dopaminérgicos da substância negra (SN) *pars compacta* (SNpc), localizada no mesencéfalo e pelo acúmulo de  $\alpha$ -sinucleína, que é encontrada em inclusões intracitoplasmáticas denominadas de corpos de Lewy. Quando diagnosticados, uma proporção substancial de neurônios dopaminérgicos no SNpc já foi perdida e a neurodegeneração já se espalhou para outras regiões do sistema nervoso central (RAFFEGEAU et al., 2018; BALESTRINO et al., 2019). A DP se constitui como uma desordem do sistema extrapiramidal, que inclui estruturas motoras dos gânglios da base, e é caracterizada pela perda da função dopaminérgica e consequente da função motora, levando ao quadro clínico observado na doença (SCHRAG et al., 2015).

A degeneração dos neurônios dopaminérgicos na *pars compacta* da substância negra (SNpc), que se estendem para o corpo estriado (via nigroestriatal), resulta na perda da função dopaminérgica em sujeitos com a DP. Normalmente as características motoras aparecem somente após haver um comprometimento de cerca de 50% a 80% dos neurônios dopaminérgicos. Dois tipos de receptores de dopamina (o D1 caracterizado por sua capacidade excitatória e o D2 com capacidade inibitória), influenciam na atividade motora do sistema extrapiramidal. Os componentes desse sistema incluem os gânglios da base, que envolvem o segmento globo pálido interno (GPi) do estriado ventral e a porção da *pars reticulada* da substância negra (SNpr). Esses componentes fazem parte de circuitos localizados no tálamo e no córtex. A perda da dopamina no estriado resulta em um aumento da atividade nos circuitos GPi/SNpr e subsequente disfunção do ácido gama aminobutírico, conhecido como (GABA). Como resultado, o tálamo diminui a capacidade de ativar o córtex frontal, caracterizando assim a diminuição da função motora observada na DP (BEAULIEU et al., 2011). Essa perda dopaminérgica pode

ainda influenciar no aumento da atividade colinérgica, devido à perda da influência inibitória normal da dopamina (DEMAAGD et al., 2015).

A presença de corpos de Lewy (CL) é outra característica importante na DP. Os corpos de Lewy são descritos como inclusões intraneuronais, arredondadas e eosinofílicas, com núcleo hialino e halo periférico claro, compostas por mais de 90 proteínas. Os CL se concentram em neurônios dopaminérgicos localizados na substância negra e se apresentam como corpos redondos com fibrilas radiantes. Sua formação envolve a produção excessiva de formas mal dobradas de proteínas denominadas ubiquitina, que estão envolvidas na reciclagem de proteínas. Essas proteínas se acumulam devido ao mau funcionamento do sistema proteassoma de ubiquitina (UPS). Desta forma, podemos observar uma grande contribuição da presença de corpos de Lewy na neurodegeneração da DP (DEMAAGD et al., 2015; BALESTRINO et al., 2020).

O modelo mais citado e bem aceito para explicar a progressão da DP é a hipótese de Braak. Este modelo sugere que a doença de Parkinson começa na medula e no bulbo olfatório, classificados como estágios 1 e 2. Como citado anteriormente, a doença de Parkinson está associada a sintomas que ocorrem antes do início do distúrbio do movimento (distúrbios do sono-vigília e diminuição do olfato). Nos estágios 3 e 4, a patologia progride para a *pars compacta* da substância negra e outras estruturas do mesencéfalo e do prosencéfalo basal. Nessas áreas, a patologia está associada aos sintomas motores clássicos. Conforme a doença avança para os córtices cerebrais, ocorre o surgimento dos déficits cognitivos e alucinações (BRAAK et al., 2003).

#### **1.4 Treinamento físico em portadores da doença de Parkinson**

O treinamento físico está associado a adaptações fisiológicas significativas no sistema musculoesquelético, que podem envolver alterações nos elementos contráteis e não contráteis do músculo (HEDAYATPOUR et al., 2015). O músculo esquelético é um tecido maleável capaz de alterar o tipo e a quantidade de proteína em resposta a rupturas na homeostase celular. O exercício físico tem a capacidade de promover a sinalização da síntese

proteica no músculo através de uma condição de hipóxia. Uma infinidade de mecanismos de sinalização se iniciam frente a um estímulo gerado para que haja uma adaptação do sistema musculoesquelético. As consequências funcionais dessas adaptações são determinadas por variáveis como volume, intensidade e frequência do treinamento (COFFEY et al., 2007).

Nos últimos anos tem havido uma crescente de estudos procurando observar os efeitos do treinamento em sujeitos com DP. No geral, os estudos apoiam o uso de exercícios ou treinamento motor como ferramenta para melhora da marcha, equilíbrio, força muscular e desempenho de tarefas funcionais em sujeitos com DP em graus leve e moderado (ALLEN et al., 2010; ASHBURN et al., 2007; DIBBLE et al., 2009; EBERSBACH et al., 2010, GOWDWIN et al., 2008).

Há cerca de 50 anos, o exercício físico vem sendo considerado uma ferramenta de tratamento para sujeitos com DP (BILOWIT et al., 1956). Através de um estudo Sasco e seus colaboradores, observaram que a intervenção com exercícios na idade adulta reduziu significativamente o risco de desenvolver a DP ao longo da vida (FENG et al., 2020). A atividade física desempenha um papel ativo na prevenção e tratamento da doença de Parkinson (FAN et al., 2020).

Considerando a natureza progressiva da doença, o exercício sustentado é considerado essencial para obter um ótimo desempenho e manter a independência nas atividades de vida diária (NIMWEGEN et al., 2011). Através de uma revisão sistemática, Mehrholz procurou investigar a eficácia do treinamento em esteira na melhora da hipocinesia na marcha. A aceitabilidade e segurança desse tipo de terapia, constatou-se que o treinamento da marcha em esteira tem potencial para aumentar o número de repetições da prática quando realizado de forma intensiva.

É importante citar que, a aplicabilidade deste treino foi realizada em sujeitos em estágios inferiores ou igual a 3 da escala de avaliação de incapacidade Hoehn & Yahr que indica o estado geral dos indivíduos com DP. Esta escala apresenta 5 estágios no qual, quanto maior a pontuação maior o comprometimento do sujeito com Parkinson. Em sujeitos em estágios mais

avançados, com independência prejudicada, esta condição de treinamento não se torna aplicável (MEHROLZ et al., 2015).

Exercícios aeróbicos forçado, aquele cujo paciente é levado a treinar em uma determinada intensidade, pode promover mais benefícios que o treinamento voluntário. De acordo com os resultados obtidos, o treinamento aeróbio forçado pode promover uma melhora de 35% nos sintomas motores quando comparado com grupos que realizaram treinos de forma voluntária. Além disso, sujeitos com DP submetidos a este tipo de treinamento podem apresentar uma melhora significativa na rigidez 41%, no tremor 38% e na bradicinesia 28%, que são os sintomas predominantemente encontrados na DP (ALBERT et al., 2011; RIDGEL et al., 2009).

O treinamento resistido vem sendo usado como uma ferramenta para melhora do quadro motor apresentado pelos sujeitos portadores de Parkinson. Sabe-se que os sintomas motores levam a uma dificuldade de movimento que culminam na diminuição dos níveis de atividade em sujeitos com DP, o que, por sua vez, prejudica ainda mais a força e o funcionamento físico. A força prejudicada apresenta relação direta de origem central. A capacidade de ativação de neurônios motores do músculo ativo pode ser prejudicada devido aos impulsos corticais que se tornam deficientes para o músculo, gerando assim uma dificuldade em realizar tarefas básicas, como a marcha e o controle da estabilidade postural (ROEDER et al., 2015).

O treinamento resistido tem sido citado como uma medida que visa melhorar a força, função física e mobilidade dos sujeitos com DP. Aumentos da força muscular neste tipo de treinamento são acompanhados por mecanismos adaptativos celulares, como hipertrofia das miofibrilas, além de apresentar um efeito neuroprotetor e controle de progressão da doença (ROEDER et al., 2015). Vale ressaltar que diversos estudos combinam mais de um tipo de intervenção em seu treinamento. Isso demonstra resultados favoráveis em alguns desfechos, entretanto, dificulta a interpretação real dos achados.

De forma geral o treinamento pode contribuir consideravelmente para o tratamento da doença de Parkinson, e ainda pode desempenhar um papel preventivo e de manutenção da aptidão física e da saúde. Já dizia o médico

escocês William Buchan's, "de todas as causas que conspiram para tornar a vida do homem curta e miserável, nenhuma tem maior influencia do que a falta de exercício adequado" (BERRYMAN et al., 2010).

Algumas abordagens vem sendo propostas para o tratamento da DP. A estratégia farmacológica é a mais bem aceita e empregada, com intuito de repor a dopamina, mudanças no estilo de vida também entram como uma estratégia para controle dos déficits motores e não motores, tais quais já citado acima como exercícios que podem contribuir de como uma ferramenta neuroprotetora e proporcionar qualidade de vida aos portadores da DP (IGREJA et al., 2021).

A DP pode ainda não apresentar respostas positivas frente aos tratamentos convencionais, e quando isso ocorre o método utilizado se torna o cirúrgico. O uso da estimulação cerebral profunda DBS envolve das redes neurais com correntes elétricas que são entregues através de eletrodos implantados cirurgicamente e conectados a um neuroestimulador, entretanto, os resultados só se tornam favoráveis quando o individuo apresenta os sintomas favoráveis a melhora com o DBS, pacientes com distúrbios neuropsiquiátricos não controlados e múltiplas comorbidades podem ser maus candidatos para a cirurgia (SHARMA et al., 2020).

Os procedimentos de lesão ou cirurgias ablativas envolvem a destruição seletiva de um volume de tecido cerebral direcionado para interromper redes neurais desadaptativas, as técnicas atualmente disponíveis incluem termoablação por radiofrequência (RF), radiocirurgia estereotáxica (SRS), ablação térmica por ultrassom focado de alta intensidade guiada por ressonância magnética (HIFU) (ou ultrassom focado guiado por RM, MRgFUS) e terapia térmica intersticial a laser (LITT), com os três primeiros sendo usados comumente em distúrbios do movimento, entretanto, esta cirurgia pode apresentar como efeito colateral lesões bilaterais, na qual, pode apresentar aumento de afasia, disartria, disfagia e déficits cognitivos de cerca de 30 a 60% para talamotomias bilaterais e hipofonia (SHARMA et al., 2020).

### **1.5 Estimulação elétrica transcraniana por corrente contínua - ETCC**

A ETCC é uma forma de estimulação cerebral que vem demonstrando efeitos sobre a modulação de excitabilidade cortical, quando aplicada em curtos períodos. Estudos demonstram que a ETCC pode alterar a excitabilidade cortical modulando os potenciais da membrana em repouso em direção à hiperpolarização ou despolarização (HENDY et al., 2016).

A ETCC, constitui-se um método de estimulação cerebral não invasiva em que uma corrente contínua (1-2mA) é aplicada por meio de eletrodos de superfície na calota craniana por um determinado tempo em contraste com impulso elétrico induzido por campo magnético de curta duração (BENNINGER et al., 2010). Constituída por dois eletrodos, um ânodo e um catodo, a ETCC fornece corrente contínua direta constante, na qual uma corrente anódica positiva tem por função aumentar a excitabilidade dos tecidos corticais, facilitando temporariamente os comportamentos associados à região cortical sob o eletrodo alvo, enquanto que, uma corrente catódica negativa diminui/inibe a excitabilidade cortical (BROEDER et al., 2015; LEFAUCHER et al., 2017).

A direção do fluxo da corrente diferencia a estimulação anódica e catódica ao modular o potencial da membrana em repouso dos neurônios estimulados, a estimulação anódica despolariza os neurônios, aumentando a probabilidade de ocorrência de potências de ação, enquanto a estimulação catódica hiperpolariza os neurônios, diminuindo a probabilidade de ocorrência de potencial de ação (NITSCHKE et al., 2008).

Neurofisiologicamente considera-se que um dos principais mecanismos de ação da ETCC à longo prazo, está baseado na inibição ou ativação dos receptores N-metil-D -aspartato (NMDA), acredita-se que a inibição e facilitação intracorticais, sejam em partes controladas por esses receptores (NITSCHKE et al., 2005), e a ETCC modificaria sua eficácia (NITSCHKE et al., 2003a, 2004). Quando despolarizada a membrana cortical, o receptor NMDA é desbloqueado, desencadeando fluxo de íons de sódio e cálcio, portanto, esses receptores, podem induzir alterações intracelulares nas células pós sinápticas resultando na potenciação de longa duração (LTP) e depressão de longa duração (LDP)

processos esses envolvidos na excitabilidade e plasticidade sináptica (FRITSCH et al., 2010; LANG et al., 2004; NITSCHKE et al., 2007). Além disso, eletroestimulação pode reduzir localmente a neurotransmissão do ácido gama-aminobutírico (GABA), e isso também pode impactar na plasticidade glutamatérgica devido a inter-relação entre os dois neurotransmissores (LEFAUCHEUR et al., 2020).

Estudos realizados em modelos animais observou a indução da liberação de neurotransmissores e aumento dos níveis de dopamina extracelular, sendo um possível facilitador da transdução de sinal no tecido cerebral (TANAKA et al., 2013). Revisões sistemáticas veem demonstrando os efeitos da estimulação transcraniana na melhora das funções motoras dos pacientes com DP (POL et al., 2021). Além disso, estudos mostraram que a ETCC aplicada sobre as regiões cognitivas do córtex cerebral pode melhorar a capacidade cognitiva (BOGGIO et al., 2006; BIUNDO et al., 2015) e fluência verbal (PEREIRA et al., 2013), e que, quando aplicada na área cerebelar, pode ativar redes neurais específicas e fortalecer a regulação de respostas comportamentais associadas a estímulos relacionados à saúde (RUGGIERO et al., 2021).

A ETCC tem considerável potencial como tratamento devido seu custo relativo, portabilidade, segurança e facilidade de uso. Quando aplicado de acordo com os parâmetros desejados, que geralmente seguem o sistema de encefalograma EEG10:20 (KELM et al., 1999), não apresenta riscos à saúde dos participantes. Os efeitos colaterais refletidos devido sua aplicação, como coceira, sensação de queimação ou dor de cabeça, são comuns e não apresentam impactos a longo prazo (MOFFA et al., 2017; APARICIO et al., 2016), constituindo assim, a tDCS uma ferramenta segura para investigar as relações entre cérebro e o comportamento (THAIR et al., 2017) das disfunções geradas pelas doenças neurodegenerativas.

Doenças neurodegenerativas levam ao comprometimento de funções motoras básicas, como marcha, alcance de objetos e força de sustentação para tal, esses comprometimentos levam à uma diminuição do controle para executar uma determinada tarefa. De acordo com uma revisão sistemática a

ETCC em córtex motor leva ao aumento de conexões sinápticas ativas e bem sucedidas entre as estruturas neuronais ativadas pela ETCC, além disso, estudos neurofisiológicos demonstram a importância da excitabilidade da área M1 na aprendizagem precoce e desempenho motor, logo, a ETCC aparece como uma grande aliada na melhora e manutenção do controle de movimento (FAHNE et al., 2004).

## 1.6 Controle motor

Conceitualmente conhecido como um campo da ciência natural que busca as leis da natureza que governam as interações entre o sistema nervoso central (SNC) e sua capacidade de produzir movimentos intencionais e coordenados em sua interação com o restante do corpo e com o ambiente (JURAS et al., 2021), o controle motor apresenta alguns aspectos que são considerados tradicionalmente separados um do outro. A natureza das variáveis fisiológicas que são usadas pelo cérebro para controlar os músculos e o problema de redundância motora (BERNSTEIN et al., 1967).

Nosso cérebro tem a capacidade de selecionar soluções particulares de possibilidades infinitas que são proporcionadas pelo sistema neuromotor. Algumas teorias vêm sendo utilizadas para hipotetizar como nosso cérebro consegue de alguma forma regular os mecanismos essenciais para determinada tarefa ou movimento. A primeira delas se refere ao ponto de equilíbrio (PE), que foi descrita por Feldman na década de 1960. Atualmente assume-se a hipótese que descreve essa teoria como a produção de movimentos complexos associados aos processos de produção e percepção do movimento subjacente. A teoria do ponto de equilíbrio (PE) essencialmente descreve o controle motor baseado em princípios neurofisiológicos e físicos, no qual a noção de que o controle da posição do limiar está implícito às ações motoras que são intencionais. Para que essas ações ocorram, existe uma influência eletroquímica eferente do cérebro na presença de *Feedback* proprioceptivo aos motoneurônios, que resultam em mudanças nos comprimentos musculares e ângulos articulares, logo ocorre um recrutamento de motoneurônios que definirão a ativação espacial em relação à área do

nosso corpo. Desta forma, o sistema nervoso central SNC pode especificar onde os músculos serão ativados sem se preocupar sobre quando e como serão recrutados (LATASH et al., 2010).

A teoria do ponto de equilíbrio teve origem a partir de uma comparação experimental de três ações motoras geradas na articulação do cotovelo de humanos. As ações consistiam em movimento involuntário provocado pela descarga do braço (*the unloading reflex*), mudança articular intencional no ângulo articular e movimento passivo realizado através do relaxamento do braço com movimentos realizados por outra pessoa. Através desta análise de comportamento de descarga, Asatray e Feldman identificaram variáveis neurofisiológicas e invariáveis modificáveis envolvidas nas ações motoras que fundamentaram a teoria do ponto de equilíbrio PE. O *the unloading reflex* ou reflexo de descarga geralmente é demonstrado solicitando ao sujeito que segure um objeto pesado na palma da mão com o cotovelo flexionado contra a gravidade no plano sagital. Quando outro sujeito retira ou levanta o livro de repente, a tendência observada é de o braço se mover de forma involuntária para cima, levando o braço a uma posição maior de flexão de cotovelo. Nenhuma instrução é dada ao indivíduo para que realize tal ação, entretanto, essa resposta depende da capacidade do sujeito em não intervir voluntariamente na descarga repentina (FELDMAN et al., 2010).

