



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO
CLARO



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS

ASSOCIAÇÃO DO PICO DE FORÇA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE
FORÇA COM A FUNÇÃO FÍSICA E EQUILÍBRIO DE IDOSOS COM E SEM
A DOENÇA DE PARKINSON

PATRÍCIA DE AGUIAR YAMADA

Rio Claro - SP
2021



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO
CLARO



**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**ASSOCIAÇÃO DO PICO DE FORÇA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE
FORÇA COM A FUNÇÃO FÍSICA E EQUILÍBRIO DE IDOSOS COM E SEM
A DOENÇA DE PARKINSON**

PATRÍCIA DE AGUIAR YAMADA

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

**Rio Claro - SP
2021**

Y19a Yamada, Patrícia de Aguiar
Associação do pico de força e taxa de desenvolvimento de força com a função física e equilíbrio de idosos com e sem a doença de Parkinson / Patrícia de Aguiar Yamada. -- Rio Claro, 2021
82 f. : il., tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro
Orientadora: Flávia Roberta Faganello Navega

1. Fisioterapia. 2. Doença de Parkinson. 3. Idosos Doenças. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: **ASSOCIAÇÃO DO PICO DE FORÇA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA COM A FUNÇÃO FÍSICA E EQUILÍBRIO DE IDOSOS COM E SEM A DOENÇA DE PARKINSON**

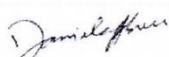
AUTORA: PATRÍCIA DE AGUIAR YAMADA

ORIENTADORA: FLÁVIA ROBERTA FAGANELLO NAVEGA

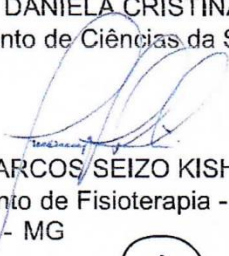
Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Doutora em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: Tecnologias nas Dinâmicas Corporais pela Comissão Examinadora:



Profa. Dra. FLÁVIA ROBERTA FAGANELLO NAVEGA (Participação Virtual)
Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP



Profa. Dra. DANIELA CRISTINA CARVALHO DE ABREU (Participação Virtual)
Departamento de Ciências da Saúde / Universidade de São Paulo - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/SP



Prof. Dr. MARCOS SEIZO KISHI (Participação Virtual)
Departamento de Fisioterapia - Faculdade de Educação Física e Fisioterapia / Universidade Federal de Uberlândia - MG



Profa. Dra. ANNA CAROLYNA LEPESTEUR GIANLORENCO (Participação Virtual)
Laboratório de Neurociências - Centro de Ciências Biológicas e da Saúde / UFSCar - Universidade Federal de São Carlos - SP



Profa. Dra. CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI (Participação Virtual)
Depto. de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

Rio Claro, 01 de dezembro de 2021

*Dedico este trabalho aos meus pais,
Sérgio e Cristina, meu irmão, Leandro
e ao meu companheiro da vida, Henrique.*

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço aos meus pais, Sérgio e Cristina, pela vida e por nunca terem poupado esforços para que eu pudesse chegar até aqui. Obrigada por sempre confiarem e acreditarem em mim, por todo amor e carinho, Amo vocês!

Ao meu irmão, Leandro, meu melhor amigo, por ser inspiração para mim e por estar sempre ao meu lado, ensinando, cuidando e torcendo por mim.

Ao meu companheiro da vida, Henrique, namorado, noivo, melhor amigo, confidente. Por toda paciência e cuidado que sempre teve e tem comigo, por me aguentar nos dias mais difíceis, por me animar e por sempre me fazer lembrar que sou capaz. Sou muito grata pela boa sorte em ter encontrado alguém como você!

Ao meu grande mestre da vida, Dr. Daisaku Ikeda, presidente da Soka Gakkai Internacional, por ter trazido o budismo às terras brasileiras e através disso ter me proporcionado desenvolver ao máximo todo meu potencial, me tornando uma pessoa verdadeiramente feliz, forte, grata e que luta em prol da paz no mundo!

Às minhas avós, Tomiko e Maria (*in memoriam*), pelo carinho, pelo exemplo de vida e por sempre me incentivarem a seguir em frente e conquistar meus objetivos.

À minha prima, Lidiane, amiga, irmã, mãe. Por todo apoio e orações nos momentos cruciais e por ser alguém que sempre me ensina a ser melhor a cada dia.

Aos meus sogros, Neusa e Tetsuo, por serem pessoas incríveis, que também não medem esforços para me apoiar. Por todo carinho e amor que têm por mim.

À toda minha família, que contribui para o meu desenvolvimento, aqueles que me alegram em dias difíceis e comemoraram comigo nos dias alegres, obrigada por serem o real significado de “família”.

À minha amiga do peito, Késinha, a qual a vida acadêmica me concedeu e hoje é como uma irmã. Aquela sem a qual nada disso seria possível, sem seus esforços e madrugadas viajando para iniciarmos mais uma semana de coletas ou para fazermos disciplinas. Aquela que em alguns dias eu só conseguia pensar: “Que bom que tenho você!” Obrigada, sere! Por ser essa pessoa maravilhosa e por ser tão importante para mim!

Às minhas amigas de infância e irmãs, Paty e Quézia, por mesmo de perto ou de longe sempre estarem torcendo pela minha felicidade!

À minha amiga, Dr^a Deborah Hebling, por me aguentar desde o Mestrado, com todas as perguntas e indagações, por sempre ter todas as respostas ou caso não tenha, por não se contentar em me deixar sem elas. Obrigada por acreditar em mim, por torcer por mim, por vibrar comigo minhas vitórias!!

À todos os meus amigos, de perto ou de longe, novos ou antigos, que torcem e oram por mim! Tenha certeza que cada um de vocês contribuiu para moldar a pessoa que sou hoje. Obrigada!!

À minha orientadora, Prof^a Dr^a Flávia Navega, a qual faltam palavras para agradecer. Obrigada por todos os ensinamentos, paciência, inspiração, mas principalmente pela amizade!! Obrigada por ser além de uma excelente profissional e minha orientadora, ser principalmente um ser humano extraordinário! Por me passar amor pela docência com o coração e por me fazer perceber o tipo de profissional que desejo ser! Obrigada por ser luz, por ser inspiração e por ser alguém que apoia o desenvolvimento dos seus alunos. Obrigada, obrigada, obrigada!

À todos os integrantes do Laboratório de Investigação das Desordens Neuromusculares (LIDEN), pelas reuniões, troca de experiências, conversas e principalmente contribuição para a realização desse trabalho.

À banca do exame de qualificação, Prof. Dr. Fábio Barbieri e Prof^a Dr^a Daniela Cristina Carvalho de Abreu, por todas as contribuições para que o trabalho se tornasse melhor.

À banca de defesa, Prof^a Dr^a Daniela Cristina Carvalho de Abreu, Prof. Dr. Marcos Kishi, Prof^a Dr^a Anna Carolyn Gianlorenço e Prof^a Dr^a Cristiane Pedroni por todas as excelentes contribuições ao trabalho e principalmente por tornarem a conclusão desse trabalho mais especial ainda com suas participações.

Aos participantes do estudo, sem os quais esse trabalho jamais poderia ter sido realizado. Obrigada pela confiança em nosso trabalho, pela convivência, amizade e carinho. Minha eterna gratidão a todos vocês!

"O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001".

RESUMO

Introdução: Prejuízos na taxa de desenvolvimento de força (TDF) e na capacidade de gerar força máxima estão associados à incapacidade funcional e à maior incidência de quedas em idosos e em indivíduos com doença de Parkinson (DP), acarretando um desafio para o sistema de saúde e sociedade. Avaliar a função muscular e verificar a relação entre a força e a TDF com as alterações de função física e equilíbrio em idosos com e sem DP podem auxiliar a prática clínica, contribuindo para a realização de condutas efetivas para a manutenção e melhora da função física e equilíbrio dessa população. **Objetivo:** Avaliar a força e a TDF dos extensores de quadril e joelho de idosos com e sem DP e sua relação com a função física e equilíbrio. **Material e métodos:** 20 idosos com DP (estágio I a III da escala de Hoehn e Yahr) (GDP) e 20 idosos neurologicamente saudáveis (GC) foram submetidos à avaliação do pico de força e TDF; da função física através dos testes SPPB, TUG e velocidade de marcha; do equilíbrio estático e dinâmico em uma plataforma de força; sendo avaliadas ainda no GDP variáveis clínicas como comprometimento motor, estágio da doença e tempo de doença. **Resultados:** Houve diferença entre os grupos para TDF 200 ($p=0,022$), função física (SPPB ($p=0,004$); TUG ($p=0,002$), velocidade de marcha ($p=0,001$)) e equilíbrio estático (deslocamento médio-lateral ($p=0,001$); deslocamento ântero-posterior ($p=0,023$); área da elipse de confiança ($p=0,005$)). Durante o equilíbrio estático, houve relação positiva do deslocamento médio-lateral com a TDF 50 e negativa com a TDF 200. Durante o equilíbrio dinâmico, no levantar houve relação positiva da TDF 200 com o deslocamento ântero-posterior; no sentar, houve relações positivas da TDF 200 com a velocidade média de deslocamento e área da elipse de confiança, e da TDF 50 com o deslocamento médio-lateral. O pico de força relacionou-se negativamente com os comprometimentos motores da DP, enquanto o tempo de doença e estágio da doença relacionaram-se negativamente com a TDF 50. **Conclusão:** Idosos com DP apresentam menor TDF 200, maior limitação na função física e equilíbrio estático, entretanto, em relação ao pico de força, TDF 50 e equilíbrio dinâmico, não foi observada diferenças entre os grupos. Não houve relação da força e TDF com a função física e quando relacionadas a força e TDF com o equilíbrio, houve associação do equilíbrio estático e dinâmico apenas com a TDF. O pico de força relacionou-se apenas com os comprometimentos motores da DP, enquanto o estágio da doença e tempo de doença relacionaram-se com a TDF 50.

Palavras-chave: doença de Parkinson, taxa de desenvolvimento de força, pico de força, função, equilíbrio.

ABSTRACT

Introduction: Impairments in the rate of torque development (RTD) and in the ability to generate maximum strength are associated with functional incapacity and a higher incidence of falls in elderly and individuals with Parkinson's disease (PD), causing a challenge to the health system and society. Assessing muscle function and verifying the relationship between strength and RTD with changes in physical function and balance in elderly with and without PD can help clinical practice, contributing to the realization of effective approaches to the maintenance and improvement of physical function and balance of this population. **Objective:** Evaluate the strength and RTD of hip and knee extensors in elderly with and without PD and their relationship with physical function and balance. **Material and methods:** 20 elderly with PD (stage I to III of Hoehn and Yahr scale) (PDG) and 20 neurologically healthy elderly (CG) were submitted to peak torque and RTD evaluation; physical function through SPPB, TUG and gait speed test; static and dynamic balance on a force platform; clinical variables such as motor impairment, disease stage and disease duration were also evaluated in the PDG. **Results:** There was a difference between the groups for RTD 200 ($p=0,022$), physical function (SPPB ($p=0,004$); TUG ($p=0,002$), gait speed ($p=0,001$)) and static balance (mediolateral displacement ($p=0,001$); anteroposterior displacement ($p=0,023$); area of the confidence ellipse ($p=0,005$)). During static balance, there was a positive relationship of mediolateral displacement with RTD 50 and negative with the RTD 200. During dynamic balance, when standing up there was a positive relationship of RTD 200 with anteroposterior displacement; in sitting, there were positive relationships of RTD 200 with the average velocity and area of the confidence ellipse, and of RTD 50 with the mediolateral displacement. Peak torque was negatively related to PD motor impairments, while disease duration and disease stage were negatively related to RTD 50. **Conclusion:** Elderly with PD have lower RTD 200, major limitation in physical function and static balance, however, in relation to peak torque, RTD 50 and dynamic balance, no differences were observed between groups. There was no relationship between strength and RTD with physical function and when strength and RTD were related to balance, there was an association of static and dynamic balance only with RTD. Peak torque was related only to PD motor impairments, while disease stage and disease duration were related to RTD 50.

Keywords: Parkinson's disease, rate of torque development, peak torque, function, balance.

LISTA DE FIGURAS E TABELAS

Figura 1 – Sintomas clínicos associados à progressão da DP.....	12
Figura 2 – Modificações no circuito do córtex motor na DP.....	15
Figura 3 – Procedimentos de avaliação.....	32
Figura 4 – Posição durante avaliação do equilíbrio estático.....	35
Figura 5 – Posição durante avaliação do equilíbrio dinâmico.....	36
Figura 6 – Célula de carga acoplada ao leg press.....	38
Figura 7 – Posicionamento durante avaliação da força muscular.....	38
Tabela 1 – Caracterização da amostra.....	40
Tabela 2 – Comparação entre os grupos para as variáveis pico de força, TDF 50 ms, TDF 200 ms; SPPB, TUG e Velocidade de marcha.....	41
Tabela 3 - Comparação entre os grupos durante o equilíbrio estático e dinâmico (levantar e sentar).....	41
Tabela 4 – Análise de correlação de Spearman.....	43
Tabela 5 – Resultado da regressão linear (Função Física).....	45
Tabela 6 – Resultado da regressão linear (Equilíbrio estático).....	46
Tabela 7 – Resultado da regressão linear (Equilíbrio dinâmico - levantar).....	48
Tabela 8 – Resultado da regressão linear (Equilíbrio dinâmico - sentar).....	49
Tabela 9 – Resultado da regressão linear (Variáveis clínicas).....	52

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO	09
REVISÃO DE LITERATURA	11
ARTIGO	26
INTRODUÇÃO	27
OBJETIVOS	29
HIPÓTESES	29
MÉTODOS	29
<i>PARTICIPANTES</i>	29
<i>PROCEDIMENTOS</i>	31
<i>AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO FÍSICA</i>	32
<i>AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO</i>	34
<i>AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR</i>	36
<i>ANÁLISE DOS DADOS</i>	38
<i>ANÁLISE ESTATÍSTICA</i>	39
RESULTADOS	40
DISCUSSÃO	52
CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS GERAIS	62
ANEXOS	68

1. APRESENTAÇÃO

A presente tese foi desenvolvida no Laboratório de Investigação das Desordens Neuromusculares (LIDEN) pertencente à Universidade Estadual Paulista, campus de Marília, sob a orientação da Profa. Dra. Flávia Roberta Faganello Navega, conjuntamente com o grupo de pesquisa de Investigações da Atuação Fisioterapêutica Neuromuscular.

A apresentação dar-se-á por uma revisão de literatura, a fim de contextualizar a temática do trabalho, e um artigo, o qual posteriormente será submetido à revista internacional especializada. O artigo será submetido a um periódico internacional, porém será apresentado em português, com tabelas e figuras ao longo do texto. Abaixo está citado o artigo científico a ser apresentado. Artigo: Associação do pico de força e taxa de desenvolvimento de força com a função física e equilíbrio de idosos com e sem a doença de Parkinson

A orientadora do projeto em questão, Prof^a Dr^a Flávia Roberta Faganello Navega é coordenadora do Laboratório de Investigação das Desordens Neuromusculares, seguindo a linha de pesquisa em neurologia adulto, neurociências, plasticidade do Sistema Nervoso Central e envelhecimento humano, realizando pesquisas visando a avaliação e tratamento de indivíduos com doença de Parkinson.

Como doutoranda e pesquisadora do presente projeto, iniciei o Doutorado em Junho de 2017, realizando disciplinas referentes ao Programa de Pós Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias no segundo semestre de 2017 e em 2018, obtendo na mesma época a aprovação do projeto no Comitê de Ética em Pesquisa. Em 2019 iniciei a coleta de dados, sendo necessário

interrompê-las em 2020 por conta da pandemia de COVID-19 e retomando-as gradativamente. Em 2020 publiquei dois artigos na Revista Human Movement Science, um como primeira autora referente à minha dissertação de Mestrado intitulado “Everyday tasks impair spatiotemporal variables of gait in older adults with Parkinson's disease”, e outro como segunda autora intitulado “Kinematic gait parameters for older adults with Parkinson's disease during street crossing simulation”, referente à dissertação de Mestrado de Késia Maísa do Amaral Felipe, com a qual trabalho em projetos desde 2014 e também contribuí efetivamente para o desenvolvimento do projeto de Doutorado da mesma. No decorrer do Doutorado pude me aprimorar sobre o assunto através de pesquisas, revisão de literatura e participação em grupo de pesquisa, além de me desenvolver na área da docência, realizando estágios de docência em disciplinas relacionadas ao tema do presente trabalho oferecidas ao curso de Fisioterapia da UNESP, campus de Marília, e sendo ainda em 2021 aprovada em concurso público na função de professor substituto da Faculdade de Filosofia e Ciências da UNESP, campus de Marília, junto ao Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, nas disciplinas de “Estágio Supervisionado em Fisioterapia em Neurologia” e “Estágio Supervisionado em Fisioterapia em Saúde Coletiva”. Em 2021 também submeti o projeto ao Exame Geral de Qualificação, obtendo a aprovação e atualmente aguardo a defesa da tese.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Doença de Parkinson

Descrita pela primeira vez em 1817, pelo médico inglês James Parkinson em sua monografia intitulada “An essay on the shaking palsy”, a doença de Parkinson (DP) trata-se de uma doença crônica, neurodegenerativa, de caráter progressivo, na qual ocorre uma degeneração da substância negra, localizada nos núcleos da base, responsável pela produção de dopamina (REICH; SAVITT, 2019). A redução da produção de dopamina conduz à distúrbios do movimento, sendo a DP, atualmente, a segunda doença neurodegenerativa mais prevalente no mundo após a doença de Alzheimer. Os sinais e sintomas motores cardinais da doença incluem tremor de repouso, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural (REICH; SAVITT, 2019), no entanto, sintomas não motores, como perda olfatória, constipação e desordens do sono REM, também ocorrem, podendo ser observados anos antes da manifestação dos comprometimentos motores e considerados marcadores prodrômicos da doença (POEWE et al., 2017) (Figura 1).

Estima-se que a prevalência da DP em países industrializados seja de 0,3% para a população total, aumentando de acordo com a idade, com uma prevalência de 1% na população acima de 60 anos, podendo chegar a 3% em indivíduos acima dos 80 anos de idade (DE LAU; BRETELER, 2006; POEWE et al., 2017). De etiologia ainda não esclarecida, a ocorrência da DP parece estar relacionada com fatores genéticos e ambientais (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020) e embora seja caracterizada como uma doença de comprometimento do sistema dopaminérgico, a literatura já têm apontado que a DP pode ser

considerada uma doença multissistêmica, uma vez que também há déficits nos sistemas noradrenérgicos, serotoninérgicos e colinérgicos (TEIVE, 2010). Além disso, outro marco da DP é a presença de corpos de Lewy, que tratam-se de inclusões intracelulares, formados em sua maior parte por aglomerados de alfa-sinucleína. A alfa-sinucleína é uma proteína que tende a se dobrar incorretamente e seu acúmulo predispõe a célula ao estresse oxidativo, estando relacionado com o comprometimento das funções mitocondriais, lisossomais e proteossomais; danificação das membranas biológicas e citoesqueleto; alteração da função sináptica e degeneração neuronal (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020).

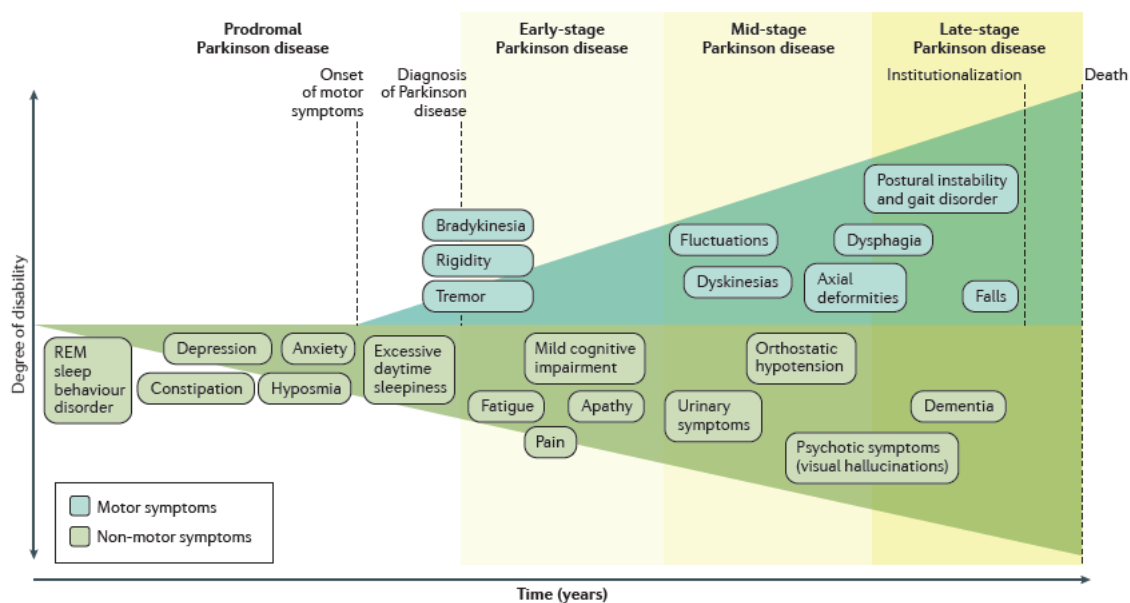


Figura 1. Sintomas clínicos associados à progressão da DP. Poewe W et al., 2017. Nat Rev Dis Primers. 23;3:17013.

A redução de neurônios dopaminérgicos causada pela DP conduz a uma maior inibição do tálamo e conseqüente redução das entradas excitatórias para o córtex motor, o que acaba por resultar em uma perturbação da ativação cortical

do músculo, comprometendo o desempenho motor e muscular dos indivíduos (WICHMANN; DELONG, 2007).

2.2 Doença de Parkinson e desempenho muscular

O desempenho muscular tem grande influência na capacidade funcional dos indivíduos e tem sido considerado uma medida chave da performance humana, o qual representa também a capacidade do sistema motor (SAMUEL; ROWE, 2009). Influenciado por diversos fatores, como as características morfológicas do músculo e influências neurológicas, a capacidade de produzir força sofre um declínio com o envelhecimento biológico (LARSON; WILBUR, 2020), sendo tal declínio mais evidente em idosos com DP (INKSTER et al., 2003; STEVENS-LAPSLEY; KLUGER; SCHENKMAN, 2012). Entre os componentes do desempenho muscular podemos citar as duas variáveis de interesse do presente estudo que são o pico de força e a taxa de desenvolvimento de força (TDF).

2.2.1 Pico de força

O pico de força é a máxima força que o músculo pode gerar e é determinado pelo maior valor de torque obtido durante a contração muscular (MORCELLI et al., 2018). Indivíduos com DP tendem a apresentar uma redução da força muscular quando comparados à indivíduos sem a doença (INKSTER et al., 2003), podendo alguns fatores influenciarem tal processo, entre eles a fisiopatologia da doença que conduz aos comprometimentos motores característicos (POEWE et al., 2017), o processo de envelhecimento (LARSON;

WILBUR, 2020), uma vez que a prevalência da DP é maior em indivíduos idosos, além da comum redução do nível de atividade física nessa população (DAVID et al., 2012).

A redução da força muscular na DP é dependente tanto de fatores neurais, como de fatores musculares, sendo proposto que em relação aos fatores neurais, a sinalização excitatória e inibitória desregulada para o córtex motor conduz a um impulso neural eferente supraespinal anormal, afetando a capacidade de geração de força (HELGERUD et al., 2020). O estriado é a região dos núcleos da base que recebe as principais aferências advindas das áreas corticais, sendo possível verificar a existência de duas vias que auxiliam no controle do movimento, a via direta (facilitadora do movimento) e a via indireta (inibidora do movimento), ambas tendo sua atividade modulada pela ação da dopamina (POEWE et al., 2017).

Em um circuito motor normal, na via direta o estriado inibe os núcleos de saída (globo pálido interno e substância negra reticulada), que por sua vez deixam de inibir o tálamo, o qual envia informações excitatórias para o córtex motor, aumentando a ativação das unidades motoras e facilitando o movimento. Na via indireta, o estriado inibe o globo pálido externo, o qual deixa de inibir o núcleo subtalâmico e este então passa a estimular os núcleos de saída que inibem o tálamo, dificultando o movimento, uma vez que a inibição do tálamo reduz a ativação do córtex motor (PETERSON; HORAK, 2016; POEWE et al., 2017).