O princípio da redundância relacionada à realização de uma tarefa levanta questões de que como nosso corpo aproveita os diversos graus de liberdade para realizar determinada tarefa e quais variáveis nosso sistema nervoso central usa para planejar, controlar o tempo e controlar o movimento. Aceita-se que o planejamento do movimento se torna mais caracterizado em coordenadas externas relevantes para a determinada tarefa a ser realizada, como, por exemplo, a direção do movimento do realizador no espaço externo. Conhecer a direção do movimento final leva a uma redução do tempo de resposta mais significativa do que conhecer a extensão total do movimento. Os tempos de resposta se consolidam como funções de parâmetros de tarefas espaciais (FELDMAN et al., 2010).

Em geral, os movimentos possuem características que são rigidamente controladas e outras que requer menos atenção. O sistema motor enfrenta a tarefa de controlar vários aspectos do movimento, conforme ditados por demandas de tarefas específicas, algumas características do movimento podem ser rapidamente controlada, como a posição final do efector, enquanto que outras podem ser controladas de forma flexível, em outras tarefas, diversos recursos podem precisar ser rigidamente controlados como por exemplo em atividades mais complexas.

Ao realizar um chute, o jogador de futebol precisa realizar uma infinidade de comandos, existem diversas variáveis a serem controladas, como a velocidade de deslocamento do pé, o ponto em que o pé entra em contato com a bola e o ângulo da articulação do quadril e todas são características cruciais para concluir a tarefa. O sistema motor também controla as características do movimento externas. Por exemplo, é necessário que haja um controle do movimento quando usamos um martelo para acertar um prego, a trajetória realizada pelo objeto e a velocidade em que ele se desloca. É importante destacar que o sistema nervoso diante desses movimentos pode gerar apenas contrações musculares que irão resultar em forças que causam rotações articulares, entretanto, o SN não consegue influenciar de forma direta na posição do objeto ou do membro (BERNSTEIN et al., 1967).

Para que alcancemos um movimento desejado, é necessário que haja um planejamento do caminho desejado da parte móvel pertinente do corpo; traduzir esse objetivo de movimento no conjunto apropriado de ativações musculares; contabilizar como as outras partes do corpo se moveram para alcançar o objetivo e monitorar o movimento à medida que ele ocorre, caso sejam necessárias correções. Além, disso é importante ressaltar que o SN precisa levar em consideração fatores externos que podem influenciar nos objetivos do movimento. Todos os itens citados acima se traduzem como componentes do controle motor (JURAS et al., 2021).

## 1.7 Controle Postural

Sabe-se que o controle postural é a capacidade de manter e recuperar o equilíbrio em um campo gravitacional afim de manter o centro de massa corporal sobre sua base de suporte. A oscilação postural durante a posição estática é considerado um reflexo do conjunto de interações entre forças desestabilizadores que atuam no corpo, como gravidade e o ambiente externo, associado à reação do sistema de controle postural. Tudo isso para evitar a perda do equilíbrio (RUBIO et al., 2020). A manutenção da postura bípede, mais do que isso, em posição de verticalidade, é tradicionalmente descrita como dependente da entrada sensorial e requer a continuidade constante de controles que exigem dos sentidos somatossensoriais, visuais e vestibulares e uma resposta suficiente do sistema nervoso e musculoesquelético (NAGYMÁTÉ et al., 2018).

Cada sistema sensorial fornece informações com características únicas, operando de maneira otimizada e com uma frequência e amplitude específicas para auxiliar na manutenção da postura. Tradicionalmente, três modalidades sensoriais são responsáveis pela orientação da postura: a propriocepção, que fornece informações acerca do senso de posição e movimento de uma determinada parte do corpo em relação à outra parte, a expropriocepção, que está ligada a sensação de posição e movimento do corpo em relação ao ambiente, e a exterocepção, responsável por localizar um objeto no ambiente em relação ao outro. Cada modalidade está intimamente ligada com os sistemas usados por nosso corpo para manter o controle da postura (KLEINER et al., 2011).

O sistema visual, tem interação com os três sistemas. Ele capta informações ambientais, obtidas através da refração da luz, de estímulos externos. Esses sinais captados viajam através da córnea, em seguida são projetados na retina e transformados em sinais elétricos pelos fotorreceptores. Após esse processo, as informações são enviadas para centros superiores do sistema nervoso central (SNC) para que ocorra o processamento das informações obtidas. O sistema vestibular apresenta uma infinita quantidade de receptores espalhados pelo corpo humano, o que permite uma interação com

diversos estímulos, como o toque, temperatura, posição do corpo e dor (KLEINER et al., 2011).

Evidências apontam que, sujeitos com a DP apresentam alterações na função sensorial que variam de integração sensório-motora perturbada, ou seja, apresentam dificuldades no uso de informações sensoriais para guiar o movimento a puro distúrbio da percepção consciente, com elevações no limiar sensorial, que podem estar relacionado como dependente do processamento em áreas afetadas pela DP (CONTE et. al., 2013). Alguns estudos mostram haver uma relação das anormalidades encontradas nos sujeitos com Parkinson na percepção somatossensorial, incluindo discriminação de dois pontos, acuidade espacial, localização do estímulo tátil, déficit somatossensorial laríngeo e das vias aéreas que poderiam contribuir para a dificuldade de fala e disfagia (SATHIAN et al., 1997; SHIN et al., 2005; SCHNEIDER et al., 1986; HAMMER et al., 2010). Além disso, foi observado menor atividade em áreas corticais sensório-motoras bilaterais e maior atividade do córtex pré frontal bilateral, cerebelo e estriado contralateral, além de uma conectividade reduzida da área motora suplementar (SMA) para as demais áreas do cérebro. A SMA está diretamente relacionada com a concepção ou planejamento de sequências complexas de movimento, além de realizar conexões com o corpo estriado, via tálamo e com a área motora correspondente. Isso poderia justificar o fato de haver uma demanda maior de outras áreas como o cerebelo e cortes frontal (CAO et al., 2011).

As anormalidades propioceptivas manifestam-se geralmente com alterações da cinestesia, que pode ser definida como a percepção consciente da posição do corpo, movimento e orientação no espaço. Estudos demonstram que, sujeitos com DP necessitam de deslocamentos maiores para a realização de pequena mudança na posição do membro de forma passiva. Isso demonstra uma sensibilidade reduzida frente a detecção do próprio membro (MASCHKE et al., 2003).

A detecção de movimento passivo também se mostra aumentado na DP, indicando um prejuízo da sensibilidade cinestésica frente às mudanças na posição dos membros. Desta forma, os déficits somatossensoriais em sujeitos

com a DP variam de déficits perceptivos puros a processos mais complexos envolvendo o tempo, como a discriminação temporal somatossensorial, integração visual e propriocepção, ou ainda exploração ativa. Esses déficits apresentados em sujeitos com DP demonstram um sério envolvimento de doenças que visam, principalmente, os gânglios da base. Apesar de a DP apresentar degeneração de receptores cutâneos periféricos e possa afetar as projeções dopaminérgicas para o córtex, supõe-se que os gânglios da base tenham uma papel primordial, principalmente, no início da doença, nas mediações da mudanças sensoriais encontradas (KONZAK et al., 2007).

### **1.8 Variabilidade do *Output Motor***

A variabilidade motora pode ser entendida como uma ferramenta de exploração para promover o aprendizado em tarefas baseadas em recompensas e erros. Considerada um subproduto indesejado e inevitável do ruído do sistema nervoso a variabilidade, parece desempenhar um papel importante na aprendizagem motora. As flutuações que ocorrem de forma cuidadosa na saída motora/*output* motor servem como uma forma de exploração, o que permite que encontremos a melhor solução para atingir o objetivo. A variabilidade apresenta flutuações em resposta a mudanças na probabilidade de sucesso e fracasso (PEKNY et al., 2015).

O sistema nervoso regula especificamente, e amplifica a variabilidade em vez de minimizar seus efeitos. Estudos realizados em pássaros canários demonstram haver uma redução da variabilidade no desempenho motor e na capacidade de aprendizagem motora após inativação do núcleo de saída cortical de um circuito de gânglios da base (CHAELESWORTH et al., 2012;), os achados sugerem que o núcleo magnocelular lateral do neostriado anterior se projeta para uma área cerebral do córtex motor que está envolvida no canto, gerando variabilidade motora para promover o aprendizado (KAO et al., 2005).

A variabilidade motora pode ser comparada a exploração da ação, que é um componente essencial para aprendizagem por reforço, no qual, a exploração necessária para reunir o conhecimento deve ser equilibrada com o conhecimento acumulado. Considere um processo de aprender um saque de

bola em esportes como o vôlei: no início, o movimento é altamente variável, mas com a prática da atividade torna-se cada vez mais fácil e preciso à medida que o desempenho melhora. Isso pode ser interpretado como uma progressão da exploração das diferentes movimentos de saque desde o início, quando o aprendizado rápido é mais benéfico para explorar o melhor do movimento posteriormente (GW et al., 2014).

A origem da variabilidade dentro do sistema sensório-motor ainda não é bem compreendida, ela pode surgir de processos corrompidos por ruídos. A produção do movimento pode consistir em três estágios: localização, planejamento e execução. Durante o processo de localização, as localizações do alvo e do membro a ser movido são derivados de informações sensoriais, o planejamento do movimento está ligado a seleção de comandos motores que produzirão o movimento que irão da posição inicial até a posição alvo. No processo de execução do movimento, o comandos motores planejados são enviados diretamente para os músculos para que o movimento seja realizado (VAN BERRS et al., 2004).

### **1.9 Dupla Tarefa**

A realização de tarefas concomitantes é considerada uma ação necessária em nossas atividades de vida diária. A Dupla tarefa é caracterizada como a capacidade de desempenhar tarefas motoras e cognitivas de forma simultânea (EHSANI et al., 2019). O treinamento de dupla tarefa consiste em realizar uma tarefa primária e uma tarefa secundária adicional. Estas podem ser realizadas independentemente como uma única tarefa e ter objetivos distintos e separados, entretanto, há a necessidade que sejam realizadas de forma simultânea (HOFHEINZ et al., 2016).

Há diferentes tipos de combinações de dupla tarefa: a motor-motor, que está relacionada à realização de duas atividades motoras de forma simultânea, e a *motor-cognition*, que envolve atividades que demandem da cognição para realizar determinada tarefa, associado a uma atividade motora (BARROS et al., 2021). Exemplos disso são as atividades cotidianas como caminhar enquanto conversa com alguém, caminhar no supermercado e procurar determinado

produto, carregar uma bandeja com comida enquanto caminha, todas essas atividades que embora pareçam simples, exigem de uma organização da nossa capacidade em realizar duas ou mais atividades ao mesmo tempo (HOFHEINZ et al., 2016).

Algumas teorias são utilizadas para explicar a capacidade cognitiva limitada, como a teoria da capacidade de atenção, esta teoria afirma que a capacidade de atenção de uma pessoa é restrita, a interferência de dupla tarefa assume que as pessoas compartilham a capacidade de processamento/recursos mentais entre as tarefas. Sabe-se que, diversas tarefas requerem determinada quantidade de capacidade de atenção para sua realização de forma eficiente, quando, a capacidade máxima de atenção é atingida durante tarefas simultâneas (dupla tarefa), o desempenho em uma delas ou em ambas será diretamente afetado, ou seja, terá o desempenho reduzido. A demanda de atenção reflete o grau de competição entre representações corticais sobrepostas das duas tarefas, a eficiência na realização de uma das tarefas pode determinar o grau de interferência que será realizado a tarefa concorrente, isso descreve a hipótese do campo cortical (ROLAND et al., 1998).

A teoria do gargalo também conhecida como *bottleneck* que é considerado um centro de decisão e seleção de resposta, descreve haver um ponto no processamento de informações em que apenas uma tarefa pode ser executada por vez, quando duas solicitações precisam do mecanismo ao mesmo tempo, ocorre então o gargalo, fazendo com que uma ou ambas as atividades sejam atrasadas ou prejudicadas, ou seja, o processamento paralelo para algumas operações mentais parece ser impossível (PASHLER et al., 1994). Especula-se que haja envolvimento do córtex pré-motor dorsal, córtex frontal, giro frontal inferior esquerdo e área motora suplementar, entretanto, não está claro em que região do sistema nervoso central o gargalo esteja situado (MAROIS et al., 2006).

Existe ainda uma outra possibilidade chamando de conversa cruzada, no qual, a interferência pode ser dependente não do tipo de operação a ser realizada e sim do conteúdo da informação processada. A conversa cruzada,

pode ser um auxiliar no entendimento a interferência de duas tarefas em seres humanos. Neste cenário a interferência de dupla tarefa pode ser causada pelo conflito de resultado, em que uma tarefa produz saídas, rendimentos ou efeitos colaterais que são prejudiciais ao processamento de informações da outra tarefa (PASHLER et al., 1994).

A execução de tarefas simultâneas leva a um menor desempenho em uma ou em ambas as tarefas, isso geralmente se dá devido a um aumento no tempo de processamento e/ou nas taxas de erro, essas deficiências no desempenho são chamados de custos de tarefa dupla, tarefas que exijam da capacidade sensório motora simples dos sujeitos tendem a levar a esses custos. Alguns estudos demonstram haver uma otimização do resultado de tarefa simultânea simples através da prática estendida, que leva a uma redução e/ou eliminação dos custos em atividades de dupla tarefa (LIEPELT et al., 2011; STROBACH et al., 2015).

Em geral, a dupla tarefa depende da função executiva e da capacidade de dividir a atenção. Szameitat e seus colaboradores (2002), através de investigações por neuroimagem de diferentes modalidades de dupla tarefa, puderam observar uma atividade comum do córtex pré-frontal e córtex cingulado anterior, destacando o papel da função cognitiva e do lobo frontal de nível superior (SZAMEITAT et al., 2002). Essas funções cognitivas comumente são encontradas prejudicadas em sujeitos portadores da DP (YOGEV et al., 2005; STROBACH et al., 2017).

### **1.10 Escalas de avaliação da progressão e incapacidade na doença de Parkinson**

Publicada em 1987, a escala UDPRS foi desenvolvida para fornecer um instrumento abrangente para a avaliação de deficiências e incapacidades relacionadas à Doença de Parkinson (MARTIN-MARTINEZ et al., 2013).

Trata-se de uma escala revisada e modificada, confiável ( $r=0,96$ ) e válida, contendo um total de 42 itens divididos em quatro componentes:

Parte I - Atividade mental, Comportamento e Humor

Parte II - Atividades de vida diária

### Parte III - Exploração Motora

### Parte VI - Complicações.

Cada pergunta é ancorada por cinco respostas que estão vinculadas a termos clínicos e a progressão da deficiência é baseada em uma infraestrutura consistente. Na tabela 3, podemos observar os critérios de acordo com a deficiência e progressão da doença para classificação.

Tabela 2: Critérios para classificação de progressão e deficiência da escala MDS-UPDRS.

<b>Leve (1)</b>	Refere-se a sinais/sintomas de frequência ou intensidade que causam impacto na função.
<b>Leve (2)</b>	Refere-se a sinais/sintomas de frequência ou intensidade que causam um impacto modesto na função
<b>Moderado (3)</b>	Refere-se a sinais/sintomas frequentes ou intensos com impacto considerável
<b>Grave (4)</b>	Refere-se a sinais/sintomas que impedem a função

Fonte: o autor (a), 2022.

Descrita inicialmente em 1967, esta escala vem sendo usada internacionalmente como uma avaliação global da doença de Parkinson (MARTINEZ-MARTIN et al., 2018). O estadiamento de *Hoehn & Yahr* é uma escala simples e de fácil uso, baseada no exame do paciente, que classifica as manifestações motoras da doença de Parkinson de 0 a 5 e que visa expressar o grau de progressão e combinam características de deficiência motora e incapacidade (PERLMUTTER et al. 2010).

Tabela 3: Escala de classificação de estágios do Parkinson de acordo com a progressão e deficiência apresentada pelo portador da doença.

<b>Estágio</b>	<b>Escala de <i>Hohen e Yahr</i></b>	<b>Escala de <i>Hoehn e Yahr</i> modificada</b>
<b>1</b>	Envolvimento unilateral geralmente apenas com deficiência funcional ou nenhuma.	Envolvimento Unilateral apenas.
<b>1,5</b>	-	Envolvimento unilateral e axial.
<b>2</b>	Envolvimento bilateral ou da linha média sem comprometimento de equilíbrio.	Envolvimento bilateral sem prejuízo do equilíbrio.
<b>2,5</b>	-	Doença bilateral leve com recuperação no teste de tração.

3	Doença bilateral: deficiência leve a moderada com reflexos posturais prejudicados; fisicamente independente.	Doença bilateral leve a moderada; alguma instabilidade postural; fisicamente independente.
4	Doença gravemente incapacitante; ainda capaz de andar ou ficar em pé sem ajuda.	Incapacidade grave; ainda capaz de andar ou ficar em pé sem ajuda.
5	Confinamento à cama ou cadeira de rodas, a menos que seja auxiliado.	Preso em cadeira de rodas ou acamado, a menos que seja auxiliado.

Fonte: Movement Disorder, Vol. 19, No. 9, 2004

## II. JUSTIFICATIVA

Sabe-se que a doença de Parkinson acomete cerca de 0,3% da população mundial e que, com o aumento da taxa de expectativa de vida, a tendência é que doenças neurodegenerativas acompanhem esse processo abrupto de crescimento. A doença de Parkinson apresenta uma progressão longa, podendo manifestar sintomas motores e não motores que impactam na qualidade de vida e independência dos sujeitos acometidos por ela.

Sujeitos portadores da DP convivem com incapacidades funcionais, que de forma direta afetam sua independência e qualidade de vida, com difícil resolução, devido a falta de estratégias eficientes e com baixo impacto na vida dos portadores da DP. As abordagens atuais de tratamento se consolidam limitadas para melhora e evolução do quadro da DP, entretanto, a adição de um programa treinamento/exercícios diários com curto período de execução que envolvam habilidades de controlar e realizar tarefas de forma simultânea, além de apresentar baixo custo e ser de fácil aplicação vem sendo empregada associada a estimulação transcraniana por corrente contínua que tem a capacidade de modular a excitabilidade cerebral, contribuindo para o desempenho motor, afim de, melhorar os sintomas mais evidentes da DP, sendo uma possível ferramenta no enfrentamento da doença.