A ação da dopamina é responsável por ativar a via direta e inibir a via indireta, no entanto, a perda dopaminérgica, característica na DP, prejudica a

ação da dopamina sobre o estriado, desequilibrando a atividade das vias direta e indireta e conduzindo a um déficit no controle do movimento (PETERSON; HORAK, 2016) (Figura 2). Dessa forma, a redução da força muscular em indivíduos com DP pode estar relacionada à redução dos *inputs* neurais excitatórios para o córtex motor, uma vez que a não ativação da via direta e desinibição da via indireta resultam em um menor estímulo excitatório do córtex motor e consequentemente das unidades motoras, que seriam necessárias para a produção de um alto pico de força (POEWE et al., 2017).

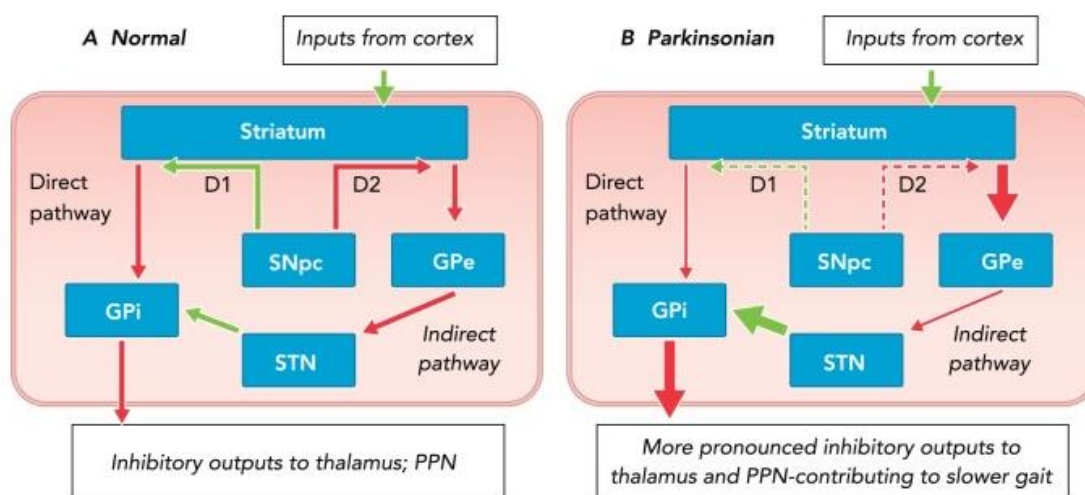


Figura 2. Modificações no circuito do córtex motor na DP. Peterson DS; Horak FB, 2016. *Physiol.* 31: 95-107.

Ainda em relação aos fatores neurais que podem afetar a produção de força na DP, pode-se citar a existência de um padrão anormal de ativação muscular devido a um comprometimento na variabilidade, intensidade e frequência da ativação córtico espinhal do músculo (DAVID et al., 2012). A maior variabilidade de ativação córtico espinhal pode conduzir a uma maior variabilidade do recrutamento de unidades motoras, comprometendo a correta

coordenação entre relaxamento e ativação de unidades motoras, a qual pode ser observada através de prolongadas fases de desaceleração durante o movimento e maiores períodos de relaxamento durante uma contração isométrica (MILLER et al., 1996).

A redução da intensidade da ativação córtico espinhal muscular também pode levar a um comprometimento no recrutamento de unidades motoras, resultando em uma redução do impulso angular durante a fase de aceleração do movimento, o que conduz à bradicinesia e um menor pico de força durante contrações isométricas (VALLS-SOLÉ et al., 1994). Menores frequências de sinais corticais para o músculo limitam a capacidade de recrutar unidades motoras maiores e de alta frequência, as quais são necessárias para produzir força máxima durante uma contração isométrica e produzir força rapidamente durante movimentos balísticos (DAVID et al., 2012).

Embora a ocorrência da DP desencadeie também sintomas não motores que podem se manifestar ainda em idades menos avançadas, os comprometimentos motores característicos da DP tendem a se apresentar com a evolução da doença, sendo comumente observáveis com uma perda de aproximadamente 60% dos neurônios dopaminérgicos (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020; LABANDEIRA-GARCIA et al., 2011). Tal evolução e elevada degeneração coincidem com uma avançada idade, sendo a prevalência da doença maior em indivíduos idosos, nos quais também é comum a redução da força muscular, devido ao processo natural de envelhecimento. Entre as causas da redução de força muscular em idosos pode-se citar entre outras a redução do número de unidades motoras e a heterogeneidade de tamanho de fibras (MORLEY, 2016).

Embora a degeneração da substância negra seja uma característica clássica da DP, a literatura aponta que durante o envelhecimento natural também ocorre uma perda progressiva de neurônios dopaminérgicos (GAO et al., 2011; LABANDEIRA-GARCIA et al., 2011), o que comprova que o processo de envelhecimento também é um fator determinante para o menor pico de força observado nessa população, uma vez que idosos com DP apresentam os dois fatores associados: alterações do processo de envelhecimento e fatores envolvidos na fisiopatologia da doença.

Indivíduos com DP tendem a apresentar uma disfunção mitocondrial, fato este que contribuiria para um aumento da fadiga muscular, no entanto, estudo de Hammond e colaboradores (2021) observou uma maior resistência à fadiga em idosos com DP após contrações isométricas repetidas de membros inferiores em relação a idosos sem a doença, sendo a maior resistência nessa população explicada pelos autores pela característica de maior resistência das fibras do tipo I, fibras estas presentes em maior quantidade na população com DP quando comparados a idosos da mesma idade.

Um fator secundário para a redução de força muscular na DP é a redução do nível de atividade física, uma vez que devido aos comprometimentos motores da doença, como instabilidade postural e distúrbios da marcha, os indivíduos aumentam a inatividade física como forma de minimizar as chances de ocorrência de quedas, entrando em um processo de sedentarismo que acaba por reforçar ainda mais os comprometimentos e redução de força muscular, iniciando um ciclo vicioso e conduzindo a demais déficits secundários, como a sarcopenia (DAVID et al., 2012). Embora a redução de força muscular na DP pareça ter uma maior contribuição neural do que muscular, as causas dos

comprometimentos da força muscular nessa população ainda permanecem não totalmente esclarecidas.

2.2.2 Taxa de desenvolvimento de força

A TDF, definida como a capacidade de gerar força rapidamente no início do movimento (aproximadamente nos primeiros 200 milissegundos), é obtida através da variação da curva força muscular pelo tempo (AAGAARD et al., 2002), sendo a mesma influenciada por diferentes mecanismos em momentos distintos da contração. Em estágios iniciais da contração (<75 ms), a TDF é influenciada principalmente por fatores neurais e em estágios mais tardios da contração (>75 ms), a TDF está fortemente associada com as propriedades intrínsecas do músculo e com a força máxima (AAGAARD et al., 2002; MAFFIULETTI et al., 2016).

Dentre os fatores determinantes para a TDF nos estágios iniciais da contração muscular (<75 ms), podemos citar o número da taxa de disparo das unidades motoras, sendo que durante contrações rápidas atinge-se uma alta taxa de disparo de unidades motoras no início da ativação muscular, a qual reduz progressivamente com sucessivos disparos, entretanto, nesse tipo de contração as unidades motoras são recrutadas com uma força muito mais baixa, atingindo, por exemplo, no músculo tibial anterior, $\frac{1}{3}$ da força máxima de contração. Durante contrações lentas, a taxa de disparo de unidades motoras aumenta progressivamente, atingindo uma ativação de unidades motoras que permite alcançar cerca de 80-90% da força máxima da maioria dos músculos (MAFFIULETTI et al., 2016).

Rose e colaboradores (2013) encontraram menor TDF em idosos com DP em relação à idosos neurologicamente saudáveis, sugerindo que tal fato pode estar associado a uma redução na ativação da musculatura agonista, uma vez que indivíduos com a doença apresentam uma dificuldade de controle adequado das vias direta e indireta, o que acaba por causar um desequilíbrio, impossibilitando o envio adequado de impulsos excitatórios para o córtex motor e conseqüentemente, comprometendo a adequada taxa de disparos necessária para uma rápida produção de força no início do movimento. Além disso, os autores também associam a redução da TDF nessa população a um aumento da co-ativação durante a contração, possivelmente realizada como um mecanismo para compensar a instabilidade. Ademais, estudos de neuroimagem em humanos demonstraram que o segmento interno do globo pálido está relacionado à velocidade de desenvolvimento de força durante uma contração isométrica, o que também pode contribuir para a redução da TDF em indivíduos com a doença (VAILLANCOURT et al., 2004).

Em relação à TDF em estágios mais tardios da contração (>75 ms), esta apresenta-se mais relacionada com as propriedades intrínsecas do músculo, como a quantidade de tipo de fibras, a arquitetura do músculo e a relação da unidade músculo-tendão, sendo que maiores valores de TDF são melhor desenvolvidos por músculos que apresentam maior quantidade de fibras do tipo II (fibras de contração rápida), com fibras mais curtas (aumento de força rápido, devido à menor extensão dos componentes em série), e com menor rigidez musculotendínea (MAFFIULETTI et al., 2016).

Indivíduos com DP apresentam comprometimentos neurais que podem influenciar a TDF e com o processo de envelhecimento associado à doença,

estes passam a ter a adição da influência de características intrínsecas do músculo, como a redução de fibras do tipo II, rigidez da unidade músculo-tendão, perda de unidades motoras e alteração no recrutamento das unidades motoras, o que torna essa população mais suscetível a comprometimentos na TDF (MAFFIULETTI et al., 2016). A perda de unidades motoras e o incorreto recrutamento das mesmas são claros sinais de remodelamento de unidades motoras, indicando aumento da incidência de desnervação e agrupamento de miofibras, quando comparado idosos com DP com indivíduos neurologicamente saudáveis da mesma idade (KELLY et al., 2018).

Estudos apontam que a TDF está mais relacionada às atividades funcionais do que a força máxima em si (CROZARA et al., 2013; MAFFIULETTI et al., 2016; MORCELLI et al., 2018), além disso, trata-se de uma medida mais sensível para detectar alterações agudas e crônicas na função neuromuscular (PEÑAILILLO et al., 2015). Estudo de Morcelli e colaboradores (2018) demonstrou que a TDF possui maior habilidade para diferenciar caminhantes de baixa velocidade e caminhantes de velocidade funcional, reforçando que a TDF está mais relacionada com a velocidade de marcha em idosos do que o pico de força. A rápida produção de força no início do movimento é requerida para garantir a segurança dos indivíduos durante suas atividades de vida diária, como para levantar e sentar-se em uma cadeira, respondendo adequadamente às oscilações do centro de pressão, ou para manter uma marcha segura e coordenada, auxiliando nas mudanças de direções, uma vez que é necessária uma rápida produção de força no início do movimento para reagir a uma situação desestabilizadora e evitar quedas (ROSE et al., 2013).

2.3 Desempenho muscular x Função Física e Equilíbrio na Doença de Parkinson

A redução da força muscular em pessoas com DP está associada com a redução da função física das mesmas (HELGERUD et al., 2020; INKSTER et al., 2003). Estudo de Clael e colaboradores (2018) verificou que o pico de força dos extensores de joelho correlaciona-se positivamente com a capacidade de sentar e levantar e capacidade aeróbica e, correlaciona-se negativamente com o desempenho no teste Timed Up and Go (TUG), o qual verifica características como a mobilidade funcional e equilíbrio dinâmico. Ademais, outros estudos têm relacionado a redução da força muscular com a velocidade de marcha e quedas em indivíduos com DP (ALLEN et al., 2010; NALLEGOWDA et al., 2004). Inkster e colaboradores (2003) realizaram o primeiro estudo a fim de verificar o papel da força de membros inferiores na atividade de levantar de uma cadeira, verificando que a força dos extensores de quadril contribuem em 50% para a realização da tarefa em idosos com DP durante o estágio *on* do medicamento para DP e 64% durante o estágio *off*.

Indivíduos com DP apresentam alterações motoras como tremor de repouso, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural, as quais se agravam com a progressão da doença (REICH; SAVITT, 2019). Embora o tremor de repouso e a rigidez também configurem comprometimentos incapacitantes, uma vez que comprometem a capacidade de realizar atividades funcionais que envolvam, por exemplo, movimentos rotacionais de tronco e manuseio de utensílios com as mãos, como talheres e caneta, estes tratam-se de alterações menos incapacitantes do que a bradicinesia e a instabilidade postural (BOHLHALTER; KAĞI, 2011). A bradicinesia também está relacionada com outros dois sintomas

motores importantes na DP, como a acinesia (dificuldade para iniciar os movimentos) e a hipometria (redução da amplitude dos movimentos), podendo tais sintomas coexistirem em diferentes proporções no mesmo indivíduo, contribuindo para uma redução da mobilidade e tornando-os mais dependentes durante a realização de atividades de vida diária, além de contribuir para uma redução da capacidade de produzir força suficientemente rápida no início do movimento, uma vez que as alterações neurais relacionadas com a bradicinesia também envolvem o controle da velocidade do movimento (ESPAY et al., 2009).

A bradicinesia está relacionada à redução de força muscular, visto que ambas dividem o mesmo mecanismo fisiopatológico e contribuem para a redução na capacidade de realizar atividades funcionais. A redução dos neurônios dopaminérgicos aumenta a inibição do tálamo e reduz as entradas excitatórias para o córtex motor, interrompendo a ativação cortical do músculo e conduzindo à bradicinesia e fraqueza muscular (DAVID et al., 2012). Estudo de Vieira de Moraes Filho e colaboradores (2020) verificaram o efeito de um protocolo de treinamento resistido progressivo sobre a força muscular e a bradicinesia, sendo o mesmo capaz de melhorar significativamente a bradicinesia e refletindo em uma consequente melhora da capacidade funcional, caracterizado pela melhora nos testes TUG, teste de marcha de 10 metros e teste de sentar e levantar por 30 segundos. De maneira semelhante, uma revisão sistemática realizada por Lima, Scianni e Rodrigues-de-Paula (2013) apontou que exercícios com resistência progressiva são capazes de melhorar a força muscular, contribuindo para o aperfeiçoamento da mobilidade e desempenho funcional, incluindo a capacidade de realizar marcha e o tempo para sentar e levantar em pessoas com DP com severidade de média à moderada, achados

estes que reforçam a influência da redução da força muscular e da bradicinesia, comuns em pacientes com DP, na redução da capacidade de realizar tarefas funcionais.

Um fator também influenciado pela força muscular e que contribui para a realização de atividades funcionais, é o equilíbrio (CHRISTOFOLETTI et al., 2010), uma vez que para a manutenção adequada do equilíbrio, além da integridade dos sistemas sensoriais (visual, vestibular e proprioceptivo), é necessária a produção de força adequada para reagir à desequilíbrios esperados ou inesperados durante uma tarefa (LOPES et al., 2016).

O aumento da idade está relacionado com maiores comprometimentos do equilíbrio, principalmente durante atividades dinâmicas e funcionais, como levantar e sentar em uma cadeira, e levantar e andar (MATSON; SCHINKEL-IVY, 2020), atividades estas realizadas rotineiramente e que podem gerar instabilidade postural e conduzir à quedas, causando grande impacto para os familiares e sistema de saúde. Na população idosa a redução do equilíbrio deve-se principalmente à degeneração dos sistemas sensoriais, redução da força muscular e mudanças no padrão de ativação muscular (GOMES et al., 2013), visto que já foi demonstrado que indivíduos idosos tendem a ativar mais músculos do que adultos jovens com a intenção de manter o equilíbrio estático e responder à perturbações do equilíbrio (LAUGHTON et al., 2003).

Indivíduos com DP em estágios mais avançados da doença tendem a apresentar alterações da marcha, como a festinação e freezing (congelamento da marcha), sendo este último mais evidente durante situações de iniciação de movimento ou mudança de direção, podendo comprometer o equilíbrio durante

a marcha e durante atividades que exigem um maior controle postural (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020; REICH; SAVITT, 2019). Tais comprometimentos adicionados aos demais, como bradicinesia, rigidez, fraqueza muscular e a própria instabilidade postural, torna essa população vulnerável à desequilíbrios e quedas, sendo os distúrbios do equilíbrio um dos fatores que contribuem para a perda da independência funcional (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2020; DONÁ et al., 2016). Embora o tratamento medicamentoso com a levodopa seja eficaz para alguns comprometimentos motores da doença, outros apresentam menor resposta ao medicamento, como a instabilidade postural (POEWE et al., 2017), sendo necessário tratá-la através de outras terapias, além de investigar outros fatores que possam contribuir também para um melhor equilíbrio nessa população.

Estudo de Nallegowda e colaboradores (2004) verificaram uma relação da força muscular com o equilíbrio estático e dinâmico em indivíduos com DP, Allen e colaboradores (2010), por sua vez, identificaram que idosos com DP que apresentam redução da potência muscular são seis vezes mais propensos a reportarem quedas no ano anterior em comparação àqueles com alta potência muscular, achado esse que demonstra que mais do que a produção de força, a rápida velocidade com que a força é produzida é determinante para a prevenção de quedas.

Embora a literatura aponte que a redução da força muscular está relacionada com a redução da função física na DP (CLAEL et al., 2018; INKSTER et al., 2003; NALLEGOWDA et al., 2004), e estudos tenham demonstrado que a TDF está mais relacionada com a velocidade de marcha (MORCELLI et al., 2018) e com a ocorrência de quedas (BENTO et al., 2010) em idosos do que

com a força máxima, além da evidência clara de que para manutenção do equilíbrio, além da capacidade de produção de força, esta deve ser realizada de maneira rápida (ALLEN et al., 2010), não existem estudos na literatura que tenham relacionado a TDF com alterações de função física e de equilíbrio em indivíduos com DP, podendo tais achados responderem se aumentos na TDF podem refletir melhoras mais significativas na função física e equilíbrio do que aumentos do pico de força nessa população.

Dessa forma, a presente tese pretende responder quatro perguntas em relação à força muscular e TDF de idosos: 1) Idosos com e sem DP apresentam diferenças em relação à força muscular, TDF, função física e equilíbrio? 2) A função física de idosos com e sem DP está mais relacionada com o pico de força ou TDF? 3) O equilíbrio estático e dinâmico de idosos com e sem DP está mais relacionado com o pico de força ou TDF? 4) As variáveis clínicas de idosos com DP relacionam-se mais com o pico de força ou TDF?

Artigo

ASSOCIAÇÃO DO PICO DE FORÇA E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA COM A FUNÇÃO FÍSICA E EQUILÍBRIO DE IDOSOS COM E SEM A DOENÇA DE PARKINSON

Patrícia de Aguiar Yamada¹, Flávia Roberta Faganello-Navega^{1,2}

¹ Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Instituto de Biociências. Universidade Estadual Paulista - UNESP. Rio Claro, SP, Brasil.

² Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Faculdade de Filosofia e Ciências. Universidade Estadual Paulista – UNESP. Marília, SP, Brasil.

INTRODUÇÃO

No processo natural de envelhecimento observamos alterações nas propriedades intrínsecas do músculo, bem como no sistema neuromuscular, as quais podem resultar em uma redução de força e na capacidade de gerá-la rapidamente (CROZARA et al., 2013; LARSON; WILBUR, 2020). Essas alterações implicam em dificuldades para a realização de atividades cotidianas tais como, subir e descer escadas, levantar e sentar em uma cadeira, além de prejudicar a manutenção adequada do equilíbrio durante situações que gerem instabilidade (ALLEN et al., 2010; INKSTER et al., 2003).

Apesar de o envelhecimento não estar, necessariamente, relacionado ao aparecimento de doenças, as doenças neurodegenerativas, por progredirem durante décadas e os primeiros sintomas motores aparecerem em idades mais avançadas, podem ser prevalentes nessa população devido ao processo contínuo de envelhecimento (DU; WANG; GENG, 2018). Entre estas, a doença de Parkinson (DP) é a segunda doença neurodegenerativa mais comum na população idosa (DE LAU; BRETELER, 2006), estando a sua progressão associada à severa redução na funcionalidade (CORCOS et al., 2013) e ao maior risco de quedas (BLOEM et al., 2001).

A capacidade de gerar força rapidamente no início da contração muscular, definida como taxa de desenvolvimento de força (TDF) vem constantemente sendo estudada (CROZARA et al., 2013; HAMMOND et al., 2017; MORCELLI et al., 2018; ROSE et al., 2013). Sua relevância se dá devido ao fato de que a rápida produção de força no início do movimento é requerida, por exemplo, para retomar o equilíbrio durante uma situação desestabilizadora, evitando quedas (LACOUR; BERNARD-DEMANZE; DUMITRESCU, 2008). Além disso, estudos

mostram maior relação entre a potência muscular e a TDF com o desempenho motor funcional e com a incidência de quedas, do que com a força muscular em si (BENTO et al., 2010; LAROCHE et al., 2010; MORCELLI et al., 2018).

A produção de força máxima é dependente de fatores neurais e musculares (AAGAARD et al., 2002). Segundo Helgerud e colaboradores (2020), as alterações neurais parecem desempenhar um papel importante na capacidade reduzida de geração de força na DP. Os indivíduos com DP apresentam ativação muscular voluntária prejudicada (CORCOS et al., 1996), aumento da co-ativação do músculo antagonista (ROSE et al., 2013) e taxas de descarga da unidade motora variáveis durante a produção de força isométrica submáxima (GLENDINNING; ENOKA, 1994). Além disso, técnicas de neuroimagem em humanos demonstraram que o segmento interno do globo pálido, que faz parte do maior trato dopaminérgico; o sistema nigroestriatal; está diretamente relacionado à velocidade de desenvolvimento de força durante a contração isométrica (VAILLANCOURT et al., 2004). Os mecanismos subjacentes a esses comprometimentos neurais permanecem indefinidos (HELGERUD et al., 2020). No entanto, foi proposto que, em indivíduos com DP, a sinalização excitatória e inibitória desregulada para o córtex motor leva ao impulso neural eferente supraespinal anormal, provavelmente afetando a capacidade de geração de força (DAVID et al., 2012).

Estudos apontam redução na TDF e na capacidade de gerar força máxima em indivíduos com DP (HAMMOND et al., 2017; ROSE et al., 2013). Para Maffiuletti e colaboradores (2016), a TDF parece estar mais relacionada ao desempenho de tarefas diárias funcionais do que a força de contração voluntária máxima. Por outro lado, Clael e colaboradores (2018) verificaram associação

entre o pico de força e funcionalidade em pessoas com DP, encontrando relação da força com os testes funcionais utilizados, tais como sentar e levantar em 30 segundos, teste de caminhada de 6 minutos e TUG.

Sabendo que prejuízos na TDF e na capacidade de gerar força máxima podem estar associados à incapacidade funcional (CANNING et al., 2006) e à maior incidência de quedas (ALLEN et al., 2010), acarretando graves consequências para os familiares e cuidadores, além de um desafio para o sistema de saúde e sociedade (RODRÍGUEZ-BLÁZQUEZ et al., 2015), a análise da força e da TDF de idosos com e sem DP pode fornecer informações consistentes sobre a função muscular desses indivíduos. Além disso, pouco se sabe sobre a relação do pico de força e da TDF com a função física e equilíbrio desses indivíduos, podendo sua avaliação contribuir para a melhor compreensão dos fatores que influenciam o comprometimento funcional e do equilíbrio dos mesmos, além de propiciar encaminhamento adequado para intervenções preventivas específicas, visando a melhora dessas variáveis.

Nesse sentido, o presente estudo teve por objetivo avaliar a força e a TDF dos extensores de quadril e joelho de idosos com e sem DP e sua relação com a função física e equilíbrio. Nós hipotetizamos encontrar menor força muscular e TDF dos membros inferiores nos idosos com DP, além de maior relação das alterações de função física e equilíbrio em idosos com e sem DP com a TDF.

MÉTODOS

Participantes

Participaram do estudo voluntários de ambos os sexos, com idade entre 60 a 80 anos, os quais foram distribuídos em dois grupos: grupo controle (GC) e grupo de idosos com DP (GDP). O GC foi composto por voluntários idosos sem histórico de doenças neurológicas, enquanto o GDP foi composto por voluntários idosos com diagnóstico de DP idiopática.

O tamanho da amostra foi realizado no software G*Power, version 3.1.9.2 (Franz Faul, Universität Kiel, Germany) para analisar o efeito de variáveis independentes sobre variáveis dependentes por meio da regressão linear múltipla. O tamanho da amostra, considerando uma margem de erro do tipo I (α) de 5%, um poder de estudo de 80%, um tamanho de efeito grande (0,35) e pelo menos quatro preditores, estimou um tamanho mínimo da amostra de 40 participantes no total para o estudo.