### **III. OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo Geral**

Avaliar a influência de um protocolo de treinamento associado ou não a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) no controle postural e controle motor em idosos com a doença de Parkinson através do uso de ferramentas quantitativas, como a plataforma de estabilometria e transdutor de força.

#### **3.2 Objetivos Específicos**

Observar a capacidade de um sujeito de manter a força constante ao executar a tarefa de preensão manual com a mão dominante;

Avaliar através do transdutor de força se houve diferenças nas variáveis de força e controle de movimento;

Avaliar a capacidade de alcance funcional dos sujeitos através da análise pela plataforma de força;

Observar se a estimulação transcraniana por corrente contínua pode influenciar no desempenho da atividade motora.

### **IV. MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **4.1 Aspectos éticos**

Este projeto representa um braço de um estudo amplo, aprovado pelo comitê de ética da Universidade Anhembi Morumbi, São Paulo, Brasil, sob parecer do número 3.903.038, que foi conduzido de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS), Ministério da Saúde, Brasil.

O presente trabalho foi realizado na Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Anhanguera de Taubaté, Campus Taubaté, situada na Avenida Schinneider, 585, no Parque Senhor do Bonfim, CEP 12.040-000, e na Academia Arena 235, São José dos Campos, situada na Rua Carlos Auricchio, 55, no Jardim Aquarius, em São José dos Campos - SP, CEP 12.246-876.

Cada sujeito foi informado dos objetivos, bem como dos procedimentos experimentais a serem realizados, recebendo um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) para a realização do trabalho, todos declararam ter ciência sobre os procedimentos que seriam submetidos.

Também foi esclarecido que o participante teria acesso a todas as informações e poderia desistir da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo ou dano, se assim desejasse. Além disso, foi garantido sigilo absoluto na identificação dos indivíduos, baseado nos princípios éticos de confidencialidade e privacidade. Os procedimentos de intervenção placebo foram realizados sempre associados a um tratamento ativo, o que tornou o seu uso de menor impacto ao paciente. Além disso, os pacientes foram informados da utilização deste procedimento antes do início da pesquisa.

#### **4.2 Delineamento da Pesquisa, Seleção e Caracterização da Amostra**

Trata-se de um estudo do tipo experimental, controlado, randomizado com sujeitos cegos, no qual, participaram deste estudo 14 sujeitos (dez homens e quatro mulheres).

Todos os participantes deste estudo apresentaram laudo médico atestando serem portadores da DP. Foram recrutados através de uma chamada pública nas cidades de São Jose dos Campos e Taubaté, além de telefonemas de contatos dos sujeitos adquiridos por meio de familiares e fisioterapeutas.

Os critérios de inclusão foram: a concordância em participar do estudo por meio de assinatura do Termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE; sujeitos que possuíssem diagnósticos de Parkinson; idade entre 60 a 85 anos; estadiamento *Hoehn & Yahr* entre 2 e 3; os sujeitos também deveriam apresentar certo grau de compreensão e colaboração para realizar as atividades propostas; estar em fase ON do medicamento.

Os critérios de exclusão foram: sujeitos que apresentassem deformidades ortopédicas graves; portadores de outras doenças neurológicas;

que possuíssem algum implante metálico na cabeça ou clipe cirúrgico, fragmento de soldagem, projétil de arma de fogo e placas metálicas próximas a região a ser estimulada; sujeitos com marca-passo cardíaco, *Deep Brain Simulation* (DBS) ou implante coclear, sujeitos que fizessem uso de dispositivo auxiliar de marcha; episódios de *Freezing of gait* - maior que 15 pontos, observados através do questionário de Congelamento de marcha.

Os participantes que se enquadraram nos critérios de elegibilidade foram alocados de forma aleatória em um dos dois grupos do estudo, por um método de aleatorização simples após a avaliação pré-intervenção.

Os sujeitos foram divididos de forma aleatória em dois grupos, um grupo placebo, no qual foram submetidos ao protocolo de exercícios padronizados associado a ETCC simulada e o outro grupo experimental, que realizou o mesmo protocolo de exercícios padronizados associado a estimulação elétrica transcraniana - ETCC durante todo processo de intervenção.

Os dados referente ao recrutamento dos sujeitos são apresentados na figura 1

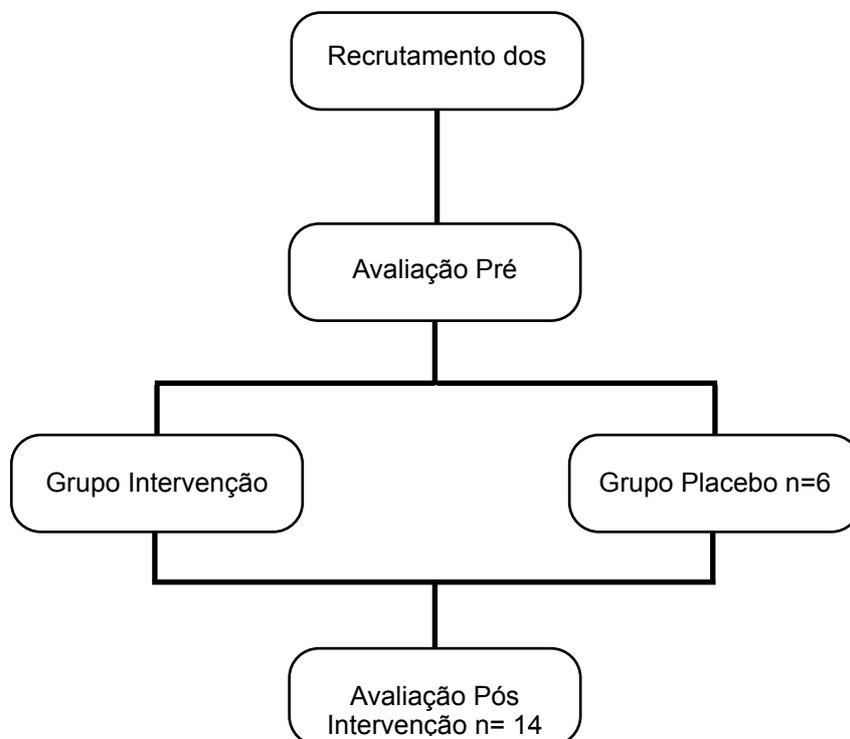


Figura 1: Fluxograma do procedimento experimental.  
Fonte: O autor (a), 2022.

### 4.3 Avaliação

Previamente ao processo de avaliação, os participantes da pesquisa foram identificados através da Escala *Hoehn & Yahr* (H&Y). Todos os participantes do estudo foram avaliados entre os estágios 2 e 3 da escala. A avaliação foi realizada por um fisioterapeuta que continha experiência prévia da escala.

O processo de avaliação pré-intervenção foi realizado em um dia, preferencialmente no mesmo período do dia, e em condições semelhantes. Da mesma forma, o processo de avaliação pós-intervenção teve os mesmos critérios que a avaliação inicial. As avaliações foram realizadas na seguinte ordem:

- Preenchimento de ficha de inscrição, assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE),
- Coleta dos dados antropométricos (peso, altura, índice de massa corporal - IMC);
- Avaliação por meio da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (MDS - UPDRS), parte III (motora);
- Coleta de dados da pré intervenção e pós intervenção através da dinamometria manual realizada a partir de um transdutor de força e plataforma de estabilometria.

### 4.4 Procedimento de avaliação

- **Escala unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale - MDS - UPDRS*)**

A escala MDS-UPDRS foi aplicada por um único fisioterapeuta. Cada sujeito foi avaliado de forma individual em uma sala reservada com uma maca e cadeira posicionados de forma segura para a realização dos testes que compõem a MDS-UPDRS. Foi utilizada apenas a parte III da escala que se refere à avaliação dos sinais motores da doença de Parkinson. O avaliador foi orientado a pontuar o "que via", levando em consideração a presença de outras

comorbidades existentes. Em situações em que era absolutamente impossível testar o membro do sujeito, foi sugerido que o avaliador fizesse uso da seguinte sigla "NA" (não aplicável) e, nas demais circunstâncias, foi solicitado o teste e avaliação de cada tarefa despenhada pelo sujeito.

Desta forma, a escala MDS-UPRDS se tornou qualificada para avaliação da DP. Foi solicitada autorização prévia à *Internacional Parkinson and Movement Disorder Society* para utilização da escala (Anexo).

- **Plataforma de Estabilometria**

Para a coleta dos dados, foi utilizada uma plataforma de força fixa S *PLATE* (Medicapteurs, França) com 610 mm de largura e 580 mm de profundidade, com área ativa de 400 x 400 mm, onde estão dispostos 1.600 sensores resistivos. Cada sensor mediu 0,64 cm<sup>2</sup>, o que permite uma análise estábilométrica por meio de registro da oscilação do centro de pressão COP. A frequência de aquisição foi estabelecida em 100Hz. Este dispositivo é uma plataforma de força com superfície plana e regular. Através de sensores (transdutores de força), a plataforma envia dados para um computador da posição do centro de pressão COP, que representa o ponto de aplicação das forças relativas dos pés para o solo (figura 2).



Figura 2: Teste realizado na plataforma de estabilometria.

Fonte: o autor (a), 2022.

Os participantes foram orientados a ficar em posição ortostática, com os pés descalços sobre a plataforma de força. Foi estabelecido que os membros superiores ficassem dispostos ao longo do corpo e com os olhos fixos em um ponto fixo na parede delimitado pelo terapeuta. Foram realizados dois testes o teste de ortostatismo e o de limite funcional. Abaixo, segue um fluxograma de como foi dividido o tempo da intervenção para o teste em ortostatismo OT e para o teste de limite funcional LF (figura 3)

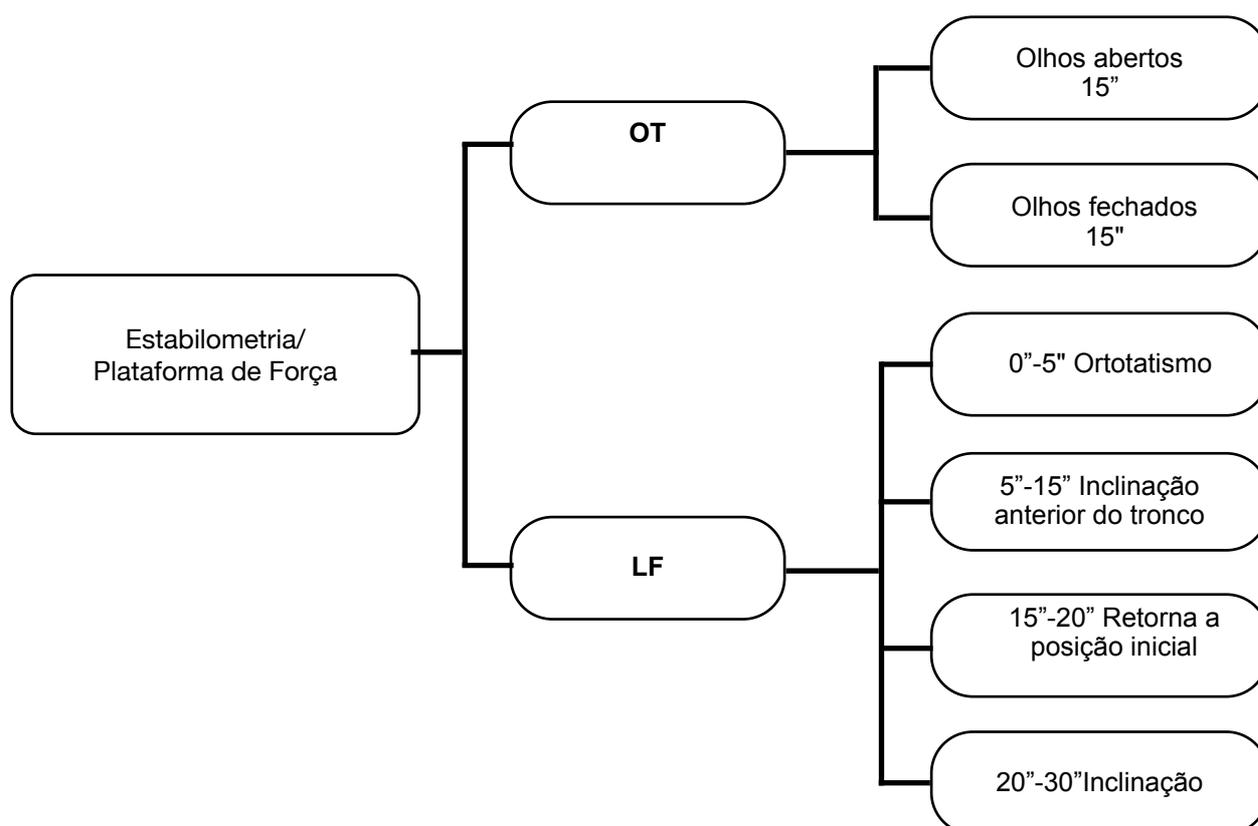


Figura 3: Fluxograma dos testes na estabilometria/plataforma de força ("segundos); Legenda: OT=Ortostatismo; LF= Limite Funcional. Fonte: O autor (a), 2022.

- **Transdutor de força/dinamômetro manual**

Os dados de força foram coletados pelo dinamômetro de prensão manual (*Vernier Software & Technology, EUA*) e foram analisados Matlab® (*Math Works™ Inc., Natick, Massachusetts, USA*). Os sinais coletados foram

filtrados (Butterworth ordem 4, passa baixa em 10 Hz e passa alta em 0,05 Hz), figura 4.



Figura 4: Equipamento utilizado para coleta de dados referente ao dinamômetro de preensão manual. Fonte: O autor (a), 2022.

- Teste de contração voluntária máxima MVC constante foi aplicado em todos os sujeitos prévia e posteriormente à intervenção.
- Os sujeitos foram posicionados em pé em frente ao monitor de LCD de 14 polegadas, com um dos braços ao longo do corpo e o com a mão dominante seguravam o dinamômetro.
- Foi solicitado aos sujeitos que ficassem em pé, em frente a um monitor LCD, no qual mostrava em seu visor a imagem de um gráfico.
- Em seguida, os sujeitos foram solicitados a realizar o máximo de força possível com um dos membros superiores, gerando força em flexão dos dedos (preensão palmar) devendo manter esta força por 3 segundos. Foram realizados três picos de força para cada mão de cada indivíduo, no qual, foi retirado uma média dos picos.
- Para o teste de controle de força constante, os sujeitos foram requisitados a sustentar a posição de preensão palmar por 40 segundos mantendo em cima de um alvo de uma força de 20% da MVC constante, obtida no dia do experimento.
- Durante os primeiros 20 segundos, os sujeitos receberam *feedback* visual da força produzida pela mão, enquanto que, nos 20

segundos seguintes, os sujeitos seguiram realizando a força constante, entretanto, sem feedback visual (KENNEDY and CHRISTOU, 2011; BAWEJA et al., 2009).

#### 4.5 Procedimentos

Foi utilizado um aparelho NKL Microestin tDCS para a aplicação da estimulação transcraniana. Dois eletrodos-esponja, de superfície não-metálicos, de 5x7cm<sup>2</sup>, umedecidos em solução salina, foram posicionados sobre as áreas a serem estimuladas. Ambos os grupos receberam a aplicação dos eletrodos, entretanto, apenas um grupo recebeu a estimulação transcraniana de fato.

O eletrodo ânodo foi posicionado à frente da região cerebral denominada de central e linha média zero, correspondente a Cz, a 15% da distância nasion-inion da medida de Naso-Inion do ponto Cz na linha média, seguindo o sistema internacional 10-20 de eletroencefalograma correspondente à Área Motora Suplementar, e o eletrodo catodo na região de Fp2, supra-orbital direita. Uma corrente de 2mA foi aplicada durante toda sessão de treinamento que tinha duração de 20 minutos. A rampa de subida para alcance da intensidade estipulada de 2mA foi de 30 segundos, assim como a rampa de descida, figura 5.



Figura 5: Medição do posicionamento dos eletrodos da ETCC. Fonte: O autor (a), 2022.

A estimulação elétrica por corrente contínua foi realizada em todas as sessões de treinamento, foram realizadas 5 sessões de ETCC semanais associadas ao protocolo de exercícios, com duração de 20 minutos cada sessão, totalizando um período de 2 semanas consecutivas, foram realizadas preferencialmente nos mesmos períodos do dia.

Na estimulação placebo todos os procedimentos de colocação dos eletrodos foram realizados, entretanto, os sujeitos não receberam nenhuma estimulação no tempo restante. Este procedimento é uma forma válida de controle em estudos de estimulação transcraniana por corrente contínua (FREGNI et al., 2006; GANDIGA; HUMMEL; COHEN, 2006).

#### **4.6 Protocolo de exercícios**

O protocolo de exercícios proposto foi baseado no Programa *Agility Boot Camp* (ABC), que foi desenvolvido por pesquisadores da *Oregon Health and Sciences University- EUA*, o qual desenvolve habilidades importantes, como a velocidade da marcha, equilíbrio, reações posturais e interação entre a mobilidade e a cognição. E, segundo investigações, apresentam resultados favoráveis ao treinamento em variáveis como mobilidade, velocidade da marcha, equilíbrio e comprimento da passada (KING et al., 2020; HORAK et al., 2009). Previamente à intervenção, os sinais vitais foram coletados em todas as sessões de treinamento antes da sessão e após seu término.

Foram realizadas 5 sessões semanais, com duração de 20 minutos cada, totalizando um período de 2 semanas de intervenção consecutivas. Previamente ao início do protocolo de intervenção, todos os participantes foram expostos aos exercícios por pelo menos 5 vezes para que houvesse familiarização com as atividades pretendidas. Os exercícios incluídos neste estudo tinham a capacidade de desafiar as habilidades motoras e cognitivas dos sujeitos envolvidos.