Os seguintes critérios de exclusão foram utilizados para todos os participantes: incapacidade de realizar marcha independente e levantar-se de uma cadeira sem auxílio; ocorrência de fratura ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo; histórico de alterações cognitivas, cardiovasculares ou respiratórias não tratadas (ABBUD; LI; DEMONT, 2009). No grupo de idosos com DP, os critérios de exclusão aplicados foram: estar em fase de adaptação farmacológica; não estar classificado nos estágios de I a III da escala de Hoehn e Yahr (HOEHN; YAHR, 1967) (ANEXO I).

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia e Ciências da UNESP – Marília, sob o número 2.564.174 (ANEXO II) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE I).

Procedimentos

As avaliações ocorreram em dois dias, sempre no mesmo período, a fim de evitar a influência do ciclo circadiano, bem como de medicamentos, respeitando-se um intervalo de 48 horas entre as avaliações para evitar a possível fadiga dos voluntários. Todos os procedimentos de coleta foram realizados na fase “on” dos medicamentos para DP no GDP, momento este caracterizado pelo efeito da medicação sobre as alterações motoras (45 a 90 minutos após a ingestão). Os procedimentos de avaliação estão expressos na Figura 3.

Para avaliação da função cognitiva foi realizado o Mini Exame do Estado Mental (MEEM) (ANEXO III), o qual apresenta uma pontuação máxima de 30 pontos, sendo no presente estudo adotada a nota de corte de acordo com a escolaridade dos indivíduos, como proposto por Brucki et al. (2003), em que são considerados 20 pontos para analfabetos; 25 para pessoas com escolaridade de 1 a 4 anos; 26,5 para 5 a 8 anos de escolaridade; 28 para aqueles com 9 a 11 anos de escolaridade e 29 pontos para mais de 11 anos de escolaridade.

Os integrantes do GDP ainda foram avaliados através da Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (Unified Parkinson’s Disease Rating Scale – UPDRS), parte III (ANEXO IV), sendo determinado também o estágio da doença pela escala de Hoehn e Yahr (HOEHN; YAHR, 1967).

A UPDRS é uma escala de alta confiabilidade e amplamente utilizada nos trabalhos que envolvem DP, sendo usada como forma de monitoramento da progressão da doença e como um método uniforme para avaliar os sinais e sintomas da mesma. Trata-se de uma escala composta de 42 itens, os quais contemplam quatro partes: estado mental, atividades de vida diária, exame motor e complicações da terapia medicamentosa (FAHN; ELTON, 1987). No

presente estudo foi utilizada a subescala motora (parte III), a qual avalia itens como fala, expressão facial, tremor de repouso e de ação, rigidez, estabilidade postural, marcha e bradicinesia; é composta de 13 itens, sendo que cada item pode apresentar uma pontuação de 0 a 4, em que valores próximos de 0 referem-se à normalidade e valores próximos de 4 indicam maior comprometimento.

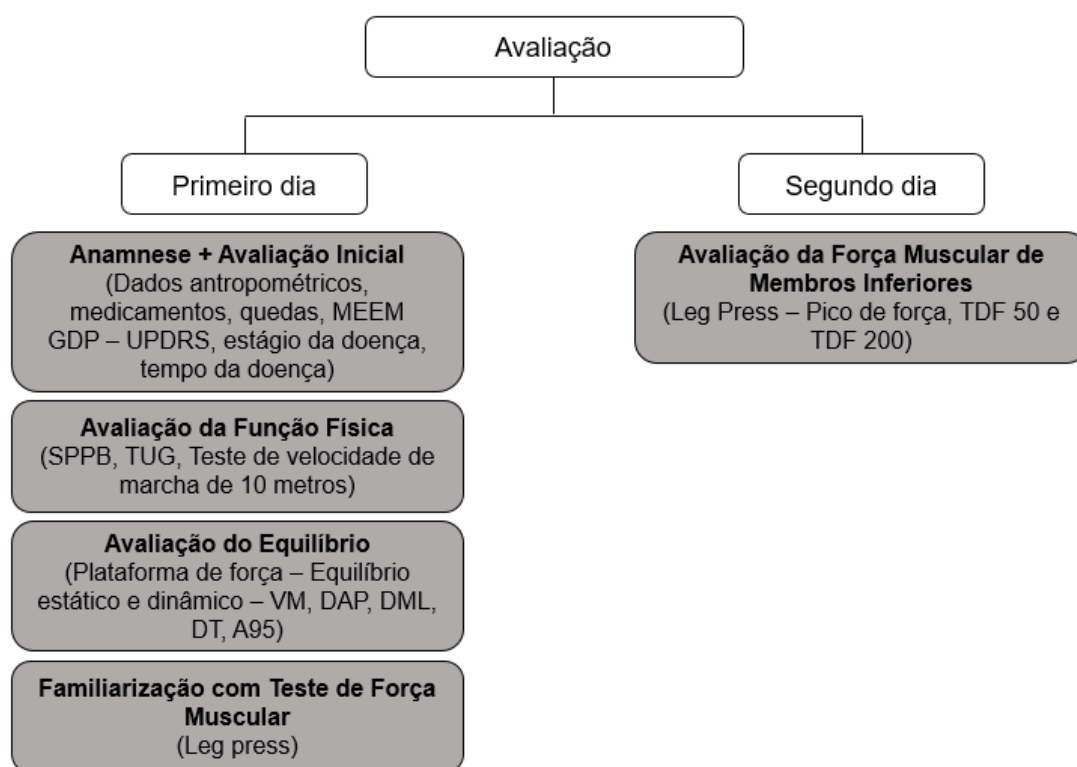


Figura 3. Procedimentos de avaliação.

Avaliação da Função Física

A função física dos participantes foi avaliada através dos testes Short Physical Performance Battery (SPPB) (ANEXO V), TUG e teste de velocidade de marcha de 10 metros.

O SPPB trata-se de uma avaliação funcional que engloba a avaliação do equilíbrio, marcha e força de membros inferiores, através das seguintes tarefas: equilíbrio estático (permanecer em pé com os pés paralelos, em seguida na

posição semi-tandem e tandem), velocidade de marcha (tempo gasto para percorrer 3 ou 4 metros na velocidade habitual), e força de membros inferiores (tempo gasto para levantar e sentar em uma cadeira por cinco vezes consecutivas, sem utilizar o apoio dos braços). A pontuação é obtida pelo escore em cada teste, podendo variar de 0 a 12, em que maiores valores indicam melhor desempenho (NAKANO, 2007).

O TUG é um teste amplamente utilizado e sensível para avaliar a funcionalidade e equilíbrio dinâmico dos indivíduos, consistindo na capacidade de levantar-se de uma cadeira com encosto (sem utilizar o apoio dos braços), caminhar por uma distância de três metros em sua velocidade habitual, retornar e sentar na cadeira novamente. Durante a realização do teste, o tempo é cronometrado, sendo 10 segundos considerado um tempo normal para adultos saudáveis e 10,01 a 20 segundos, normal para idosos frágeis ou com alguma limitação (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Uma literatura mais recente aponta a nota de corte de 12,47 segundos, como valor preditivo para risco de quedas em idosos brasileiros (ALEXANDRE et al., 2012).

A avaliação da marcha inclui a avaliação de diferentes variáveis, sendo no presente estudo avaliada a variável temporal velocidade de marcha, através do teste de velocidade de marcha de 10 metros, o qual é realizado cronometrando-se o tempo gasto para caminhar por uma distância de 10 metros, em velocidade habitual. O teste foi realizado por três vezes, sendo a média entre as três tentativas, o escore final utilizado. Com o intuito de evitar a influência dos processos de aceleração e desaceleração da marcha, foram adicionados 1,2 metros ao início e fim do percurso (NOVAES et al., 2011).

Avaliação do Equilíbrio

Para avaliação do equilíbrio foi utilizada uma plataforma de força AMTI® (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*), modelo AccuSway Dualtop, com frequência de amostragem de 100Hz. Os dados de deslocamento do centro de pressão foram coletados durante três diferentes momentos, sendo um durante a avaliação do equilíbrio estático e dois durante a avaliação do equilíbrio dinâmico. As seguintes variáveis foram analisadas durante os testes de equilíbrio estático e dinâmico: velocidade média de deslocamento (cm/s) (VM), deslocamento ântero-posterior (cm) (DAP), deslocamento médio-lateral (cm) (DML), deslocamento total (cm) (DT) e área da elipse de 95% de intervalo de confiança (cm²) (A95).

No equilíbrio estático foi solicitado que o participante permanecesse sobre a plataforma de força com os pés paralelos, com uma distância intermaleolar confortável, com os olhos abertos e fixos em um alvo posicionado a 1,5m de distância (GOMES et al., 2013), de acordo com a Figura 4, e então deveria manter-se nessa posição durante 30 segundos (LAZAROTTO et al., 2020), sendo realizadas três tentativas.

Durante a avaliação do equilíbrio dinâmico, os indivíduos foram avaliados realizando o movimento de levantar e de sentar. O método escolhido explica-se por se tratar de uma tarefa requerida durante atividades diárias (levantar da cama, sofá, vaso sanitário) e contribuir para a independência funcional. Para a ação de levantar, o participante deveria permanecer sentado em uma cadeira, não apoiando as costas no encosto, com os braços cruzados no peito, com o tornozelo, joelho e quadril posicionados em um ângulo de 90°, pés apoiados

sobre a plataforma de força e ao ouvir o comando verbal “vai”, o mesmo deveria levantar em sua velocidade habitual e manter-se em pé por 5 segundos.

Para a ação de sentar, o indivíduo iniciava na posição em pé, com os braços cruzados no peito e ao ouvir o comando verbal “vai”, deveria sentar-se sem olhar para trás e permanecer sentado por 5 segundos (FERNANDES et al., 2015; GOMES et al., 2013). Para cada movimento foram realizadas três tentativas, utilizando-se a média das três. A Figura 5 mostra a avaliação durante os movimentos de levantar e sentar.



Figura 4. Posição durante a avaliação do equilíbrio estático.



Figura 5. Posição durante a avaliação do equilíbrio dinâmico (levantar e sentar).

Avaliação da força muscular de membros inferiores

No segundo dia, os voluntários iniciaram a coleta de dados pelo teste de força muscular de membros inferiores em um equipamento leg press horizontal com uma célula de carga acoplada ao mesmo através de cabos de aço (Figura 6), a qual possui uma capacidade de 500lb-F (2200N) (Myovideo, Noraxon, Arizona, EUA), com o tornozelo posicionado a 0° (posição neutra) e o joelho a 60° de flexão (AZEGAMI et al., 2007; HAHN et al., 2011), como demonstrado na Figura 7. O leg press permite que os músculos dos membros inferiores trabalhem de forma simultânea, o que aproxima o modo de avaliação escolhido para o presente estudo das atividades funcionais. Tal modelo de análise foi sugerido por Morcelli e colaboradores (2018), com a justificativa de que a análise da TDF

deve ser realizada na musculatura exigida durante movimentos funcionais, pois contrações dinâmicas são mais usadas durante atividades cotidianas.

Os voluntários realizaram três contrações isométricas voluntárias submáximas, mantidas por cinco segundos, com intervalo de 30 segundos entre elas. Após as contrações submáximas, os voluntários tiveram um intervalo de cinco minutos de repouso para então iniciar o protocolo de coleta cinética. O protocolo consistiu na realização de três contrações isométricas voluntárias máximas, as quais foram mantidas por 5 segundos com um intervalo de 30 segundos entre as contrações (MORCELLI et al., 2018). Durante cada contração os sujeitos foram instruídos a empurrar o mais forte e rápido possível a plataforma na qual os pés encontravam-se apoiados, obtendo-se assim a força dos músculos extensores de quadril e joelho.

A familiarização com o teste de força muscular do membro inferior no equipamento leg press foi realizada da mesma forma e nos mesmos posicionamentos que a avaliação da função muscular, ao término do primeiro dia de avaliação (MORCELLI et al., 2018).

A familiarização foi realizada no fim do primeiro dia com o objetivo de o participante aprender a executar as contrações isométricas máximas no aparelho adequadamente e também com o intuito de evitar a influência de uma possível fadiga muscular sobre os demais testes, caso tivesse sido realizada anteriormente.

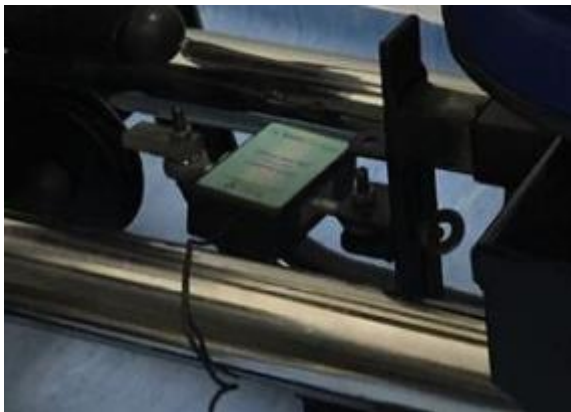


Figura 6. Célula de carga acoplada ao leg press para obtenção de dados cinéticos.



Figura 7. Posicionamento durante avaliação da força muscular de membros inferiores.

Análise dos dados

Para análise da força muscular do membro inferior, os dados foram processados através de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), sendo considerado o maior valor obtido entre as três contrações isométricas voluntárias máximas, analisando-se o pico de força (Nm.kg^{-1}) e a TDF ($\text{Nm.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$) nos primeiros 50 e 200 ms dos músculos extensores de quadril e joelho. Esse valor foi normalizado pela massa corporal de cada participante (CROZARA et al., 2013; MORCELLI et al., 2018). Para a determinação da TDF, o início do torque foi definido como o ponto em que o

torque ultrapassasse 5% do pico de torque (MORCELLI et al., 2018). A TDF foi coletada em períodos distintos, uma vez que cada período possui contribuição de diferentes mecanismos fisiológicos, estando a TDF 50 mais relacionada à fatores neurais e a TDF 200 mais relacionada às propriedades intrínsecas do músculo e à força máxima. Foram escolhidas contrações isométricas a fim de que a TDF não fosse influenciada pelo movimento do braço de alavanca ou por alterações na relação comprimento-tensão do músculo durante a contração (LAROCHE et al., 2010). A TDF foi calculada utilizando-se a seguinte fórmula:

$$TDF = \frac{(\text{Torque } n=100 - \text{Torque } n=1)}{(100 \text{ samples} / 2000 \text{ Hz})}$$

Em que, TDF representa a taxa de desenvolvimento de força, Torque n=100 representa o valor de torque na 100ª amostra, Torque n=1 representa o valor de torque na 1ª amostra, 100 samples representa o número de amostras no conjunto e 2000 representa a frequência de amostragem do equipamento.

Para avaliação do equilíbrio estático e dinâmico foi utilizado o software Balance Clinic.

Análise estatística

As variáveis quantitativas estão descritas pela média e desvio-padrão. A distribuição de normalidade foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Para comparação entre dois grupos independentes, foi realizado o teste t Student baseado na homogeneidade das variâncias pelo teste de Levene. A análise de correlação pelo teste de Spearman foi realizada para determinar as variáveis que entrariam no modelo de regressão linear. O modelo de regressão linear múltipla foi utilizado para analisar o efeito das variáveis independentes

sobre as variáveis dependentes pelo método ENTER e STEPWISE, sendo utilizadas como variáveis preditoras (independentes): pico de força, TDF nos primeiros 50 e 200 milissegundos, grupo (presença ou não da doença), idade, sexo e IMC; e como variáveis dependentes: as pontuações e tempos dos testes SPPB, TUG, teste de velocidade de marcha, bem como as variáveis referentes ao equilíbrio, DAP, DML e A95 estático; VM, DAP e DT durante o movimento de levantar; VM, DML, DT e A95 durante o movimento de sentar. O R^2 foi analisado para verificar o coeficiente de determinação do percentual de variação explicado pelo modelo. Os pressupostos de multicolinearidade e homocedasticidade foram verificados. Para todas as análises foi utilizado o software SPSS versão 19.0 for windows, sendo adotado nível de significância de $p < 0,05$.

RESULTADOS

A amostra do estudo foi composta por 40 indivíduos, sendo 20 do GC e 20 do GDP. A caracterização dos sujeitos do estudo está expressa na tabela 1. A análise estatística não apontou diferença entre os grupos ($p > 0,05$).

Tabela 1. Caracterização da amostra, valores apresentados em média \pm desvio padrão.

Variáveis	GC	GDP
Sexo (F/M)	13/7	11/9
Idade (anos)	68,15 \pm 5,58	71,70 \pm 8,18
Massa (kg)	80,66 \pm 17,27	71,98 \pm 12,78
Estatura (m)	1,61 \pm 0,10	1,61 \pm 0,10
IMC (kg/m ²)	31,04 \pm 5,90	27,86 \pm 4,07
MEEM (pontuação)	28,80 \pm 1,15	27,10 \pm 1,94
Quedas (últimos 12 meses)	0,3 \pm 0,57	0,7 \pm 0,73
H&Y (pontuação)		2,35 \pm 0,56 (1,0-3,0)
UPDRS (pontuação)		29,90 \pm 12,01 (10-58)
Duração da doença (anos)		6,55 \pm 3,82 (1-13)

Dosagem levodopa (mg/dia)

397,50 ± 206,78

GC = Grupo controle; GDP = Grupo doença de Parkinson; F/M = Feminino/Masculino; IMC = Índice de massa corpórea; MEEM = Mini Exame do Estado Mental; H&Y = Escala de Hoehn e Yahr.

Comparação entre idosos com e sem DP

Quando comparados o GC com o GDP, os resultados apontaram diferença significativa para a TDF 200 e todos os testes de função física (Tabela 2) e para as variáveis DML, DAP e A95 durante o equilíbrio estático (Tabela 3).

Tabela 2. Diferença entre os grupos para as variáveis pico de força (N), TDF 50 ms (N) e TDF 200 ms (N); SPPB, TUG e velocidade de marcha.

Variáveis			
Força	GC	GDP	p
Pico de força (N)	14,00 ± 9,51	11,77 ± 6,11	0,384
TDF 50 ms (N)	4,88 ± 2,93	6,22 ± 5,66	0,351
TDF 200 ms (N)	11,78 ± 7,11	7,20 ± 4,83	0,022*
Função Física	GC	GDP	p
SPPB (pontuação)	10,5 ± 1,35	8,9 ± 1,91	0,004*
TUG (s)	11,15 ± 2,53	14,48 ± 3,56	0,002*
Velocidade de marcha (m/s)	1,21 ± 0,19	1,00 ± 0,17	0,001*

GC = Grupo controle; GDP = Grupo doença de Parkinson. * denota diferença significativa (p < 0,05).

Tabela 3. Teste t para amostras independentes, valores de médias e desvios padrão para o conjunto de variáveis posturais nos grupos GC e GDP durante as avaliações estática e dinâmica (levantar e sentar).

Variáveis	GC	GDP	p
<i>Estático</i>			
VM (cm/s)	1,93 ± 0,48	2,54 ± 1,35	0,067
DML (cm)	2,71 ± 0,62	3,81 ± 1,24	0,001*
DAP (cm)	2,9 ± 0,66	3,53 ± 0,98	0,023*
DT (cm)	58,06 ± 14,61	76,30 ± 40,73	0,067
A95 (cm ²)	5,74 ± 2,32	10,42 ± 6,69	0,005*
<i>Levantar</i>			
VM (cm/s)	3,36 ± 1,26	3,29 ± 2,08	0,904
DML (cm)	5,32 ± 2,79	6,31 ± 4,35	0,396
DAP (cm)	10,09 ± 2,74	10,10 ± 3,24	0,986
DT (cm)	49,39 ± 17,23	49,44 ± 31,30	0,995

A95 (cm ²)	19,68 ± 12,72	26,37 ± 19,60	0,208
<i>Sentar</i>			
VM (cm/s)	3,16 ± 1,06	2,65 ± 0,85	0,108
DML (cm)	3,98 ± 1,29	4,09 ± 1,46	0,801
DAP (cm)	9,43 ± 2,43	9,29 ± 2,65	0,870
DT (cm)	45,53 ± 14,61	39,87 ± 12,9	0,202
A95 (cm ²)	18,41 ± 12,31	18,93 ± 12,91	0,896

GC = Grupo controle; GDP = Grupo doença de Parkinson; VM = Velocidade média de deslocamento; DML = Deslocamento médio-lateral; DAP = Deslocamento ântero-posterior; DT = Deslocamento total; A95 = Área da elipse de 95% de intervalo de confiança. * denota diferença significativa ($p < 0,05$).

Relação da força e TDF de membros inferiores com a função física e equilíbrio de idosos com e sem DP

Foi utilizada a regressão linear múltipla para verificar a relação do pico de força e TDF de membros inferiores com a função física e equilíbrio de idosos com e sem DP. Foram seleccionadas para a análise as variáveis preditoras (independentes): pico de força, TDF nos primeiros 50 e 200 milissegundos, grupo (presença ou não da doença), idade, sexo e IMC; e como variáveis dependentes, após a análise de correlação de Spearman para determinar as variáveis que entrariam no modelo de regressão (Tabela 4), foram utilizadas as pontuações e tempos dos testes SPPB, TUG, teste de velocidade de marcha, bem como as variáveis referentes ao equilíbrio, DAP, DML e A95 estático; VM, DAP e DT durante o movimento de levantar; VM, DML, DT e A95 durante o movimento de sentar.

Tabela 4. Análise de correlação pelo coeficiente de correlação de Spearman.

	Grupo (C=0; P=1)	Idade (anos)	Sexo (F=1; M=2)	IMC (kg/m ²)	Pico de força (N)	TDF 50 (N)	TDF 200 (N)
SPPB (pontuação)	-,477**	-0,155	0,167	0,156	0,303	0,278	0,239
TUG (s)	,524**	0,266	-0,115	-0,297	-,347*	-,330*	-,506**
Velocidade de Marcha (m/s)	-,479**	-0,210	0,263	0,219	,325*	0,300	,449**
VM Estático (cm/s)	0,214	0,221	-0,024	-0,248	0,261	0,249	-0,054
DAP Estático (cm)	,344*	0,120	0,011	-0,260	0,247	0,198	-0,165
DML Estático (cm)	,518**	0,218	-0,230	-0,114	0,128	0,130	-,414**
DT Estático (cm)	0,212	0,219	-0,027	-0,249	0,267	0,251	-0,054
A95 Estático (cm ²)	,468**	0,167	-0,221	-0,114	0,166	0,128	-,331*
VM Levantar (cm/s)	-0,197	-0,035	-0,086	0,021	0,262	0,240	,328*
DAP Levantar (cm)	-0,065	0,113	0,075	-0,051	,428**	,329*	,494**
DML Levantar (cm)	0,175	0,078	-0,148	-0,077	0,192	0,260	-0,031
DT Levantar (cm)	-0,186	-0,047	-0,084	0,033	0,283	0,230	,318*
A95 Levantar (cm ²)	0,143	0,094	-0,186	-0,110	0,276	0,260	0,117
VM Sentar (cm/s)	-0,301	-,356*	-0,175	-0,097	0,099	0,209	0,259
DAP Sentar (cm)	-0,056	-0,255	0,000	-0,114	0,174	-0,134	0,044
DML Sentar (cm)	0,035	-0,091	0,038	-0,219	0,251	,398*	0,150
DT Sentar (cm)	-0,260	-,420**	-0,133	-0,052	0,133	0,143	0,184
A95 Sentar (cm ²)	-0,100	-0,167	-0,172	-0,085	0,244	,393*	,335*

C = Controle; P = Parkinson; F = Feminino; M = Masculino; VM = Velocidade média de deslocamento; DAP = Deslocamento ântero-posterior; DML = Deslocamento médio-lateral; DT = Deslocamento total; A95 = Área da elipse de 95% de intervalo de confiança. * indica correlação significativa pelo teste de Spearman para p-valor <0,05. ** indica correlação significativa pelo teste de Spearman para p-valor <0,01.

Abaixo estão descritas as relações encontradas entre as presentes variáveis independentes e dependentes, sendo a apresentação dividida através das variáveis dependentes de função física, equilíbrio estático e dinâmico. Os modelos ajustados são compostos da variável dependente de interesse e as variáveis independentes (preditoras): pico de força, TDF nos primeiros 50 e 200

milissegundos, grupo (presença ou não da doença), idade, sexo, peso e IMC. Os modelos isolados são compostos da variável dependente de interesse e variável independente estatisticamente significativa após a aplicação da regressão linear múltipla pelo método Stepwise.