Os treinos foram compostos por treino de marcha enfatizando passos largos, balançar dos braços, dissociação de cinturas, mudanças de direção, exercícios de extensão/abdução de membros superiores com foco em amplitude de movimento, exercícios de membros inferiores (*lunges*), circuitos

compostos por obstáculos, nos quais os participantes deveriam transpor e/ou contornar obstáculos, pistas visuais alocadas no solo, exercícios ortostáticos com rampa associados à rotação de tronco, exercício de simulação de remada utilizando bastão (*kaiyaking*) e simulação de movimentos do boxe e *tai-chi*. Todos os exercícios foram realizados associados a ETCC. Todos os participantes da pesquisa foram orientados a manter suas atividades diárias normalmente. Segue abaixo listados exercícios propostos para os participantes da pesquisa e suas formas de execução na tabela 4.

Todos exercícios foram realizados em blocos de 3 séries com 10 repetições cada, somente o exercícios de elevação de membros superiores com blocos de cores, dupla tarefa e remo associado a desvio de obstáculos foram realizados em 3 séries de 1 minuto.

Tabela 4: descrição dos exercícios propostos no protocolo de treinamento físico

	<p>Elevação de membros superiores até limite de alcance do sujeito - paciente posicionado em pé, com ou sem bastão de madeira em mãos, foi solicitado a erguer o bastão o mais alto que conseguisse.</p>
	<p>Remo com bastão, foi solicitado ao sujeitos que realizassem movimento de remada com um bastão em mãos, dentro da amplitude de movimento tolerada pelo sujeito, quando não possível ser realizado em pe, foi solicitado que o sujeito realizasse o movimento sentado</p>

	<p>Remo associado a desvio de obstáculos - participantes foram solicitados a realizar o movimento de remo simulado por um bastão de madeira enquanto desviavam de obstáculos colocados no chão (círculos coloridos);</p>
	<p>Exercício de dupla tarefa - foi solicitado aos participantes da pesquisa que realizassem a marcha pisando sobre marcas no chão, com cores diferentes no total 4 cores diferentes, e quando este pisasse na cor obrigatoriamente deveria citar o nome da cor, logo após esta primeira etapa, os sujeitos realizavam o mesmo procedimento, no entanto, o terapeuta solicitava que, pisasse em uma cor e a chamasse de outra cor, número, falasse nome de fruta, animal e nomes.</p>
	<p>Lunge - sujeitos deveria avançar a perna para frente e realizar um semiflexão de joelhos, para os sujeitos que não conseguiam realizar o movimento, foi solicitado que fizesse apenas o avanço da perna para frente, ao mesmo tempo o individuo deveria erguer uma bastão de madeira acima da cabeça, quando não havia acesso a um bastão, foi solicitado aso sujeitos que realizassem a elevação dos membros superiores em flexão o maximo que pudessem dentro da amplitude tolerada;</p>

	Boxe - sujeitos se posicionavam em frente uma bola de pilates segurada pelo terapeuta, com um bastão em cada mão, o sujeito foi solicitado a dar golpes na bola o mais rápido e com o braço em extensão máxima, quando não havia o material necessário para o exercício, os sujeitos então realizavam o movimento de boxe sem auxílio da bola;
	Elevação de membros superiores associado a treino de alcance - sujeito posicionado em frente a uma parede com 4 blocos de cores diferentes, foi solicitado que sujeito que levasse sua mão até a cor orientada pelo terapeuta, o exercício foi realizado com os 2 membros de forma alternada;

Fonte: O autor, 2022.

#### 4.7 Variáveis estatísticas

Foram analisadas três variáveis a partir dos dados de força, o desvio padrão ( $D_p$ ), o RMSE (*Root Means Square Error*) e o coeficiente de variação (CV).

Dados relacionados a plataforma de força também foram analisados, as variáveis analisadas para demonstrar os resultados foram o deslocamento da oscilação total (DOT), o desvio padrão ( $D_p$ ) e o *Root Means Square* (RMS).

Os dados da posição do centro de pressão foram analisados Matlab® (Math Works™ Inc., Natick, Massachusetts, USA). Os sinais coletados foram filtrados (Butterworth ordem 4, passa baixa em 10 Hz e passa alta em 0,05 Hz). A partir dos dados filtrados foram estimados o máximo deslocamento latero-lateral, o máximo deslocamento antero-posterior, a variabilidade do deslocamento latero-lateral, a variabilidade do deslocamento antero-posterior, o máximo deslocamento no plano da plataforma e a variabilidade do deslocamento no plano da plataforma conforme (DUARTE et al., 2010) descrito na tabela 5.

Tabela 5: Variáveis para análise global do centro de pressão (CP).

Variável	Descrição	Rotina Matlab
Deslocamento da oscilação total, DOT	'Tamanho' ou comprimento da trajetória do CP sobre a base de suporte	$DOT = \text{sum}(\sqrt{CPap.^2 + CPml.^2});$
Desvio-padrão	Dispersão do deslocamento do CP da posição média durante um intervalo de tempo	$SDap = \text{std}(CPap);$ $SDml = \text{std}(CPml);$
RMS ('Root Mean Square')	Mesmo resultado para RMS e desvio-padrão, se o sinal do CP tem média zero	$RMSap = \sqrt{\text{sum}(CPap.^2) / \text{length}(CPap)};$ $RMSml = \sqrt{\text{sum}(CPml.^2) / \text{length}(CPml)};$
Amplitude de deslocamento do CP	Distância entre o deslocamento máximo e o mínimo do CP para cada direção	$AdCPap = \text{max}(CPap) - \text{min}(CPap);$ $AdCPml = \text{max}(CPml) - \text{min}(CPml);$

Legenda: DOT= deslocamento de oscilação total; CP= centro de pressão; RMS = *Root means square*; VM = velocidade média; SDap = desvio padrão Antero posterior; CPap = centro de pressão Antero posterior; SDml = desvio padrão médio lateral; RMSap = *Root means square* antero posterior; RMSml= *Root means square* médio lateral. Fonte: Rev Bras Fisioter. (2010).

#### 4.8 Análise Estatística

Modelos de análise de variância (ANOVA) mistos com medidas repetidas foram utilizadas para comparar as diferentes variáveis, os possíveis efeitos e as interações significativas levando em conta os dados coletados dos sujeitos com Parkinson.

Para as variáveis obtidas pela plataforma de força/estabilometria, utilizou-se a ANOVA 2-way com fatores intra-sujeito tratamento e fator entre-sujeitos placebo ou ETCC.

Para os dados obtidos pelo transdutor de força utilizou-se a ANOVA 3-way com fatores intra-sujeito feedback e tratamento e para fator entre-sujeitos placebo ou ETCC. As análises foram realizadas com o software estatístico SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL.). Interações significativas foram testadas com apropriadas análises *Post-Hoc*. O efeito de intervenção foi calculado considerando a diferença dos resultados pré e pós intervenção, através de testes-t. O nível de significância foi estabelecido em ( $p < 0,05$ ).

A presença de *outlier* foi avaliada, definiu-se outliers como um sujeito que apresentava resultados de 3 desvios padrões da média do grupo, desta forma, qualquer sujeito que apresentasse esta variação foi retirada da análise.

## V. RESULTADOS

Buscou-se nesse estudo identificar o efeito do treinamento associado a ETCC nas alterações de controle postural e motor em sujeitos portadores da doença de Parkinson (DP)

Todos os sujeitos cumpriram o protocolo de intervenção estabelecido e nenhum efeito adverso relacionado ao uso da ETCC e ao treinamento proposto foi relatado pelos participantes durante todo o tempo de tratamento.

Os dados descritivos da amostra referente ao sexo e as variáveis antropométricas e de classificação da DP podem ser observados em média e desvio padrão conforme a tabela 6.

Tabela 6: Características antropométricas dos participantes do estudo.

<b>Características</b>	<b>Total (Média e dp)</b>	<b>Grupo intervenção (Média e dp)</b>	<b>Grupo placebo (Média e dp)</b>
<b>Idade</b>	67.46±6.47	69.62±0.76	64±2
<b>Massa (kg)</b>	68.76±14,91	72.87±12.73	62.2±17.19
<b>Altura (cm)</b>	165.46±7.34	165.25±7.75	165.8±7.49
<b>Gênero (masculino:feminino)</b>	10:4	6:2	4:2
<b>Variável de classificação da DP (HOEHN &amp; YAHR)</b>	2.69±0.48	2.75±0.46	2.6±0.54
<b>Variável de classificação da DP (MDS-UPDRS)</b>	19±14	15.75± 6.54	25±21

Legenda: DP= Doença de Parkinson; dp= desvio padrão; kg= quilograma; cm= centímetro.  
Fonte: O autor (a), 2022.

Apenas um sujeito foi excluído por não apresentar os critérios de inclusão exigidos neste estudo. Através de uma avaliação criteriosa realizada pelo por um profissional qualificado, constatou-se que o paciente não apresentava nenhuma deficiência e incapacidade relacionada a doença.

Apesar de apresentar diagnóstico médico confirmando, o sujeito apresentava histórico de trauma no crânio e não continha nenhum dos sintomas da DP.

Não obtivemos resultados estatisticamente significativos para o desvio padrão para análise do transdutor de força. O coeficiente de variação apresentou resultados estatísticos significativos. Para o RMSE houve resultados significativos após tratamento para ambos os grupos.

Para os testes de força houve diferença entre as avaliações pré e pós intervenção no coeficiente de variação de força, independente do grupo, ou seja, tanto no grupo P-ETCC, quanto para o grupo A-ETCC. Houve uma interação significativa entre Tratamento vs. Feedback ( $F_{1,11}=6,674$   $p=0,025$  partial eta sqrd 0.378 potência observada de 0,653). O coeficiente de variação da força foi significativamente diferente entre com *feedback* e sem *feedback* para a condição pré intervenção, e para a condição com *feedback* houve uma diferença significativa entre pré tratamento ( $4,8451 \pm 1,1050$ ) e pós tratamento ( $3,4065 \pm 0,5454$ ) com um ( $p < 0.05$ ). Na condição sem *feedback* no pré tratamento ( $3,2048 \pm 0,6463$ ) e pós tratamento ( $3,4767 \pm 0,7471$ ), o coeficiente de variação de força se manteve estável, entretanto, no pré tratamento com *feedback* a variação da força foi maior. Para a condição pós tratamento com *feedback*, o coeficiente de variação da força teve uma tendência a diminuição. Para melhor compreensão segue tabela 7 abaixo com os valores pré e pós tratamento.

Tabela 7: Resultados para ambos os grupos referente ao coeficiente de variação de força obtidos pelo transdutor de força

	Pré intervenção	Pós intervenção
<b>ETCC</b>	3,9033±0,9415	3,0106±0,4765
<b>A-ETCC</b>	6,3520±2,4737	4,0399±1,2334
<b>Sem feedback</b>	3,2048±0,6463	3,4767±0,7471
<b>Com feedback</b>	4,8451±1,1050	3,4065±0,5454 *

Legenda: (\*) estatisticamente significativo ( $p < 0,05$ ) . Fonte: O autor (a), 2022.

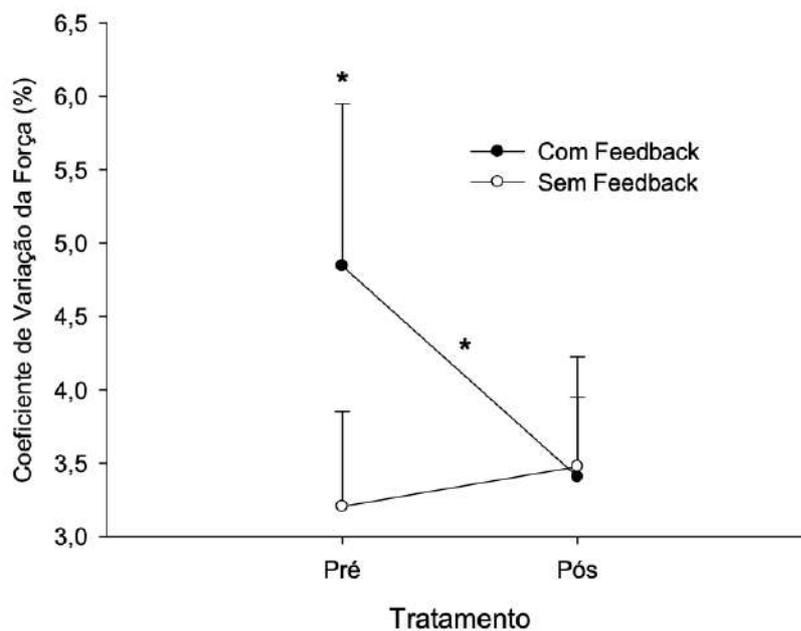


Gráfico 1: Resultados da variação do controle de força dos sujeitos ao realizar teste de dinamometria de prensão manual. (\*) Resultados estatisticamente significativos. Fonte: O autor(a), 2022.

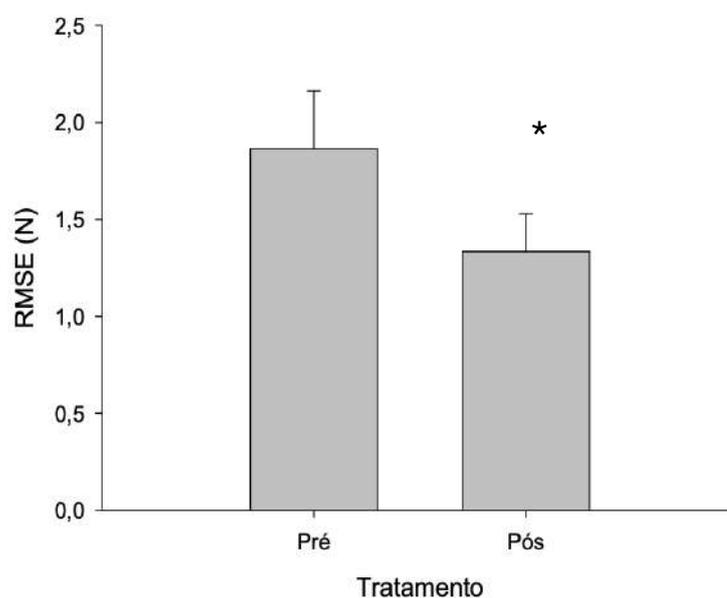


Gráfico 2: Resultado da Taxa de erro referente ao alvo proposto para o teste de dinamometria de prensão manual, para condição pré e pós tratamento.

Fonte: O autor(a), 2022.

Houve diferença estatisticamente significativa quando comparamos pré tratamento ( $1,8640 \pm 0,2980$ ) e pós tratamento ( $1,3350 \pm 0,1950$ ) para todos os sujeitos de ambos os grupos, o gráfico demonstra uma menor taxa de erro em relação ao alvo, este foi o efeito principal observado para a variável tratamento ( $F_{1,11}=6,664$   $p=0,026$  partial etta sqrd 0.377 potência observada de 0,653).

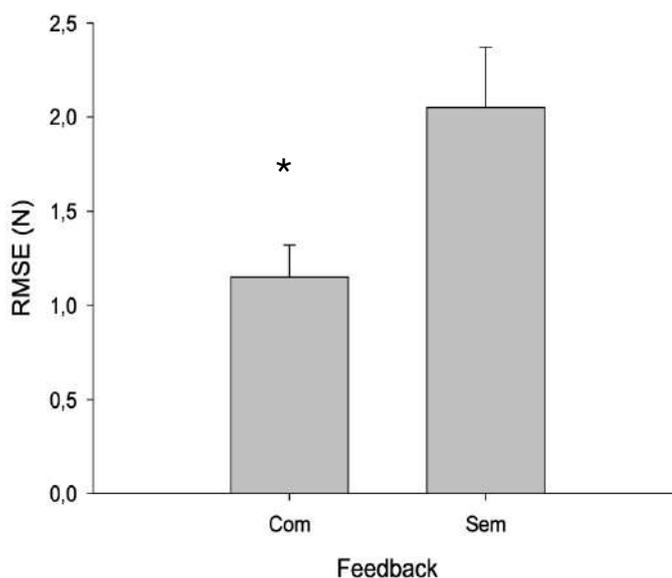


Gráfico 3: Resultado da taxa de erro referente ao alvo proposto para o teste de dinamometria de preensão manual, para a condição com e sem feedback.

Fonte: O autor(a), 2022.

Para a condição com feedback ( $1,1490 \pm 0,1710$ ) e sem feedback ( $2,0500 \pm 0,3200$ ), podemos observar uma diferença estatística significativa. Quando os sujeitos estavam enxergando o que faziam (com feedback) houve uma melhora significativa nas taxas de erro em relação ao alvo, e apesar de sem feedback apresentar uma melhora significativa nas mesmas taxas, esta ainda não foi melhor do que quando temos o campo de visão desobstruído ( $F_{1,11}=15,966$   $p=0,002$  partial etta sqrd 0.592 potência observada de 0,952).

## Resultados Estabilometria – Teste de Limite Funcional

Para as avaliações realizadas através da plataforma de força/estabilometria, todos os sujeitos apresentaram melhora relacionadas ao teste de limite funcional. O controle postural parece ter melhorado após tratamento, houve um aumento para as três variáveis analisadas, indicando um aumento da área de deslocamento desse sujeito em relação ao centro em que se encontrava.

A análise realizada entre-sujeitos placebo ou grupo ETCC, não apresentou dados significativos. Os resultados podem ser observados na tabela 8.

Tabela 8: resultados referente ao teste de limite funcional na plataforma de estabilometria para todas as condições.

	Pré Intervenção	Pós Intervenção
<b>DOT</b>	4493,8064±469,5362	5881,4046±711,0203
<b>DPap</b>	15,7963±1,8215)	20,7202±2,4878
<b>RMSap</b>	17,6578±2,0663	22,7766±2,7112

Fonte: O autor (a), 2022.

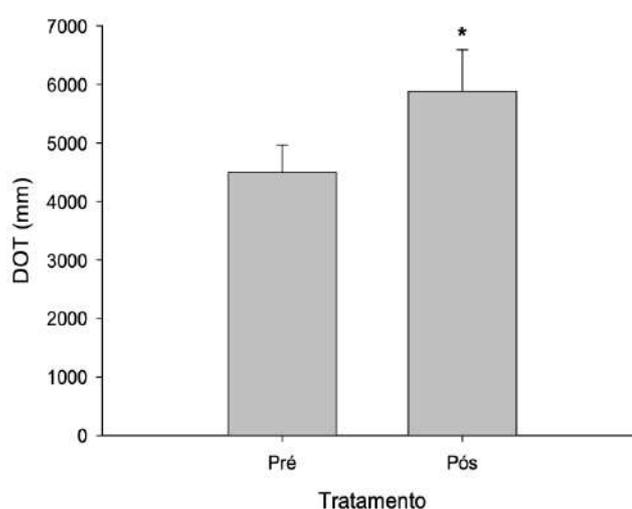


Gráfico 4: Resultados do deslocamento de Oscilação total pré e após tratamento no teste limite funcional.

Fonte: O autor (a), 2022.

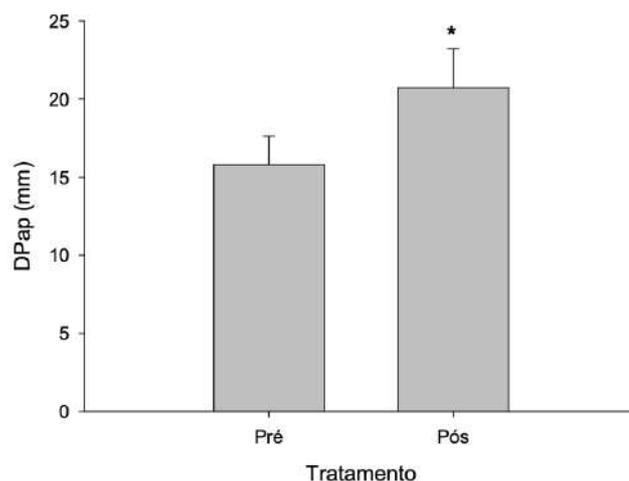


Gráfico 5: resultados referente ao desvio padrão antero posterior pré e após tratamento no teste limite funcional.

Fonte: O autor (a), 2022.

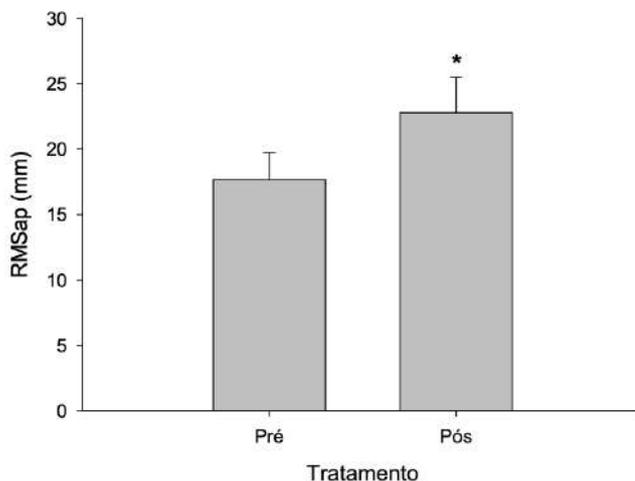


Gráfico 6: *Root Means Square* antero posterior pré e pós tratamento no teste limite funcional.

Fonte: O autor(a), 2022.

No teste de limite funcional, para a análise intra-sujeito, todos os sujeitos apresentaram melhora estatisticamente significativa no deslocamento de oscilação total, pré tratamento ( $4493,8064 \pm 469,5362$ ) e pós tratamento ( $5881,4046 \pm 711,0203$ ), com  $F_{1,12}=7,276$   $p=0,019$  partial etta sqrd 0.377

potência observada de 0,698; o desvio padrão antero posterior (DPap) também apresentou diferença significativa entre pré tratamento ( $15,7963 \pm 1,8215$ ) e para pós tratamento ( $20,7202 \pm 2,4878$ ), com  $F_{1,12}=8,223$   $p=0,014$  partial eta sqrd 0.407 potência observada de 0,749 e para o *Root Means Square* antero posterior (RMSap) foi observado uma diferença significativa entre pré tratamento ( $17,6578 \pm 2,0663$ ) para pós tratamento de ( $22,7766 \pm 2,7112$ ), com  $F_{1,12}=6,651$   $p=0,024$  partial eta sqrd 0.357 potência observada de 0,659, esses dados indicam um aumento significativo do valor da variável para todas as três variáveis, em todos os grupos.

## VI. DISCUSSÃO

Encontramos diferenças no controle da força, como pode ser observado no gráfico 1 na ordem de 29%, esta diferença ocorreu para todos os sujeitos independente do grupo em que se encontrava. Este resultado representa uma melhora significativa no controle de uma força constante. O controle de uma força constante é importante para a execução de diversas atividades de vida diária (AVD) e também para manutenção da independência (DENNISON, et al., 2007).

O controle motor manual, testado através do dinamômetro de preensão manual, pode ser bem traduzido funcionalmente em situações, no qual, os sujeitos dependem dos músculos flexores do antebraço e da musculatura intrínseca da mão para exercer uma tarefa como por exemplo segurar um copo de água, se uma força maior que a necessária para sustentar o copo seja exercida é muito provável que este irá quebrar na mão do sujeito (MAZZONI et al., 2012; FELDMAN et al., 1986; LATASH, 2010; CONTRERAS et al., 2004).

É possível que o treinamento de dupla tarefa imposto durante a intervenção possa ter auxiliado na melhora do controle de força. A demanda e estado de atenção exercida para lembrar e executar a tarefa pode ter influenciado no aprendizado e desempenho de uma habilidade motora. Os resultados desse estudo corroboram com os achados de Yang e seus colaboradores, 2019, no qual, submeteu 18 sujeitos com a doença de Parkinson ao treinamento de dupla tarefa, afim de verificar melhora no

desempenho da marcha, ele utilizou exercícios de dupla tarefa em sessões de treinamento de 30 minutos com 3 sessões por semana, somando um total de 4 semanas de intervenção. Constatou-se uma melhora significativa para as condições de tempo de duplo apoio durante a caminhada cognitiva de dupla tarefa e redução da variabilidade da marcha quando comparados ao grupo controle (YANG, et al., 2019).

Encontramos diferença estatisticamente significativa na diminuição do coeficiente de variação de força apenas para a condição com *feedback* na ordem de 29%,. Na avaliação pré tratamento podemos observar uma variação maior da força exercida pelos sujeitos do estudo, é muito provável que, ao ver a ação que está executando, este gera um pico de força maior para tentar alcançar o alvo e logo em seguida tenta corrigi-lo diminuindo a força exercida no transdutor. O tempo de resposta ao ver a tarefa que estava realizando pode ter melhorado após treinamento, é possível que o treinamento tenha influenciado nas respostas neuronais, facilitando a transmissão dos estímulos para o sistema nervoso central (TRINDADE et al., 2021).

É relatado na literatura que, o exercício físico pode proporcionar uma melhora no controle na força e do desempenho funcional (BARBALHO et al., 2019; RAMAZZINA et al., 2017; HELGERUD et al., 2020). Outra hipótese é que os sujeitos podem ter se sentido mais confiante em realizar a tarefa por já terem a executado anteriormente, ou pelo fato de haver o efeito placebo associado, sabe-se que o efeito placebo pode inferir um grande impacto nos resultados finais, uma vez que, este pode ser interpretado ativamente pelo cérebro e pode suscitar expectativas, memórias e emoções, que por sua vez, podem influenciar os resultados relacionados a saúde a nível de sistema nervoso central e conseqüentemente refletir em nosso corpo (WAGER et al., 2015; TAVEL et al., 2014; COLLOCA et al., 2018, COLLOCA et al., 2019).

O desempenho para a condição sem *feedback* foi melhor no pré e pós tratamento, entretanto, não apresentou variação estatisticamente significativa no controle da força em 8,48%, ou seja, se manteve estável. Estes resultados encontrados podem estar relacionados ao tempo de treinamento proposto para o protocolo de tratamento. Foram realizados 10 dias consecutivos de treino

com apenas 20 minutos de duração cada sessão, talvez este tempo não tenha sido o suficiente para detectarmos variáveis referente para a condição sem *feedback*.

Ao confrontarmos a literatura, pode-se observar divergências no tempo de tratamento, Rahmati et al 2020, aplicou um protocolo de treinamento baseado em exercícios de força e equilíbrio por 6 semanas com sessões realizadas 3 vezes por semana (RAHMATI et al., 2020). Li et al 2012, através de um ensaio clínico controlado e randomizado, aplicou um treinamento de tai chi com sessões de 60 minutos, 2 vezes por semana durante 24 semanas (LI et al., 2012), Schlenstedt et al 2015, afim de comparar treinamento de força e de equilíbrio adotou um protocolo de treinamento 2 vezes por semana durante 7 semanas com duração de 60 minutos (SCHLENSTEDT et al., 2015), Vieira et al., 2020, procurou investigar os efeitos do treinamento resistido progressivo durante 9 semanas com sessões com duração de 50 a 60 minutos (VIEIRA et al., 2020). Como podemos observar não há um consenso na literatura referente ao tempo total de tratamento e os intervalos de sessões semanais e ainda ao tempo de aplicação da terapia.

Em nosso estudo aplicamos um protocolo de tratamento de 2 semanas com 5 sessões semanais e 20 minutos de intervenção, diferindo dos demais estudos realizados com portadores da DP, isto pode estar diretamente relacionados aos resultados positivos obtidos em nosso trabalho, uma vez que, até onde sabemos não há relatos de outros estudos com esse modelo de protocolo quando pensamos na variável treinamento. Outras pesquisas apresentam propostas diferentes de exercícios como a aplicação de apenas uma técnica como o Tai Chi com intuito de restauração do equilíbrio (YU et al., 2021). Assim como na presente pesquisa, a maioria das pesquisas anteriores foi realizada com uma abordagem de tratamento individual, devido as diferenças na amostras e na questão metodológica, a comparação entre nosso estudo e pesquisas relatadas fica impossibilitada de ser realizada.

Encontramos diferenças estatisticamente significativas entre pré e pós tratamento para todos os sujeitos de ambos os grupos, ocorreu uma diminuição nas taxas de erro -28% conforme mostrado no gráfico 2 em relação ao alvo

proposto. Este resultado significa que após tratamento houve uma diminuição de erros ao realizar o teste de preensão manual através do transdutor de força, ou seja, conseguiram ficar mais próximos do alvo que foi determinado pelo avaliador. A diminuição de erro referente ao alvo pode ser traduzido funcionalmente em uma atividade que exija do controle motor fino. Em prática podemos exemplificar que um sujeito que realiza uma atividade como abotoar a camisa necessita de um controle maior da força e uma variação menor de erro para que consiga acertar o botão em seu determinado alvo, o ato de levar o talher a boca também se caracteriza como uma atividade que depende do controle de força e menor erro para que o trajeto do talher alcance o local desejado, essas atividades são de suma importância, uma vez que, proporciona a independência para realizar tarefas funcionais e cotidianas (DAH DAL et al., 2016; LAKOVAKIS et al., 2020).

Vanbellinghen e seus colaboradores 2017, constataram uma melhora significativa nas habilidades que exigem de controle motor fino em sujeitos com Parkinson através de um ensaio clínico randomizado, no qual, participaram 103 indivíduos portadores da DP divididos de forma aleatória em dois grupos, realizaram exercícios domiciliares por um período de 4 semanas, com *follow-up* de 12 semanas, procuraram investigar o comprometimento das habilidades motoras finas em atividades de vida diária. No presente estudo encontramos resultados similares na melhora do controle da força e na taxa de erro frente ao alvo proposto, que pode estar relacionado com o aumento do controle motor fino dos músculos do antebraço e da mão, apesar de aplicarmos protocolos de tratamento diferentes, os dois tiveram como pilar os exercícios, além disso um dos métodos de avaliação utilizado para quantificar a força foi o mesmo proposto neste trabalho (VANBELLINGEN, et al., 2017).

Observamos uma melhora estatisticamente significativa para a condição com *feedback* (aumento de 43% de com *feedback* para sem *feedback*), na taxa de erro referente ao alvo, ou seja, ao realizar o teste de preensão de força manual através do transdutor de força, os sujeitos foram melhor na realização da tarefa com olhos abertos. Este resultado já era esperado, uma vez que, ao

realizarmos uma tarefa em que temos o campo de visão desobstruído, há uma tendência em obtermos um melhor desempenho na tarefa exercida.

Os resultados encontrados neste trabalho estão de acordo com a literatura, os estímulos de *feedback* visual aumentado contribui para a reabilitação motora na DP. Uma revisão sistemática, aponta que tratamentos baseados em *feedback* implicam em melhores resultados com tamanho de efeitos de pequeno a grande após tratamento nas medidas de deficiência, atividade, participação e função motora global, de fato, quanto mais estímulos visuais são gerados maiores os efeitos positivos notados no desempenho das tarefas propostas (KEARNEY et al., 2019).

Para a condição sem *feedback*, pode ter ocorrido um fenômeno chamando de *force drift* que é quando o sujeito de forma lenta começa a diminuir a força exercida, neste caso a força exercida no transdutor de força distanciando da linha alvo (ABOLINS et al., 2022).

É importante observar que a melhora nas taxas de erro foram observadas em ambos os grupos (grupo ETCC e grupo placebo), esta melhora pode ser associada a diversos fatores tais como, a melhora proprioceptiva. Elagovan et al 2015, observou melhoras da precisão espacial, no senso de posição e na propriocepção após treinamento motor somatosensorial, apresentando aumento da amplitude de movimento funcional dos portadores de Parkinson quando comparados ao grupo controle. Desta forma é muito provável que, o treinamento proposto neste estudo tenha proporcionado mudanças referente a percepção do senso de posição do corpo, é possível que tenha ocorrido uma melhora na percepção consciente do corpo, no senso de movimento ativo e passivo e sensação de peso, além de ter influenciado na propriocepção inconsciente que reflete no controle de tônus muscular e controle da postura (ELAGOVAN et al., 2022).

As capacidades visuo espaciais dos sujeitos submetidos ao treinamento podem ter melhorado, esta percepção é muito importante quando pensamos em atividades práticas do dia a dia como preparar uma refeição, dirigir um carro ou até mesmo na hora de selecionar o medicamento a ser ingerido pelo sujeito. É relatado na literatura que sujeitos com DP apresentam déficit do

funcionamento visuo espacial (SCHENDAN et al., 2009; SEICHEPINE et al., 2011).

Encontramos diferença na capacidade de mover o centro de gravidade de forma voluntária no teste de limite funcional após o tratamento para todos os sujeitos de ambos os grupos, gráficos 4, 5 e 6, na ordem de 23,5%; 23,7% e 22,4%. Esta melhora pode estar diretamente relacionada ao aumento da manutenção do equilíbrio em condições dinâmicas, após o treinamento os sujeitos podem ter alcançado uma amplitude maior de deslocamento ao realizar o movimento solicitado pelo avaliador, possibilitando o controle de movimentos não intencionais do corpo e aumentando sua capacidade de correção em tempo hábil para evitar uma possível queda (GNOATO et al., 2010; RAHMATI et al., 2020).

Esses achados corroboram com a literatura, Conradsson et al., 2015 através de um treinamento de 10 semanas, 3 vezes por semana com 60 minutos por sessão, com ênfase em exercícios de equilíbrio motor, apresentou resultados significativos no controle de equilíbrio e desempenho da marcha quando comparado ao grupo controle (CONRADSSON et al., 2015). Smania et al 2010, relata que o treinamento de equilíbrio pode melhorar a estabilidade postural, o nível de confiança percebido pelo paciente para realização das atividades de vida diária (AVD's) e conseqüentemente reduzir a frequência de quedas, esses efeitos foram mantidos por até um mês após o tratamento (SMANIA. et al., 2010). Nos estudos citados a principal ferramenta de avaliação foram questionários que medem a habilidade de equilíbrio, em nosso estudo foi utilizado a plataforma de estabilometria que é uma ferramenta quantitativa e que já é consolidada como uma ferramenta válida e confiável para análise de controle postural e equilíbrio estático.

Sabe-se que sujeitos com DP apresentam déficit de equilíbrio e declínio da função motora e que um dos pilares para que haja um controle da postura adotada pelo sujeito é a propriocepção (TEASDALE et al., 2017). O treinamento proposto neste estudo, apresentou exercícios que desafiavam a capacidade dos sujeitos de realizar atividades de sustentação de peso em apenas um membro, de passada e desvio de obstáculos, isto pode ter

influenciado na capacidade proprioceptiva do tornozelo. É possível que após o treinamento, tenha ocorrido um aumento das ativações do número de neurônios nos gânglios da base respondendo assim de forma mais eficiente às informações proprioceptivas recebidas dos receptores sensoriais (MASCHKE et al., 2003).

Outra hipótese é que após o treinamento realizado durante o tratamento pode ter aumentado sua capacidade de gerar força durante a contração muscular, o que leva há um aumento de controle postural durante uma atividade dinâmica como por exemplo, andar de bicicleta que é uma atividade que demanda da ação dos músculos de membros inferiores como um todo, necessitando que haja um sinergismo muscular durante a execução da tarefa. É necessário que o sujeito ao realizar este tipo de ação esteja com o tronco em uma posição específica e que este consiga manter o controle da postura no posicionamento específico, a mesma coisa ocorre quando realizamos o processo da marcha, para que consigamos realiza-lo de forma funcional, é necessário que uma força muscular seja exercida e que haja uma contração de vários músculos ao mesmo tempo e que estes trabalhem em conjunto durante a execução de um passo, que exige do individuo, um movimento completo e amplo de flexão do quadril, joelhos, tornozelo e ainda um controle muscular para manter a cabeça em posição neutra olhando para frente e manutenção da postura do tronco para que, ao realizar a marcha o sujeito não tenha sensação de que irá cair ou ainda tropeçar (RICCIARDI et al., 2015).