Função Física

A tabela 5 mostra as relações entre os modelos sugeridos (conjunto de variáveis) e as variáveis dependentes SPPB, TUG e velocidade de marcha. Quando relacionada a pontuação do teste SPPB com as variáveis independentes, a análise estatística apontou dois modelos estatisticamente significativos, no modelo ajustado, a presença da DP influencia na redução da pontuação do SPPB, sendo que o conjunto das variáveis apresentadas influenciaram em 39% na variação do teste SPPB; no modelo isolado, a presença da DP também reduz a pontuação do SPPB, apontando ainda que a presença da doença influencia em 19% na variação do teste.

Em relação ao teste TUG, o resultado apontou dois modelos significativos, sendo que no modelo ajustado, a presença da DP contribui para o aumento do tempo para realização do teste TUG, influenciando o conjunto de variáveis em 44% para a variação do teste TUG; no modelo isolado, a presença da DP também aumenta o tempo do teste TUG, verificando-se que a presença da doença influencia em 23% na variação do teste.

Para a variável velocidade de marcha, dois modelos apresentam-se significativos. No modelo ajustado, a presença da DP influencia na redução da velocidade de marcha, enquanto ser do sexo masculino contribui para o aumento da velocidade de marcha, influenciando o conjunto de variáveis em 49% para a

variação da velocidade de marcha; no modelo isolado, a presença da DP e o sexo masculino influenciam de mesma forma na variação da velocidade de marcha, influenciando as duas variáveis (grupo e sexo) em 34% para a variação da velocidade de marcha.

Tabela 5. Resultado da regressão linear múltipla com os modelos sugeridos, a fim de verificar a relação entre as variáveis independentes e as variáveis dependentes de função física (SPPB, TUG e velocidade de marcha).

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	Modelo Ajustado				Modelo Isolado			
		β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo	β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo
SPPB (pontuação)	Grupo (C=0; P=1)	-1,992	0,003*			-1,600	0,004*		
	Idade (anos)	-0,037	0,373						
	Sexo (F=1; M=2)	0,924	0,114						
	IMC (k/m ²)	-0,279	0,479	0,399	0,050†			0,196	0,004†
	Pico de força	0,046	0,201						
	TDF 50	0,138	0,067						
	TDF 200	-0,084	0,123						
TUG (s)	Grupo (C=0; P=1)	2,882	0,017*			3,329	0,001*		
	Idade (anos)	0,089	0,240						
	Sexo (F=1; M=2)	-1,285	0,225						
	IMC (k/m ²)	0,131	0,855	0,449	0,019†			0,234	0,002†
	Pico de força	-0,101	0,128						
	TDF 50	-0,210	0,124						
	TDF 200	-0,016	0,867						
VM (m/s)	Grupo (C=0; P=1)	-0,185	0,008*			-0,221	<0,001*		
	Idade (anos)	-0,005	0,223						
	Sexo (F=1; M=2)	0,133	0,032*			0,125	0,032*		
	IMC (k/m ²)	0,011	0,795	0,494	0,007†			0,343	<0,001†
	Pico de força	0,005	0,192						
	TDF 50	0,009	0,224						
	TDF 200	0,000	0,979						

Nota: coeficiente de regressão (B); * indica efeito significativo da variável independente para p-valor $\leq 0,05$; † indica efeito significativo do modelo para p-valor $\leq 0,05$; R² linear: percentual de variação da variável dependente explicado pela variação da variável independente.

Equilíbrio estático

A tabela 6 mostra as relações entre os modelos sugeridos (conjunto de variáveis) e as variáveis dependentes DAP, DML e A95 durante o equilíbrio estático.

Em relação à variável DAP, o modelo isolado foi significativo, sendo que a presença da DP aumenta o DAP, influenciando a presença da doença em 12% na variação do DAP. O modelo ajustado não foi significativo.

Para a variável DML, o resultado apontou dois modelos estatisticamente significativos, sendo que no modelo ajustado, o aumento da TDF 50 aumenta o DML e o aumento da TDF 200 reduz o DML, e o conjunto de variáveis do presente modelo influenciaram em 41% na variação do DML. No modelo isolado, a presença da DP contribui para o aumento do DML, apontando ainda o resultado que a presença da doença influenciou 24% na variação do DML.

Em relação à A95, após a análise estatística verificou-se que o modelo isolado foi significativo, sendo que a presença da DP contribui para o aumento da A95, verificando-se que a presença da doença influenciou em 18% na variação da A95. O modelo ajustado não foi significativo.

Tabela 6. Resultado da regressão linear múltipla com os modelos sugeridos, a fim de verificar a relação entre as variáveis independentes e as variáveis dependentes de equilíbrio estático (DAP, DML e A95).

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	Modelo Ajustado				Modelo Isolado			
		β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo	β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo
DAP (cm)	Grupo (C=0; P=1)	0,311	0,326			0,630	0,023*		
	Idade (anos)	-0,016	0,446						
	Sexo (F=1; M=2)	0,138	0,630						
	IMC (k/m ²)	-0,039	0,842	0,372	0,078			0,128	0,023†
	Pico de força	0,035	0,056						
	TDF 50	0,095	0,013*						
	TDF 200	-0,050	0,066						

DML (cm)	Grupo (C=0; P=1)	0,724	0,065			1,106	0,001*	
	Idade (anos)	-0,013	0,593					
	Sexo (F=1; M=2)	0,077	0,825					
	IMC (k/m ²)	0,063	0,791	0,416	0,037†		0,249	0,001†
	Pico de força	0,025	0,254					
	TDF 50	0,104	0,024*					
	TDF 200	-0,074	0,026*					
A95 (cm ²)	Grupo (C=0; P=1)	2,911	0,151			4,681	0,005*	
	Idade (anos)	-0,061	0,637					
	Sexo (F=1; M=2)	1,110	0,541					
	IMC (k/m ²)	-0,263	0,832	0,334	0,141		0,187	0,005†
	Pico de força	0,077	0,492					
	TDF 50	0,548	0,023*					
	TDF 200	-0,309	0,074					

Nota: coeficiente de regressão (B); * indica efeito significativo da variável independente para p-valor $\leq 0,05$; † indica efeito significativo do modelo para p-valor $\leq 0,05$; R² linear: percentual de variação da variável dependente explicado pela variação da variável independente.

Equilíbrio dinâmico (Levantar)

A tabela 7 mostra as relações entre os modelos sugeridos (conjunto de variáveis) e as variáveis dependentes VM, DAP e DT durante o movimento de levantar.

Na análise da relação com a variável DAP ao levantar, o modelo isolado foi significativo, sendo que o aumento da TDF 200 aumenta o DAP durante o movimento de levantar, influenciando a TDF 200 em 17% na variação do DAP durante o levantar. O modelo ajustado não foi significativo.

Quando realizada a relação com as variáveis VM e DT, a análise estatística não apontou nenhum modelo significativo.

Tabela 7. Resultado da regressão linear múltipla com os modelos sugeridos, a fim de verificar a relação entre as variáveis independentes e as variáveis dependentes VM, DAP e DT durante o movimento de levantar.

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	Modelo Ajustado				Modelo Isolado			
		β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo	β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo
VM Levantar (cm/s)	Grupo (C=0; P=1)	0,166	0,814						
	Idade (anos)	-0,014	0,753						
	Sexo (F=1; M=2)	-0,242	0,707						
	IMC (k/m ²)	0,298	0,500	0,125	0,879				
	Pico de força	0,041	0,307						
	TDF 50	0,030	0,716						
	TDF 200	0,039	0,516						
DAP Levantar (cm)	Grupo (C=0; P=1)	0,552	0,613						
	Idade (anos)	-0,014	0,845						
	Sexo (F=1; M=2)	-0,172	0,862	0,32	0,17				
	IMC (k/m ²)	0,158	0,816					0,171	0,008†
	Pico de força	0,100	0,110						
	TDF 50	0,080	0,531						
	TDF 200	0,149	0,112			0,190	0,008*		
DT Levantar (cm)	Grupo (C=0; P=1)	3,496	0,737						
	Idade (anos)	-0,295	0,662						
	Sexo (F=1; M=2)	-3,264	0,730	0,122	0,886				
	IMC (k/m ²)	4,126	0,524						
	Pico de força	0,712	0,229						
	TDF 50	0,373	0,758						
	TDF 200	0,420	0,633						

Nota: coeficiente de regressão (B); * indica efeito significativo da variável independente para p-valor $\leq 0,05$; † indica efeito significativo do modelo para p-valor $\leq 0,05$; R² linear: percentual de variação da variável dependente explicado pela variação da variável independente.

Equilíbrio dinâmico (Sentar)

A tabela 8 mostra as relações entre os modelos sugeridos (conjunto de variáveis) e as variáveis dependentes VM, DML, DT e A95 durante o movimento de sentar.

Para a variável VM, o modelo isolado foi significativo, sendo o aumento da TDF 200 aumenta a VM durante o sentar, influenciando a TDF 200 em 15% da variação da VM. O modelo ajustado não foi significativo.

Em relação à variável DML, apenas o modelo isolado foi significativo, apontando a análise que o aumento da TDF 50 contribui para o aumento do DML, ocorrendo influência de 17% da TDF 50 na variação do DML durante o sentar. O modelo ajustado não foi significativo.

Na análise da relação com a variável A95, o modelo isolado foi significativo, sendo que o aumento da TDF 200 aumenta a A95 durante o movimento de sentar, influenciando a TDF 200 em 15% na variação da A95 durante o sentar. O modelo ajustado não foi significativo.

Quando realizada a relação com a variável DT, a análise estatística não apontou nenhum modelo significativo.

Tabela 8. Resultado da regressão linear múltipla com os modelos sugeridos, a fim de verificar a relação entre as variáveis independentes e as variáveis dependentes VM, DML, DT e A95 durante o movimento de sentar.

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	Modelo Ajustado				Modelo Isolado			
		β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo	β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo
VM Sentar (cm/s)	Grupo (C=0; P=1)	-0,352	0,337						
	Idade (anos)	-0,028	0,249						
	Sexo (F=1; M=2)	-0,441	0,189						
	IMC (k/m ²)	0,040	0,859	0,313	0,187			0,159	0,011†
	Pico de força	0,007	0,721						
	TDF 50	0,018	0,674						
	TDF 200	0,041	0,186			0,061	0,010*		
DML Sentar (cm)	Grupo (C=0; P=1)	-0,280	0,558						
	Idade (anos)	-0,069	0,032*						
	Sexo (F=1; M=2)	0,314	0,471	0,38	0,069				
	IMC (k/m ²)	-0,326	0,276					0,177	0,007†
	Pico de força	0,019	0,475						
	TDF 50	0,190	0,001*			0,127	0,006*		
	TDF 200	-0,049	0,231						
DT Sentar (cm)	Grupo (C=0; P=1)	-3,489	0,518						
	Idade (anos)	-0,558	0,116						
	Sexo (F=1; M=2)	-5,903	0,232	0,246	0,402				
	IMC (k/m ²)	-0,070	0,983						
	Pico de força	0,287	0,346						

	TDF 50	0,127	0,839				
	TDF 200	0,307	0,500				
A95 Sentar (cm ²)	Grupo (C=0; P=1)	4,309	0,353				
	Idade (anos)	-0,182	0,542				
	Sexo (F=1; M=2)	-7,250	0,091	0,31	0,195		
	IMC (k/m ²)	-0,884	0,757			0,155	0,012†
	Pico de força	0,311	0,236				
	TDF 50	0,341	0,526				
	TDF 200	0,687	0,085			0,762	0,011*

Nota: coeficiente de regressão (B); * indica efeito significativo da variável independente para p-valor $\leq 0,05$; † indica efeito significativo do modelo para p-valor $\leq 0,05$; R² linear: percentual de variação da variável dependente explicado pela variação da variável independente.

Relação da força e TDF de membros inferiores de idosos com DP com variáveis clínicas

Com o intuito de verificar também a relação da força e TDF de membros inferiores dos idosos com DP com as variáveis clínicas, como tempo de doença, estadiamento da doença, medido pela escala de Hoehn e Yahr, e comprometimentos motores, quantificados através da escala UPDRS (parte III), foi realizada regressão linear múltipla utilizando-se as mesmas variáveis independentes dos testes anteriores. Dessa forma, os modelos ajustados são compostos da variável dependente de interesse (tempo de doença, escala de Hoehn e Yahr ou UPDRS) e as variáveis independentes (preditoras): pico de força, TDF nos primeiros 50 e 200 milissegundos, idade, sexo, peso e IMC. Os modelos isolados são compostos da variável dependente de interesse e variável independente estatisticamente significativa após a aplicação da regressão linear múltipla pelo método Stepwise. As variáveis medidas somente no grupo com doença foram incluídas na análise de regressão independente do grau de correlação, porém esta análise considerou somente o grupo com a doença.