Resultados semelhantes são encontrados nos achados de Schlensdt e seus colaboradores 2015, que através de um ensaio clínico procuraram investigar se o treinamento de força e de equilíbrio poderiam melhorar o controle postural em sujeitos com a doença de Parkinson, participaram 40 sujeitos divididos em 2 grupos , que foram acompanhados por 8 semanas com *follow up* de 12 semanas, ao final do treinamento, constatou-se uma melhora significativa com tamanho de efeito médio, relacionando o aumento da taxa de desenvolvimento de força com a melhora do controle postural (SCHLENSDT et al., 2015).

Em contrapartida, Chen e seus colaboradores (2021), não observaram melhoras no controle postural relacionados ao treinamento ao avaliar a posição ortostática com e sem *feedback* na plataforma de estabilometria (CHEN et al., 2021) o que vai de encontro com nossos resultados referente as diferenças das medidas de posição ortostática (OT). Um ponto positivo em nossa pesquisa é que, além de avaliarmos a posição ortostática também avaliamos medidas do limite funcional (LF), no qual, apresentou resultados significativos frente ao estímulo oferecido, o que pode ser mais interessante para nossos indivíduos, uma vez que, portadores da doença de Parkinson apresentam incapacidades e disfunções quando realizam atividades que demandam de alcance funcional.

A melhora desses resultados também pode ser atrelada ao aumento de mobilidade de tornozelo e capacidade de gerar co-contração durante o teste de limite funcional, os exercícios propostos em nosso protocolo exploraram diversas variáveis do treinamento o que podem ter gerado o resultado encontrado. Rahmati e seus colaboradores (2020) encontraram melhorias nas medidas relacionadas a mobilidade e flexibilidade, além de score melhores nas variáveis relacionadas ao equilíbrio após treinamento de força e equilíbrio de 6 semanas, com melhora apresentada de forma precoce, com resultados a partir da 3<sup>o</sup> semana (RAHMATI et al., 2020), em nosso estudo aplicamos o treinamento de forma consecutiva cinco vezes na semana o que pode proporcionar resultados semelhantes devido ao intervalo de tempos entre as sessões serem mais curtos.

Não se sabe ainda ao certo como a atividade física pode melhorar o controle motor, segundo (PERREY et al., 2013), a atividade física trabalha nas adaptações do sistema nervoso central que podem contribuir para o aumento da função motora, o exercício pode gerar aumento da atividade cerebral em áreas de córtex sensorial primário 1; córtex motor primário M1; área pré motora, motora suplementar e córtex pré frontal, levando a um aumento de impulso voluntário dos centros corticais para os neurônios motores alfa espinhais que controlam os músculos de trabalho para manter a força alvo. Todo esse processo pode gerar uma diminuição da variabilidade motora, gerando um aprendizado motor da tarefa que, de forma direta auxilia na

regulação da variabilidade de maneira dependente do contexto, desta forma pode produzir resultados mais reprodutíveis em situações de alta recompensa. Quando analisamos a variabilidade gerada durante uma tarefa, podemos observar que nosso cérebro monitora cenários de recompensas e através desse monitoramento ele pode regular a variabilidade motora, alguns estudos sobre tomada de decisão implicaram em circuitos de gânglios da base, bem como regiões pré frontais a codificação de valores de ação (DHAWALE et al., 2017).

Em nosso protocolo não foi possível averiguar se a melhora do controle motor foi dada pelo exercício, pela ETCC ou ainda pelo efeito placebo. O exercício físico pode ter causado um aumento da aptidão musculoesquelética, que pode estar diretamente relacionado a uma melhora no estado geral de saúde e da redução de incapacidades, o que pode ter proporcionado maior independência funcional aos sujeitos com DP. Os exercícios incluídos no protocolo de tratamento deste estudo englobam diversas variáveis do treinamento, todos os exercícios foram elaborados de forma que pudesse levar os sujeitos a sua máxima capacidade de desenvolver raciocínio e ao mesmo tempo proporcionar funcionalidade. O exercício também pode ter sido associado a sensação de bem-estar psicológico, auxiliando na redução de estresse, ansiedade e depressão (WARBUTON et al., 2006).

Em nosso estudo não foi observado resultados estatisticamente significativos referente a estimulação transcraniana por corrente contínua. Verheyden et al 2013, em estudo com 20 portadores da DP, realizou estimulação anódica com intensidade de 1mA em córtex motor primário por 15 minutos, não encontrou diferença significativa relacionado a instabilidade postural, o que corrobora com os achados deste estudo (VERHEYDEN et al., 2013). Em contrapartida, Fregni et al 2006, avaliou, em um estudo com 17 sujeitos, o uso de estimulação anódica no córtex motor primário, estimulação anódica no córtex pré frontal dorsolateral, com uma intensidade de corrente de 1 mA durante 20 minutos, demonstraram que apenas a estimulação anódica no córtex motor primário mostrou correlação estatística com melhora do desempenho motor (FREGNI et al., 2006), entretanto, o protocolo de

treinamento deste estudo foi baseado em atividades realizadas apenas com os membros superiores em posição de sedestação, dessa forma não se sabe se este efeito poderia ser observado em um contexto mais geral do corpo.

O placebo pode ter causado uma melhora através de mecanismos psicológicos, o fato do sujeito imaginar estar recebendo uma intervenção por meio da ETCC pode ter contribuído com as expectativas geradas por ele e isso pode ter culminado em uma melhora do desempenho durante a execução dos testes, outra hipótese é que o efeito placebo tenha gerado um forma de aprendizagem, no qual, se forma uma associação entre o estímulo recebido e a resposta, isso é chamado de condicionamento clássico, o efeito placebo pode ainda ter reforçado a crença de melhora clínica, que pode modular diretamente a liberação de dopamina em sujeitos com DP (MUNNANGI et al., 2022; LIDSTONE et al., 2010; ENCK et al., 2011).

Existem limitações que implicam no resultado do trabalho. O tamanho da amostra não atingiu a quantidade desejada para nosso estudo, uma vez que, houve dificuldades para o recrutamento dos sujeitos portadores do Parkinson, o fato de não termos um grupo controle e de somente treinamento, para fins de comparação se torna fator relevante, o tempo e frequência de treinamento parece ser baixa e provavelmente sublocada para detectar diferenças significativas nos demais dados avaliados. Estudos futuros podem usar uma amostra mais homogênea para controlar parte da variabilidade geral observada nesta população.

## **VII. CONCLUSÃO**

Verificou-se melhoras nas respostas motoras para o controle motor e controle postural decorrentes da aplicação de um protocolo de exercícios padronizados durante 2 semanas, administrado 5 vezes por semana e 20 minutos de exercícios associados ou não a ETCC para os portadores da doença de Parkinson, todos os sujeitos de ambos os grupos apresentaram melhoras na capacidade de manter uma força constante ao executar uma tarefa manual e aumento da capacidade de controle do movimento, além disso, em ambos os grupos os sujeitos demonstraram melhoras na capacidade de

alcance funcional, compreendendo assim um maior controle postural aos portadores da DP. Não foram observados resultados referente a estimulação transcraniana por corrente contínua. Ainda evidenciou-se que um programa de treinamento de estratégias de movimentos baseados em um protocolo de exercícios de forma isolada proporciona melhora da função. Mais estudos ainda são necessários afim de elucidar qual o tempo ideal para aplicação de um treinamento.

## VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOLINS, V, et al. Unintentional force drifts across the human fingers: implications for the neural control finger tasks. *Experimental Brain Research*, v. 240, p. 751-761, 2022.

ASHBURN, A, et al. A randomised controlled trial of a home-based exercise programme to reduce the risk of falling among people with Parkinson's disease. *Journal Neurology Neurosurgery Psychiatry*, v. 78, n. 7, p. 678-84, 2007.

ALLEN, NE, et., al. The effects of an exercise program on fall risk factors in people with Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *Movement Disorders*, v. 25, n. 9, 2010.

ARMSTRONG, MJ, OKUN, M. S. Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, v. 323, n. 6, p. 548–560, 2020.

APARICIO, LVM, Guarienti F, Razza LB, Carvalho AF, Fregni F, Brunoni AR. A Systematic Review on the Acceptability and Tolerability of Transcranial Direct Current Stimulation Treatment in Neuropsychiatry Trials. *Brain Stimul* 2016; 9(5): 671–681.

ALBERT, JL, et al. It is not about the bike; it is about the pedaling: Forced exercise and Parkinson's disease. *Exercise and Sport Science Reviews*, v. 39, n. 4, p 177-186, 2011.

AHMED, H. et al. Parkinson's disease and pesticides: A meta-analysis of disease connection and genetic alterations. *Biomedical Pharmacotherapy*, v.90, p. 638-649, 2017.

BILOWIT, DS. Establishing physical objectives in the rehabilitation of patients with Parkinson's disease; gymnasium activities. *Physical Therapy Reviews*, v. 26, n. 3, p 176-178, 1956.

BERRYMAN, JW. Exercise is medicine: a historical perspective. *Current Sports Medicine Reports*, v. 9, n. 4, p 195-201, 2010.

BARBALHO, M, et al. Effects of Low-Volume Resistance Training on Muscle Strength and Functionality of People with Parkinson's Disease. *International Journal Exercises Science*, v. 12, n. 3, p. 567-580, 2019.

BEAULIEU, JM, GAINETDINOV, R. The physiology, signaling, and pharmacology of dopamine receptors. *Pharmacol Review*, v.63, p. 182-217, 2011.

BRAAK, H. et al. Staging of brain pathology related to sporadic Parkinson's disease. *Neurobiology of Aging*, v. 24, n. 2, p. 197-211, 2003.

BARBOSA, MT. et al. Parkinsonism and Parkinson's disease in the elderly: a community-based survey in Brazil (the Bambuí study). *Movement Disorders*. v. 21, n. 6, p 800-8, 2006.

BAWEJA, HS. et al. Removal of visual feedback alters muscle activity and reduces force variability during constant isometric contractions. *Experimental Brain Research*, v. 197, n. 1, p 35-47, 2009.

BALESTRINO, R, SCHAPIRA, AHV. Parkinson disease. *European Journal Neurology*, v.27, n. 1, p 27-42, 2020.

BALDERESCHI, M, et. al., Parkinson's disease and parkinsonism in a longitudinal study: two-fold higher incidence in men. ILSA Working Group. Italian Longitudinal Study on Aging. *Neurology*, v. 14, n. 55, p. 1358-63, 2000.

BERNSTEIN, NA. The coordination and regulation of movements. London: Pergamon Press; 1967.

BROEDER, S. et al. Transcranial direct current stimulation in Parkinson's disease: neurophysiological mechanisms and behavioral effects. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, v. 57, p. 105–117, 2015.

BOGGIO, P. et al. Effects of transcranial direct current stimulation on working memory in patients with Parkinson's disease. *Journal Neurological Science*, v, 249, p.31–38, 2006.

BIUNDO, R. et al. Double-blind randomized trial of tDCS vs. sham in Parkinson patients with mild cognitive impairment receiving cognitive training. *Brain Stimulation*, v. 8, p.1223–1225, 2015.

BENNINGER, D. et al. Transcranial direct current stimulation for the treatment of Parkinson's disease. 2011 Mar;82(3):354]. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, v, 81, n. 10, 2010.

BARROS, GM, et., al. The Effects of Different Types of Dual Tasking on Balance in Healthy Older Adults. *Journal Personalized Medicine*, v.11, n. 9, p 933, 2021.

CHEN, J. et al. Effects of resistance training on postural control in Parkinson's disease: a randomized controlled trial. *Arquivos de neuro-Psiquiatria*, v. 79, n.6, 2021.

CHEN, A et al. Unbiased approaches to biomarker discovery in neurodegenerative diseases. *Neuron*, v. 84, n. 3, p 594-607, 2014.

CERRI, S. MUS L, BLANDINI, F. Parkinson's Disease in Women and Men: What's the Difference? *Journal Parkinsons Disease*, v. 9, n. 3, p 501-515, 2019.

CAO, H. et al. Altered brain activation and connectivity in early Parkinson disease tactile perception. *AJNR American Journal Neuroradiology*, v. 32, p 1969–1974, 2011.

CHARLESWORTH, JD, et al. Covert skill learning in a cortical-basal ganglia circuit. *Nature*, v.486, p. 251-255, 2012.

CONTE, AK. et al. Pathophysiology of somatosensory abnormalities in Parkinson disease. *Nature Reviews Neurology*. v. 9, n. 12, p 687-97, 2013.

MC DONALD, et al. 200 Years of Parkinson's disease: what have we learnt from James Parkinson? *Age and Ageing*, v. 47, n. 2, p 209-214, 2018.

COFFEY, VG, Hawley JA. The molecular bases of training adaptation. *Sports Medicine*, v. 37, n.9, p. 737-63, 2007.

COLLOCA, L. The Fascinating Mechanisms and Implications of the Placebo Effect. *International Review Neurobioly*, v. 138, 2018.

COLLOCA, L. How do placebo effects and patient-clinician relationships influence behaviors and clinical outcomes? *Pain Reports*, v. 4, n. 3, p. 758, 2019.

CONRADSSON, D. et al. The Effects of Highly Challenging Balance Training in Elderly with Parkinson's Disease: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation Neural Repair*, v. 29, n. 9, p. 827-36, 2015.

CONTERAS, J. Dynamic estimation of hand position is abnormal in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, v.10 n. 8, p. 501-506, 2004.

CHURCH, FC. Treatment Options for Motor and Non-Motor Symptoms of Parkinson's Disease. *Biomolecules*, v.11, n. 4, p. 612, 2021.

DAH DAL, P. Fine Motor Function Skills in Patients with Parkinson Disease with and without Mild Cognitive Impairment. *Dementia Geriatric Cognitive Disorders*, v. 42, n. 3-5, p. 127-134, 2016.

DAHAWALE, AK, et al. The Role of Variability in Motor Learning. *Annual Review Neuroscience*, v. 25, n.40, p. 479-498, 2017.

DENNISON, AC, et al. Falling in Parkinson disease: identifying and prioritizing risk factors in recurrent fallers. *American Journal of Pays Medicine Rehabililtation*, v. 86, p. 621-632, 2007.

DORSEY, ER, CONSTSNTINESCU, R, THOMPSON, JP. Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, v. 68, p. 384-386, 2007.

DUNCAN, GW. et al. Health-related quality of life in early Parkinson's disease: the impact of nonmotor symptoms. *Movement Disorders*, v. 29, n. 2, p 195-202, 2014.

DONALDSON, IM. James Parkinson's essay on the shaking palsy. *Journal of the Royal College of Physicians Edinburgh*, v. 45, n. 1, p 84-86, 2015.

DEMAAGD, G. et al. Parkinson's Disease and Its Management: Part 1: Disease Entity, Risk Factors, Pathophysiology, Clinical Presentation, and Diagnosis. *P & T: a peer-reviewed journal for formulary management*, v. 40, n. 8, p 504-32, 2015.

DIBBLE, LE, et., al. High intensity eccentric resistance training decreases bradykinesia and improves Quality of Life in persons with Parkinson's disease: a preliminary study. *Parkinsonism Related Disorder*, v. 15, n. 10, 2009.

DUARTE, M. et al. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.

ENCK, P, et al. The placebo response in clinical trials: more questions than answers. *Philosophical Transactions Royal Society London B Biological Science*, v 27, n. 366, p. 1889-95, 2011.

EHSANI, H, et., al. The association between cognition and dual tasking among older adults: the effect of motor function type and cognition task difficulty. *Clinical Intervention Aging*, v.14, p. 659-669, 2019.

EBERSBACH, et., al. Comparing exercise in Parkinson's disease—the Berlin BIG Study. *Movement Disorders*, v. 25, n. 12, p. 1902-1908, 2010.

ELAGOVAN, N. et al. Somatosensory Training Improves Proprioception and Untrained Motor Function in Parkinson's Disease. *Frontiers Neurology*, v.10, n.9, p.1053, 2018.

FELDMAN, AG, et al. Space and time in the context of equilibrium-point theory. *Wiley Interdisciplinary Review Cognition Science*, v. 2, n. 3, p. 287-304, 2011.

FELDMAN, AG. Once more on the equilibrium-point hypothesis (lambda model) for motor control. *Journal Motor Behaviour*, v. 18, n. 1, p. 17-54, 1986.

FAHN, S. The spectrum of levodopa-induced dyskinesias. *Annals Neurology*, v. 47, n.4, 2000.

FAHNE, S, et al. Neurodegeneration and neuroprotection in Parkinson disease. *NeuroRx*, v 1, n. 1, p, 139-54, 2004.

FAN, B, et al. What and How Can Physical Activity Prevention Function on Parkinson's Disease? *OxidMed Cellularr Longevity*, 2020.

FENG, YS, et al. The benefits and mechanisms of exercise training for Parkinson's disease. *Life Science*, v. 12, n. 245, 2020.

FREGNI, F. et al. Noninvasive cortical stimulation with transcranial direct current stimulation in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v.21, n.10, p.1963-702, 2006.

GARCIA, FL. et al. The prevalence of frailty syndrome in an older population from Spain. The Toledo Study for Healthy Aging. *Journal Nutrition Health Aging*, v.15, n.10, p. 852-6, 2011.

GOETZ, CG. The history of Parkinson's disease: early clinical descriptions and neurological therapies. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, v. 1, n. 1, 2011.

GOODWIN, VA, et., al. The effectiveness of exercise interventions for people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Movement Disorders*, v. 23, n. 15, p. 631-40, 2008.

GBD Disease Incidence, Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet*. (2018) 392:1789–858. 10.1016/S0140-6736(18)32279-7

GBD Neurology Collaborators. Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurology*, v. 18, p. 459-80, 2019.

GOETZ, CG, et al. Movement Disorder Society UPDRS Revision Task Force. Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): scale presentation and clinimetric testing results. *Movement Disorders*, v. 15, n. 23, p 2129-70, 2008.

GANDIGA, P. et al. Transcranial DC stimulation (tDCS): a tool for double-blind sham-controlled clinical studies in brain stimulation. *Clinical Neurophysiology*, v. 117, n. 4, p. 845-50, 2006.

HESS, C. W.; HALLETT, M. *The Phenomenology of Parkinson' s Disease*. 2017.

HEINZEL, S. et al. Age- and sex-related heterogeneity in prodromal Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v. 33, n. 6, p 1025–1027, 2018.

HEDAYATPOUR, N, et al. Physiological and Neural Adaptations to Eccentric Exercise: Mechanisms and Considerations for Training. *Biomed Research International*, 2015.

HAMMER, M. J. & BARLOW, S. M. Laryngeal somatosensory deficits in Parkinson's disease: implications for speech respiratory and phonatory control. *Experimental Brain Research*, v. 201, p 401–409, 2010.

HENDY, A. et al. Concurrent transcranial direct current stimulation and progressive resistance training in Parkinson's disease: study protocol for a randomised controlled trial. *Trials*, v.17, n. 1, p. 326, 2016.

HARRO, C. et al. Reliability and Validity of Force Platform Measures of Balance Impairment in Individuals with Parkinson Disease. *Physical Therapy*, v. 96, n. 12, p 1955-1964, 2016.

HORAK, F. et al. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*, v. 89, n.5, p. 484-98, 2009.

HOFHEINZ, M, MIBS, M, ELSNER, B. Dual task training for improving balance and gait in people with stroke. *Cochrane Database Systematic Review*, v.10, 2016.

HOUSSEIN, A. et al. BMC Biomedical Engineering: a home for all biomedical engineering research. *BMC Biomedical Engineering*, v. 1, n. 1,2019.

HELGERUD, J, et al. Maximal strength training in patients with Parkinson's disease: impact on efferent neural drive, force-generating capacity, and functional performance. *Journal Applied Physiology*, v. 129, n. 4, p. 683-690, 2020.

JANKOVIC, J. Levodopa strengths and weaknesses. *Neurology*, v. 58, n. 4, p S19-32, 2002.

JURAS, G, et al. Motor Control: A Young Field with Many Facets (Introduction to the Special Issue). *Journal Human Kinetics*, v. 76, p.5-8, 2021.

KAO, MH, et al. Contributions of an avian basal ganglia-forebrain circuit to real-time modulation of song. *Nature*, v.433, p. 638-643, 2005.

KELM, G. H, et al. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology Suppl.* v. 52, p. 3–6, 1999.

KENNEDY DM, CHRISTOU EA. Greater amount of visual information exacerbates force control in older adults during constant isometric contractions. *Exp Brain Res*. 213(4): 351-61, 2011.

KLEINER, A . O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. *Revista Neurociências*, V. 19, N. 2, p 349–357, 2011.

KONZAK, J. et al. The perception of passive motion in Parkinson's disease. *Journal Neurology*. v. 254, p 655–663, 2007.

KEARNEY, E, et al. Augmented visual feedback-aided interventions for motor rehabilitation in Parkinson's disease: a systematic review. *Disability Rehabilitation*, v. 41, n. 9, p. 995-1011, 2019

LATASH, ML, et al. Motor control theories and their applications. *Medicina (Kaunas)*, v.46, n. 6, p. 382-392, 2010.

LIEPELT, R. et al. Practice-related reduction of dual-task costs under conditions of a manual-pedal response combination. *Journal of Cognitive Psychology*, v.23, p.29-44, 2011.

LEFAUCHEUR, J, P et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of transcranial direct current stimulation (tDCS). *Clinical Neurophysiology*, v. 128, p. 56–92, 2016.

LINDSTONE, SC, et al. Effects of expectation on placebo-induced dopamine release in Parkinson disease. *Archives General Psychiatry*, v. 67, n. 8, p. 857-65, 2010.

LI, F, et al. Tai chi and postural stability in patients with Parkinson's disease. *New England Journal Medicine*, v.9, n.366, p. 511-9, 2012.

LAKOVAKIS, D. et al. Screening of Parkinsonian subtle fine-motor impairment from touchscreen typing via deep learning. *Scientific Reports*, v. 10, p. 12623, 2020.

MAROIS, R, Larson JM, Chun MM, Shima D. Response-specific sources of dual task interference in human pre-motor cortex. *Psychological Research*, v. 70, n.6, p. 463-47, 2006.

MASCHKE, M, et al. Dysfunction of the basal ganglia, but not the cerebellum, impairs kinaesthesia. *Brain*, v. 126, p. 2312-2322, 2003.

MC DONALD et a. 200 Years of Parkinson disease: What the learning with James Parkinson, v. 47, n. 2, p 209-214, 2018.

MAHLKNECHT, P, SEPPI, K. & PPOWEW, W. Concept of Prodromal Parkinson's Disease. *Journal Parkinsons Disease*, v. 5, n. 4, p 681-97, 2015

MCPHEE, JS. et al. Physical activity in older age: perspectives for healthy ageing and frailty. *Biogerontology*, v. 17, n. 3, p 567-80, 2016.

MASCHKE, M. et al. Dysfunction of the basal ganglia, but not the cerebellum, impairs kinaesthesia. *Brain*, v. 126, p 2312–2322, 2003.

MAZZONI, P. et al. Motor control abnormalities in Parkinson's disease. *Cold Spring Harbor Perspective in Medicine*, v.2, n. 6, 2012.

MOFFA, AH, et al. Safety and acceptability of transcranial direct current stimulation for the acute treatment of major depressive episodes: Analysis of individual patient data. *Journal Affective Disorders*, p. 221:1-5, 2017.

MUNNANGI, S, et al. Placebo Effect. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022.

MARTINEZ-MARTIN, P, et al. Expanded and independent validation of the Movement Disorder Society-Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS). *Journal Neurology*, v. 260, n. 1, p. 228-36, 2013.

MARTINEZ-MARTIN, P, et al. Validation study of the hoehn and yahr scale included in the MDS-UPDRS. *Movement Disorders*, v. 33, n. 4, p. 651-652, 2018

MEHRHOLZ, J. et al. Treadmill training for patients with Parkinson's disease. *Cochrane Database Systematic Review*, v.22, n.8, 2015.

NAGYMÁTÉ, G. et al. Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set. *PLoS One*. v. 17/13, n. 13, 2018.

NIMWEGEN, M, et al. Physical inactivity in Parkinson's disease. *Journal Neurology*, v. 258, n. 12, p 2214-21, 2011.

NITSCHKE, M. et al. Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. *Brain Stimulation*, v.1, n.3, p. 206-23, 2008.

ARMSTRONG, M. et al., Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review. *JAMA*, v. 11, n. 323, p. 548-560, 2020.

PARK, Joo-Hyun et al. Tendências na incidência e prevalência da doença de Parkinson na Coréia: um estudo nacional de base populacional. *BMC geriatria* , v. 19, n. 1, p. 1-10, 2019.

PERREY, S. Promoting motor function by exercising the brain. *Brain Science*, v.25, n.3, p. 101-22, 2013.

PASHLER, H. Dual-task interference in simple tasks: data and theory. *Psychological Bulletin*, v.116, n. 6, p.220-44, 1994.

PÉLABON, C. et al. On the use of the coefficient of variation to quantify and compare trait variation. *Evolution Letters*. v. 14, n. 3, p 180-188, 2020.

PERLMUTTER, JS. et al. Assessment of Parkinson disease manifestations. *Current Protocol Neuroscience*, v. 10, n.10, 2009.

PEKKNY, SE; IZAWA, J; SHADMEHR, R. Reward-Dependent Modulation of Movement Variability. *Journal of Neuroscience*, v. 25, n. 9, p. 4015-4024, 2015.

PINTO, C, et al. Dual-task walking reduces lower limb range of motion in individuals with Parkinson's disease and freezing of gait: But does it happen during what events through the gait cycle? *PLoS One*, v. 8, n. 15, 2020.

POGUE, BW. Biomedical Engineering or Biomedical Optics: Will the Real Discipline Please Stand Up? *Journal of Biomedical Optics*, v.24, n. 4, p.1-2,2019.

PECCHIA, L. et al. Health Technology Assessment and Biomedical Engineering: Global trends, gaps and opportunities. *Medical Engineering Physics*, v. 72, p 19-26, 2019.

POSTUMA, RB et al. MDS clinical diagnostic criteria for Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v. 30, n. 12, p 1591-601, 2015.

POL, F. et al. The effects of transcranial direct current stimulation on gait in patients with Parkinson's disease: a systematic review. *Translational Neurodegeneration*, v. 10, n. 1, p 22, 2021.

PEREIRA, J. B, et al. Modulation of verbal fluency networks by transcranial direct current stimulation (tDCS) in Parkinson's disease. *Brain Stimulation*, v. 6, p. 16–24, 2013.

POEWE, W. et al., Parkinson disease. *Nature Reviews Disease Primers*, v. 23, n. 3, p. 17013, 2017.

RUBIO, et al. "Validity and Reliability of the Satel 40 Hz Stabilometric Force Platform for Measuring Quiet Stance and Dynamic Standing Balance in Healthy Subjects." *International journal of environmental research and public health*, v. 17, n. 21 7733. 22, 2020.

RAFFEGEAU, et al. A meta-analysis: Parkinson's disease and dual-task walking. *Parkinsonism Related Disorders*, v.62, p. 28-35, 2019.

RAHMATI, Z, et al. Postural control learning dynamics in Parkinson's disease: early improvement with plateau in stability, and continuous progression in flexibility and mobility. *Biomedical Engineering Online*, v. 11, n. 19, 2020.

RAMAZZINA, I, et al. Systematic review on strength training in Parkinson's disease: an unsolved question. *Clinical Interventions Aging*, v. 31, n. 12, p. 619-628, 2017.

REYNARD, F. et al. "Postural control in healthy adults: Determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet standing tasks." *PloS one*, v. 14, n. 1, 2019.

ROLAND, PE, ZILES, K. Structural divisions and functional fields the human cerebral cortex. *Brain Research Reviews*, v.26, n.2-3, p. 87-105, 1998.

REYNOLDS, GO. et al. The Therapeutic Potential of Exercise to Improve Mood, Cognition, and Sleep in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, v. 31, n. 1, p 23-28, 2016.

ROSSI, A, et., al. Projection of the prevalence of Parkinson's disease in the coming decades: revisited. *Movement Disorders*, v. 33, p. 156-159, 2018.

RUGGIERO, F. et al. Anodal transcranial direct current stimulation over the cerebellum enhances sadness recognition in Parkinson's disease patients: a pilot study. *Cerebellum*, 2021.

ROEDER, L, et al. Effects of Resistance Training on Measures of Muscular Strength in People with Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *PLoS One*, v. 10, n. 7, 2015.

RIDGEL, AL, et al. Forced, not voluntary, exercise improves motor function in Parkinson's disease patients. *Neurorehabilitation Neural Repair*, v. 23, n. 9, p 600-608, 2009.

SALAT, D. et al. Challenges of modifying disease progression in prediagnostic Parkinson's disease. *Lancet Neurology*, v. 15, p 637-648, 2016.

STERN, MB, LANG, A. & POEWE, W. Toward a redefinition of Parkinson's disease. *Movement. Disorders*, v. 27, p 54-60, 2012.

SVEINBJORNSDOTTIR, S. et al. Familial aggregation of Parkinson's disease in Iceland. *New England Journal Medicine*, v. 343, n. 24, p 1765-1770, 2000.

SCHRAG, A, et al. Prediagnostic presentations of Parkinson's disease in primary care: a case-control study. *Lancet Neurology*, v. 1, p. 57-64, 2015.

SAVICA, R. Familial aggregation of Parkinson disease in Utah. A population-based analysis using death certificates. *Neurology Genetics*, v. 2, n. 2, 2016.

SAMII, A, NUTT, JG, RANSOM, BR. Parkinson's disease. *Lancet*, v. 363, n. 9423, p 1783–93, 2004.

SANTOS-GARCIA, D. et al. Pain in Parkinson's disease: prevalence, characteristics, associated factors, and relation with other non-motor symptoms, quality of life, autonomy, and caregiver burden [Spanish]. *Review Neurology*, v. 52, p 385–393, 2011.

SMANIA, N. et al. Effect of balance training on postural instability in patients with idiopathic Parkinson's disease. *Neurorehabilitation Neural Repair*, v.24, n.9, p.826-34, 2010.

SATHIAN, K. et al. Tactile spatial acuity and roughness discrimination: impairments due to aging and Parkinson's disease. *Neurology*, v. 49, p 168–177, 1997.

SHARMA, VD, et al. Surgical Treatment of Parkinson's Disease: Devices and Lesion Approaches. *Neurotherapeutics*, v. 17, n. 4, p. 1525-1538, 2020.

SEN, K, BONITA, R. Global health status: two steps forward, one step back. *Lancet*, V. 356, p 2000;356:577–582.

SVEINBJORNSDOTTIR, S. The clinical symptoms of Parkinson's disease. *Journal of Neurochemistry*, v. 1, p 318-324, 2016.

SHIN, H. W. et al. Dopaminergic influence on disturbed spatial discrimination in Parkinson's disease. *Mov. Disord.* 20, 1640–1643 (2005).

SCHNEIDER, J. S. et al. Deficits in orofacial sensorimotor function in Parkinson's disease. *Annals of Neurology*. v. 19, p 275–282, 1986.

SKINNER, JW. et al. Lower Extremity Muscle Strength and Force Variability in Persons with Parkinson Disease. *Journal Neurologic Physical Therapy*. v.43, n. 1, p56-62, 2019.

SIMON, DK, TANNER, CM, BRUNDIN, P. Parkinson Disease Epidemiology, Pathology, Genetics, and Pathophysiology. *Clinics Geriatric Medicine*, v. 36, n. 1, p. 1-12, 2020

STROBACH, T. et al. Does initial performance variability predict dual-task optimization with practice in younger and older adults? *Experimental Aging Research*, v. 41, p. 57-88, 2015.

STROBACH, T, Torsten S. Mechanisms of Practice-Related Reductions of Dual-Task Interference with Simple Tasks: Data and Theory. *Advances Cognitive Psychology*, v.13, n.1, p. 28-41, 2017.

SZAMEITAT, AJ, Schubert, T., Muller, K. & Von Cramon, DY (2002) Localização de funções executivas no desempenho de dupla tarefa com fMRI. *J. Cog. Neurociências.*,14,1184-1199.

SCHENDAN, HE, et al. Role of lateralized parietal-basal ganglia circuit in hierarchical pattern perception: Evidence from Parkinson's disease. *Behavioral Neuroscience*, v. 123, n. 1, p. 123-136, 2009.

SEICHEPINE, DR, et al. Relation of Parkinson's disease subtypes to visual activities of daily living. *Journal International Neuropsychological Society*, v.17, n.5, p. 841-52, 2011.

SEIDLER, R. et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience Biobehaviour Review*, v. 34, n. 5, p. 721-33, 2010.

SCHLENSTEDT, C, et al. Resistance versus Balance Training to Improve Postural Control in Parkinson's Disease: A Randomized Rater Blinded Controlled Study. *PLoS One*, v. 26, n. 10, 2015.

STOKER, TB. et al. Emerging Treatment Approaches for Parkinson's Disease. *Frontiers in Neuroscience*. v. 8, n. 12, p 693, 2018.

STOZEK, J. et al. The effect of the rehabilitation program on balance, gait, physical performance and trunk rotation in Parkinson's disease. *Aging Clinical and Experimental Research*. v. 28, n. 6, p 1169-1177, 2016.

TYSNES, OB, STORSTEIN, A. Epidemiology of Parkinson's disease. *Journal Neural Transmission*, v. 124, p 901–905, 2017.

TANAKA, T. et al. Transcranial direct-current stimulation increases extracellular dopamine levels in the rat striatum. *Frontiers Systems Neuroscience*, v. 7, n. 6, 2013.

THAIR, H, et al. Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS): A Beginner's Guide for Design and Implementation. *Frontiers Neuroscience*, v.11, n. 641, 2017.

TRINDADE, MFD, et al. Effects of auditory or visual stimuli on gait in Parkinson patients: a systematic review. *Porto Biomedical Journal*, v.4, n.6, 2021.

TEASDALE, H, et al. Proprioception of the Ankle is Impaired in People with Parkinson's Disease. *Movement Disorders Clinical Practice*, v. 29, n.4, p. 524-528, 2017.

TAVEL, ME. The placebo effect: the good, the bad, and the ugly. *American Journal Medicine*, v. 127, n.6, p. 484-8, 2014.

VAN BEERS, RJ, et al. The role of execution noise in movement variability. *Journal Neurophysiology*, v.91, n.2, p. 1050-63, 2004.

VIEIRA, A, et al. Progressive Resistance Training Improves Bradykinesia, Motor Symptoms and Functional Performance in Patients with Parkinson's Disease. *Clinical Intervention Aging*, v.23, n. 15, p. 87-95, 2020.

VANBELLINGEN, T. et al. Home based training for dexterity in Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Parkinsonism Related Disorders*, v.41, p. 92-98, 2017.

VERHEYDEN, G. et al. Immediate effect of transcranial direct current stimulation on postural stability and functional mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v.28, n.14, p2040-1, 2013.

ZAHOR, I, SHAFI, A, HAQ, E. Pharmacological Treatment of Parkinson's Disease. In: Stoker TB, Greenland JC, editors. *Parkinson's Disease: Pathogenesis and Clinical Aspects*, 2018.

ZEJIN, OU. et al. Global Trends in the Incidence, Prevalence, and Years Lived with Disability of Parkinson's Disease in 204 Countries/Territories From 1990 to 2019. *Frontiers in Public Health*, v. 9, 2021.

WARBURTON, E. et al., Health benefits of physical activity: the evidence. *Canadian Medical Association Journal*. 2006 Mar 14;174(6):801-9.

WYSS-CORAY, T. Ageing, neurodegeneration and brain rejuvenation. *Nature*, v. 539, n. 7628, p 180-186, 2016.

DEUSCHL, G. Pains in Parkinson disease—many syndromes under one umbrella. *Nature Reviews Neurology*, v. 8, p 284–294, 2012.

WANNEVEICH, M, et., al. Projections of prevalence, lifetime risk and life expectancy of Parkinson disease (2010–2030) in France. *Movement Disorders*, 2018.

WAGER, TD, et al. The neuroscience of placebo effects: connecting context, learning and health. *Nature Review Neuroscience*, v. 16, n. 7, p. 403-18, 2015.

WU, HG, et al. Temporal structure of motor variability is dynamically regulated and predicts motor learning ability. *Nature Neuroscience*, v.17, n.3, p.312-21, 2014.

WICHMANN, M. et al. DeLong, Anatomy and physiology of the basal ganglia: Relevance to parkinson's disease and related disorders, *Handbook of Clinical Neurology*, v.83, p. 1, 2007.

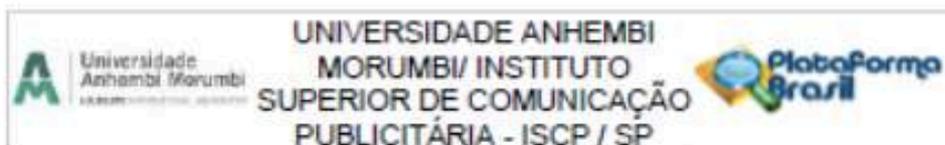
YANG, Y. et al.. Cognitive and motor dual task gait training exerted specific training effects on dual task gait performance in individuals with Parkinson's disease: A randomized controlled pilot study. PLoS One, v.20, n. 14, 2019.

YOGEV, G, et al. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? European Journal Neuroscience, v. 22, n. 5, p. 1248-56, 2005.

Yu, X, et al. The Impact of Tai Chi on Motor Function, Balance, and Quality of Life in Parkinson's Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. Evidence Based Complement Alternative Medicine, v, 11, 2021.

## ANEXOS

## ANEXO A



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

## DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EFEITOS DO TREINAMENTO DE MODALIDADES MISTAS ASSOCIADO A ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA NO DESEMPENHO FÍSICO E MOTOR DE ATLETAS, ADULTOS SAUDÁVEIS E IDOSOS COM E SEM A DOENÇA DE PARKINSON

**Pesquisador:** Rodrigo Cunha de Mello Pedrero

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 24205419.8.0000.5492

**Instituição Proponente:** ISCP - SOCIEDADE EDUCACIONAL LTDA.

**Patrocinador Principal:** ISCP - SOCIEDADE EDUCACIONAL LTDA.

## DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.903.038

## Apresentação do Projeto:

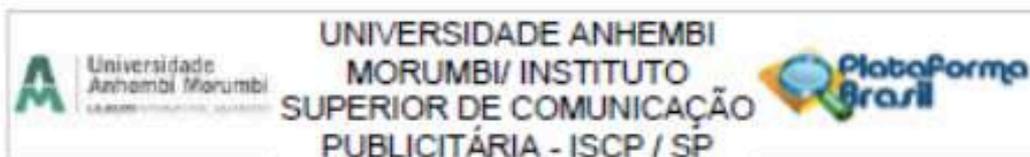
O exercício físico se mostra eficiente para melhorar a capacidade funcional, força e aptidão cardiorrespiratória de diferentes populações, desde atletas a idosos com algum comprometimento motor como a doença de Parkinson, com isso o treinamento de modalidades mistas (MMT) vem demonstrando inúmeros benefícios para um desenvolvimento multifatorial. Em conjunto ao exercício, diversas estratégias são utilizadas com o objetivo de potencializar os seus resultados, e recentemente a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) parece se mostrar como uma importante aliada. O objetivo do projeto é avaliar as respostas físicas, motoras e funcionais de maneira aguda e crônica (8 semanas) do MMT com e sem a associação da ETCC em diferentes populações, atletas, adultos saudáveis e idosos com e sem a doença de Parkinson. Para tal, serão utilizados testes de força, de aptidão cardiorrespiratória, flexibilidade e capacidade funcional.

## Objetivo da Pesquisa:

**Objetivo Primário:**

Avaliar as respostas físicas, motoras e funcionais de maneira aguda e crônica (8 semanas) do

Endereço: Rua Dr. Almeida Lima, 1.134 - 2º andar - sala 207  
 Bairro: Mooca CEP: 03.164-000  
 UF: SP Município: SÃO PAULO  
 Telefone: (11) 2750-4950 E-mail: cep@anhembí.br



Continuação do Parecer: 3.903.096

treinamento de modalidades mistas (MMT) com e sem a associação da ETCC em diferentes populações, atletas, adultos saudáveis e idosos com e sem a doença de Parkinson.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

Os protocolos de treinamento podem trazer riscos como desconforto ocasionado pelo próprio exercício físico.

**Benefícios:**

Eslarecimentos quanto a melhores formas de treinamento, quanto a aplicação da ETCC, podem trazer melhores condições de vida para idosos com e sem Parkinson, além de melhorar também o rendimento físico de adultos e atletas.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

É um projeto com condições de realização, claramente definido em termos metodológicos e logísticos, caracterizando exequibilidade na proposta.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Estão adequados e contemplam as exigências da resolução 466/12.

**Recomendações:**

Sem recomendações.

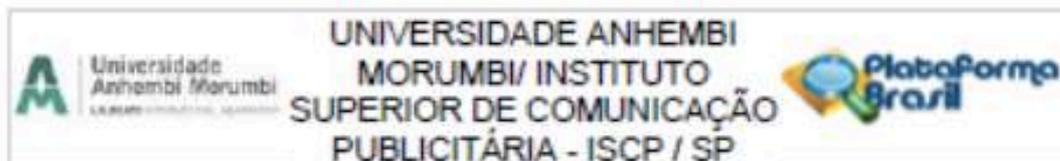
**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Sem pendências.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

1. Apresentar relatório parcial da pesquisa, semestralmente, a contar do início da mesma.
2. Apresentar relatório final da pesquisa até 30 dias após o término da mesma.
3. O CEP UAM deverá ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo.
4. Quaisquer documentações encaminhadas ao CEP UAM deverão conter junto uma Carta de Encaminhamento, em que conste o objetivo e justificativa do que esteja sendo apresentado.
5. Caso a pesquisa seja suspensa ou encerrada antes do previsto, o CEP UAM deverá ser

Endereço: Rua Dr. Almeida Lima, 1.134 - 2º andar - sala 207  
 Bairro: Mooca CEP: 03.164-000  
 UF: SP Município: SAO PAULO E-mail: cep@anhemb.br  
 Telefone: (11)2750-4258



Contribuição do Parecer: 3.903,000

comunicado, estando os motivos expressos no relatório final a ser apresentado.

6. O TCLE deverá ser obtido em duas vias, uma ficará com o pesquisador e a outra com o sujeito de pesquisa.

7. Em conformidade com a Carta Circular nº. 003/2011/CONEP/CND, faz-se obrigatório a rubrica em todas as páginas do TCLE pelo sujeito de pesquisa ou seu responsável e pelo pesquisador.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1434342.pdf	10/12/2019 16:47:33		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Agência	tcle.docx	10/12/2019 16:46:56	Rodrigo Cunha de Melo Pedreiro	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.docx	22/10/2019 16:44:59	Rodrigo Cunha de Melo Pedreiro	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	22/10/2019 16:43:56	Rodrigo Cunha de Melo Pedreiro	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Aprovação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 05 de Março de 2020

Assinado por:  
CARLOS ROCHA OLIVEIRA  
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Dr. Almeida Lima, 1.134 - 2º andar - sala 207  
Bairro: Mooca CEP: 03.164-000  
UF: SP Município: SAO PAULO E-mail: ceg@anhemb.br  
Telefone: (11)2790-4255

Advance.  
Improve.  
Educate.  
Collaborate.

www.movementdisorders.org

January 10, 2022

Shirley Campos  
Universidade Anhembi Morumbi  
Estrada Dr. Altino Bondesan, 500  
Distrito de Eugenio de Melo – Cite  
São José dos Campos  
12305650, São Paulo  
Brasil  
T: 12 997289158  
E: [shirleycampos30@hotmail.com](mailto:shirleycampos30@hotmail.com)

**Re: Authorization to Use Materials Owned by the International Parkinson and Movement Disorder Society (MDS)**

Dear Ms. Campos:

Thank you for your interest in the MDS-Unified Parkinson's Disease Rating Scale ("MDS-UPDRS"). MDS grants permission for use of the MDS-UPDRS in Portuguese within the study titled, "Quantitative Biomechanical Analysis of the Effects of Training in Elderly People with Parkinson's Disease." led by you, Shirley Ferrerira Campos under the academic supervision of Osmar Pinto Neto, acting as the lead Principal Investigator. This study is identified by the ethics committee number: 3,903,038. Since this is an academic study, there is no fee associated with this use.

By submitting your request to MDS, you agreed to the following:

I understand that the MDS-UPDRS may only be used in paper format for the purposes described above. I also understand that reproduction, distribution, translation, or sale of any portion of the MDS-UPDRS is strictly prohibited. Changes, modifications, adaptations, and derivative works of the MDS-UPDRS are not permitted without the permission of MDS. Furthermore, the MDS-UPDRS may not be incorporated into clinical trials, training materials, certification programs, software programs, electronic platforms or otherwise except through express authorization of MDS and payment of any applicable fees. Further, MDS shall have no liability related to use of the MDS-UPDRS or any other MDS owned rating scale, and I hereby release, hold harmless, and indemnify MDS, its officers, directors, employees, volunteers, and agents, from any loss, damage, or claim based on such use.

a  
Please do not hesitate to contact me with any questions or concerns.

Sincerely,

Jennie Socha  
Executive Director  
International Parkinson and Movement Disorder Society  
[ratingscales@movementdisorders.org](mailto:ratingscales@movementdisorders.org)

**Officers (2021-2023)**

**President**  
Francisco Cardoso  
Brazil

**President-Elect**  
Victor Fung  
Australia

**Secretary**  
Charles Adler  
USA

**Secretary-Elect**  
Marina de Koning-Tijssen  
Netherlands

**Treasurer**  
Irene Litvan  
USA

**Treasurer-Elect**  
Wassihos Meissner  
France

**Post-President**  
Claudia Trenkwalder  
Germany

**International Executive Committee (2021-2023)**

Roongroj Bhidayasiri  
Thailand

Mark Edwards  
United Kingdom

Cristian Falup-Pecurariu  
Romania

Nobutaka Hattori  
Japan

Hyder Jinnah  
USA

Regina Katzenschlager  
Austria

Alice Nicawhoer  
Belgium

Tanya Simrai  
USA

Eng-King Tan  
Singapore

Ruey-Meei Wu  
Taiwan



International Parkinson and  
Movement Disorder Society

## ANEXO C

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

#### OBRIGATÓRIO PARA PESQUISAS CIENTÍFICAS EM SERES HUMANOS

---

**Prezado voluntário,**

Você está sendo **CONVIDADO** a participar de uma pesquisa, onde pode se manifestar, de forma autônoma, consciente, livre e esclarecida (Resolução CNS nº 466 de 2012, item IV). Neste termo consta todos os procedimentos que serão adotados e todos direitos reservados a você.

**DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA**

Nome: .....

Sexo: Masculino ( ) Feminino ( )      Data Nascimento: ...../...../.....

Endereço:.....

B a i r r o : .....

Cidade:.....

T e l e f o n e : (.....).....

Email: .....

**Título do Protocolo de Pesquisa:** ANÁLISE BIOMECÂNICA QUANTITATIVA DOS EFEITOS DO TREINAMENTO DE MODALIDADES MISTAS EM IDOSOS COM A DOENÇA DE PARKINSON.

**Subárea de Investigação:** Área de Fisioterapia

**Pesquisador responsável:**

Nome: Shirley Ferreira Campos

Instituição: Universidade Anhembi Morumbi

Endereço: Estrada Dr. Altino Bondesan, nº 500 – Distrito de Eugênio de Melo - CITÉ – Parque Tecnológico de São José dos Campos – SP

CEP: 12247-016; Tel.: +55 (12) 3945.1359

Email: shirleycampos30@hotmail.com

**Avaliação do risco da pesquisa:**

( X ) Risco Mínimo      ( ) Risco Médio      ( ) Risco Baixo      ( ) Risco Maior

**Objetivos e Justificativa:** Avaliar as respostas físicas, motoras e funcionais de maneira aguda e crônica (10 sessões) do treinamento/ reabilitação com e sem a associação da ETCC em diferentes populações, atletas, adultos saudáveis e idosos com e sem a doença de Parkinson. Em conjunto com diversos tipos de treinamentos, algumas técnicas de estimulação têm sido desenvolvidas para tentar otimizar uma maior resistência muscular e gerar menor percepção subjetiva de esforço frente a contrações musculares fatigantes, podendo melhorar desde a autonomia de idosos com comprometimentos motores até desempenho de atletas. Dentre essas diversas técnicas, a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC), tem recebido grande interesse de diversos estudos. Porém, questões relacionadas sobre a eficiência de seus efeitos principalmente em caráter crônico não são bem esclarecidas em diferentes populações.

**Procedimentos:** Serão realizados os seguintes testes: Antropometria (peso, estatura, perímetros corporais e composição corporal), testes de força dinâmica (com cela de carga, acelerômetros e repetições máximas) e isométrica, eletromiografia, testes cardiorrespiratórios e de flexibilidade, como tratamento (protocolos) serão aplicados fisioterapia convencional e a ETCC. A aplicação de ETCC será administrada em 2.0 mA, durante 20 minutos, de maneira NÃO invasiva, tais recomendações são confiáveis e suportadas pela literatura. Todos testes serão realizados em duas situações, antes do início do protocolo de treinamento (agudo) e após 2 semanas de treinamento.

**Riscos e inconveniências:** Por se tratar de um exercício físico, o treinamento proposto pode trazer desconfortos como: o cansaço físico e sudorese, além das alterações fisiológicas durante a prática de um exercício físico.

**Potenciais benefícios:** Promover conhecimento acerca do diagnóstico e tratamento de Parkinson, a melhora da qualidade de vida de idosos, assim como o desempenho de adultos saudáveis e atletas, melhorando o entendimento e a segurança dos protocolos de reabilitação, MMT e ETCC.

**Informações Adicionais:** Não Houve

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – da Universidade Anhembi Morumbi, em horário comercial pelo e-mail [cep@anhmebi.br](mailto:cep@anhmebi.br) ou pelo telefone 55 (11) 3847.3033. O CEP-UAM atende em seus horários das 10:00 horas às 15:00 horas, na Rua Caso do Ator, 294 – Vila Olímpia – CEP: 04546-001 – 7º andar.

Para esta pesquisa, não haverá nenhum custo do participante em qualquer fase do estudo. Do mesmo modo, não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Você terá total e plena liberdade para se recusar a participar bem como retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa.

O participante tem direito a tratamento na instituição, referente a pesquisa. A assistência deverá ser oferecida sem ônus de qualquer espécie ao participante da pesquisa, em todas as situações em que este dela necessite. O direito a assistência integral gratuita devido a danos diretos/ indiretos e imediatos/ tardios, pelo tempo que for necessário ao participante da pesquisa serão respeitados (Resolução CNS nº 466 de 2012, itens II.3.1 e II.3.2).

---

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo: **“AVALIAÇÃO DOS DISTÚRBIOS DOS MOVIMENTOS PÓS APLICAÇÃO DE TÉCNICA DE NEUROMODULAÇÃO EM INDIVÍDUOS COM A DOENÇA DE PARKINSON”**.

Os propósitos desta pesquisa são claros. Do mesmo modo, estou ciente dos procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que a minha participação é isenta de despesas. Concordo voluntariamente na minha participação, sabendo que poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos.

*Este termo deverá ser assinado em 02 (duas) vias de igual teor, uma para o participante da pesquisa e outra para o responsável pela pesquisa. Ainda, todas as páginas deverão ser rubricadas pelo pesquisador responsável/pessoa por ele delegada e pelo participante/responsável legal (Resolução CNS nº 466 de 2012, item IV.5.d).*

São José dos Campos/SP, \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ /

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Assinatura do Participante da Pesquisa

Assinatura do Responsável da Pesquisa

## ANEXO

O desvio padrão é uma medida de dispersão, ou seja, é uma medida que indica o quanto o conjunto de dados é uniforme, ele é calculado através da seguinte fórmula. Seu cálculo é obtido através do cálculo da média, seguido do cálculo da distância entre cada dado e a média e o quadrado de cada uma dessas distâncias, em seguida é realizado a soma dos valores obtidos, logo dividimos o resultado pela variável  $n$  e calculamos a raiz quadrada (equação 1).

Na equação abaixo podemos observar que,  $Dp$  é o desvio,  $X_i$  é o valor no conjunto de dados na posição  $i$ ,  $\bar{X}$  é a média aritmética/média dos valores e  $n$  é a quantidade total dos dados no conjunto.

Uma das variáveis calculadas a partir dos dados coletados pelo transdutor de

$$Dp = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}}$$

força foi o coeficiente de variação (CV) que é comumente utilizado para detectar a sinceridade do esforço de força de prensão. Desta forma, o coeficiente de variação foi apresentado em porcentagem. O CV é considerada uma medida estatística que informa sobre a dispersão relativa do conjunto de dados (PÉLABON et al, 2020). Seu cálculo é obtido dividindo o desvio padrão pelo valor absoluto da média do conjunto e geralmente é expresso em porcentagem para melhor compreensão (Equação 2).

$$CV = \frac{DV}{\bar{X}} \cdot 100$$

Neste estudo o coeficiente de variação esta sendo expresso com as letras CV, o DV é tido como o desvio padrão da amostra e X representa a média da amostra.

A estimativa e precisão dos valores nos testes de preensão manual, foi quantificado usando erro quadrático médio (RMSE) que é a raiz quadrática média de todos os erros. O RMSE é considerada uma excelente métrica de erro de propósito geral para previsões numéricas (equação 2). O *Root Means Square Error* (raiz quadrática de erro médio) demonstra a taxa de erro dos sujeitos envolvidos na pesquisa com base em um alvo pré determinado.

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (f_i - \text{alvo})^2}$$

No qual, RMSE é o *Root Means Square Error*,  $\sum$  é a soma de todos os valores;  $1/n$  é o número de sujeitos,  $f_i$  é a forçado instante  $i$ , e o alvo é 20% do MVC.