A tabela 9 mostra as relações entre os modelos sugeridos (conjunto de variáveis) e as variáveis dependentes tempo de doença, escala de Hoehn e Yahr e UPDRS.

Na análise da relação com a variável tempo de doença, a análise estatística apontou que o modelo isolado foi significativo, sendo que o aumento da TDF 50 está relacionado com um menor tempo de doença, verificando-se ainda que a variável TDF 50 influenciou em 36% na variação do tempo da doença. O modelo ajustado não foi significativo.

Em relação à variável estágio da doença (Hoehn e Yahr), o modelo isolado foi significativo, sendo que maiores valores de TDF 50 estão relacionados com um menor estágio da doença, influenciando a TDF 50 em 24% na variação da escala de Hoehn e Yahr. O modelo ajustado não foi significativo.

Para a variável UPDRS, o resultado apontou que o modelo isolado foi significativo, sendo que o aumento do pico de força contribui para a redução da UPDRS, apontando ainda o resultado que o pico de força influenciou 21% na variação da UPDRS. O modelo ajustado não foi significativo.

Tabela 9. Resultado da regressão linear múltipla com os modelos sugeridos, a fim de verificar a relação entre as variáveis independentes e as variáveis dependentes tempo de doença, escala de Hoehn e Yahr e UPDRS.

Variáveis dependentes	Variáveis independentes	Modelo Ajustado				Modelo Isolado			
		β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo	β	p-valor	R ² modelo	p-valor modelo
Tempo de doença (anos)	Idade (anos)	-0,033	0,774						
	Sexo (F=1; M=2)	-0,701	0,707						
	IMC (k/m ²)	1,848	0,360	0,525	0,255			0,36	0,005†
	Pico de força	0,130	0,431						
	TDF 50	-0,495	0,020*			-0,391	0,005*		
	TDF 200	0,177	0,461						
Hoehn e Yahr (estágio)	Idade (anos)	-0,002	0,877						
	Sexo (F=1; M=2)	-0,141	0,571						
	IMC (k/m ²)	0,038	0,886	0,643	0,083			0,241	0,028†
	Pico de força	-0,049	0,042*						
	TDF 50	-0,077	0,008*			-0,049	0,028*		
	TDF 200	0,062	0,069						
UPDRS (pontuação)	Idade (anos)	0,001	0,998						
	Sexo (F=1; M=2)	2,765	0,653						
	IMC (k/m ²)	-7,953	0,238	0,514	0,275			0,217	0,038†
	Pico de força	-0,748	0,182			-0,916	0,038*		
	TDF 50	-1,129	0,086						
	TDF 200	0,981	0,225						

Nota: coeficiente de regressão (B); * indica efeito significativo da variável independente para p-valor $\leq 0,05$; † indica efeito significativo do modelo para p-valor $\leq 0,05$; R² linear: percentual de variação da variável dependente explicado pela variação da variável independente.

DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivo avaliar a força e a TDF dos extensores de quadril e joelho de idosos com e sem DP e sua relação com a função física e equilíbrio. Os resultados apontaram que idosos com DP apresentam menor TDF 200, maior limitação na função física e equilíbrio estático. Não houve relação da força e TDF com a função física e quando relacionadas a força e TDF com o equilíbrio, houve associação do equilíbrio estático e dinâmico apenas com a TDF. Nosso estudo é o primeiro a relacionar

a TDF com a função física e equilíbrio em idosos com e sem DP, uma vez que estudos anteriores já relataram relação da força muscular com a função física (CLAEL et al., 2018; INKSTER et al., 2003) e equilíbrio (CHRISTOFOLETTI et al., 2010; NALLEGOWDA et al., 2004), nos instigando a analisar a influência da rápida produção de força sobre tais alterações.

Referente à análise de comparação dos dois grupos, verificamos diferença significativa entre os idosos com e sem DP na TDF 200, função física e nas variáveis DML, DAP e A95 durante o equilíbrio estático.

Indivíduos com DP tendem a apresentar maior limitação na função física, isso porque os comprometimentos motores presentes na doença, como a bradicinesia, rigidez e alterações posturais, influenciam na realização de atividades funcionais (CLAEL et al., 2018). Nossos achados vão ao encontro com o exposto, uma vez que encontramos um pior desempenho dos idosos com DP nos testes SPPB, TUG e velocidade de marcha quando comparados aos idosos sem a doença. Os testes utilizados em nosso estudo refletem as atividades realizadas rotineiramente, e se mostraram sensíveis para detectar os comprometimentos de função física da população estudada.

Adicionalmente, tais resultados reforçam a importância do objetivo central deste estudo, que foi relacionar as limitações de função física e de equilíbrio com a força e a TDF, podendo nossos resultados contribuir para nortear a realização de estudos futuros com o objetivo de verificar qual a melhor conduta a ser utilizada na prática clínica, visando a manutenção e melhora do desempenho funcional e equilíbrio em idosos com e sem DP. Estudos anteriores já demonstraram que treinamentos específicos são capazes de melhorar variáveis como a força máxima e a TDF (AAGAARD et al., 2002; LOPES et al.,

2016; STASINAKI et al., 2019) e conseqüentemente melhorar outras funções, como o estudo conduzido por Stasinaki e colaboradores (2019), que mostrou que um treinamento utilizando resistência excêntrica rápida (movimentos com duração de menos de 1 segundo) é mais apropriado para melhorar a TDF do que um treinamento que utilize resistência excêntrica lenta (movimentos com duração de 4 segundos).

Em relação ao equilíbrio, o fato de não termos encontrado diferença entre os grupos no equilíbrio dinâmico, durante as atividades de levantar e sentar em uma cadeira, pode ser devido ao fato de que configuram tarefas que não exigem apenas equilíbrio, mas também força, a qual foi demonstrada; através de nossos resultados; ser semelhante para pico de força e TDF 50 nos dois grupos. Sugerimos que sejam realizados estudos futuros que avaliem o equilíbrio dinâmico durante atividades em que a força não seja um dos principais componentes ou ainda que avaliem durante atividades que exijam mais e menos força, a fim de comparar o desempenho dos indivíduos em ambas.

Como resultado do equilíbrio estático foi possível observar maiores DAP, DML e A95 nos idosos com DP em relação aos idosos sem DP. A literatura aponta que indivíduos com DP são mais susceptíveis à alterações no controle postural, uma vez que apresentam comprometimentos motores característicos da doença que podem reduzir sua capacidade de responder adequadamente aos deslocamentos, realizando, por exemplo, co-ativações musculares (FERNANDES et al., 2015; LAZAROTTO et al., 2020; MARCHESI et al., 2019). No estudo de Hung e colaboradores (2020) foi verificado que em atividades que exigem maior foco no controle postural, as co-contrações são mais exacerbadas. Segundo os autores, focar sobre a própria postura restringe o sistema de

controle postural, causando interferência com o processo de controle automático, o qual já é deficitário em pacientes com DP, conduzindo a um comprometimento do controle postural e conseqüente aumento da co-ativação muscular, como forma de compensar o desequilíbrio (HUNG et al., 2020).

O maior deslocamento ântero-posterior na postura estática apontado em nossos resultados pode ser devido à postura em flexão adotada por pacientes com DP, característica comum nessa população, o que acaba por deslocar seu centro de gravidade para frente (FERNANDES et al., 2015). Em relação à oscilação médio-lateral, uma maior oscilação médio-lateral na postura estática parece estar relacionada com uma pior funcionalidade (ALSUBAIE, 2020), corroborando nossos achados com tal informação. Alsubaie (2020) sugere que a medida do DML pode ser utilizada como avaliação funcional para orientar a decisão clínica sobre condutas adequadas para manutenção e melhora da funcionalidade.

Estudo de Lazarotto e colaboradores (2020) aponta que o aumento do DML pode ser explicado pela falha na realização adequada das estratégias de equilíbrio, conhecidas como estratégia do quadril e tornozelo, evidenciando tal deslocamento médio-lateral significativamente maior no grupo com DP, uma dificuldade dos indivíduos com DP em realizar a estratégia de equilíbrio de abdução e adução do quadril e inversão e eversão do tornozelo, a fim de recuperar a estabilidade durante posições desestabilizadoras.

Um achado que não confirma totalmente nossa hipótese inicial, é que os indivíduos com e sem DP apresentaram valores de pico de força e TDF 50 semelhantes. Pereira e colaboradores (2018) buscaram verificar o efeito da fadiga muscular na força muscular de idosos com e sem DP, não observando

também diferenças na força, TDF (50, 100 e 200 ms) e ativação muscular de idosos com DP e idosos neurologicamente saudáveis da mesma idade antes e após o protocolo de fadiga muscular. Os autores sugerem que tal achado pode ter sido devido ao fato do grupo com DP do estudo ser formado por indivíduos em estágio inicial da doença, classificados na Hoehn e Yahr de 1 a 2,5 e apresentando pontuação na UPDRS motora entre 20 e 48 pontos, classificação essa muito semelhante com a dos indivíduos com DP de nosso estudo, os quais apresentaram médias de Hoehn e Yahr e UPDRS de 2,35 e 29,9, respectivamente.

Além disso, o fato de termos encontrado diferença entre os grupos na TDF 200 pode estar relacionada com a bradicinesia, característica comum e mais incapacitante na DP, a qual está relacionada com a redução da velocidade dos movimentos (ESPAY et al., 2009) e já foi demonstrada estar relacionada com a redução da força muscular (DAVID et al., 2012; VIEIRA DE MORAES FILHO et al., 2020), devido ao fato de ambas (fraqueza muscular e bradicinesia) dividirem o mesmo mecanismo fisiopatológico. A redução dos neurônios dopaminérgicos aumentam a inibição do tálamo, reduzindo as entradas excitatórias para o córtex motor e interrompendo a ativação cortical do músculo, o que conduz à bradicinesia e fraqueza muscular (DAVID et al., 2012).

Por meio da análise de regressão linear e do teste de correlação realizado anteriormente, a fim de verificar quais variáveis entrariam no modelo de regressão linear, foi possível notar maior relação das variáveis de função física e equilíbrio com a TDF do que com o pico de força, uma vez que durante o teste de correlação, o pico de força correlacionou-se com duas variáveis de função física e apenas uma de equilíbrio.

Um dos principais achados de nosso estudo é o fato de termos encontrado relação do equilíbrio estático e principalmente dinâmico apenas com a TDF, o que demonstra que em idosos com e sem DP, a recuperação do equilíbrio durante situações desestabilizadoras está mais relacionada com a rápida produção de força, do que com a máxima força em si. Tal achado vai ao encontro do estudo de Lopes e colaboradores (2015), os quais compararam os efeitos de dois tipos de treinamento (força e potência) sobre a TDF, capacidade funcional e equilíbrio de idosas, verificando que apenas o treino de potência foi capaz de aumentar a TDF e conseqüentemente melhorar o equilíbrio nessa população, o que reforça a ideia de que, durante a recuperação do equilíbrio, mais importante que produzir força, é produzi-la rapidamente.

No presente estudo foram avaliadas a TDF em dois momentos distintos, nos 50 ms e 200 ms, sendo que cada um dos momentos é influenciado por mecanismos diferentes durante a produção de força muscular. Na fase inicial de contração (<75ms), os fatores neurais possuem maior contribuição, enquanto a fase mais tardia da contração (>75ms) parece estar mais relacionada à força máxima e às propriedades intrínsecas do músculo, como a proporção do tipo de fibras, contribuindo a maior quantidade de fibras do tipo II para uma maior TDF (MAFFIULETTI et al., 2016). Na fase inicial da TDF (50ms) ocorre uma maior taxa de disparo de unidades motoras, auxiliando na maior capacidade de alcançar um rápido desenvolvimento de força no início da contração (RODRÍGUEZ-ROSELL et al., 2018).

Durante o equilíbrio dinâmico (movimento de sentar) foram verificadas relações do aumento da TDF 200 com o aumento da VM e A95. Embora uma maior VM e maiores deslocamentos do centro de pressão sejam relacionados

com um pior controle postural (ALSUBAIE, 2020; DONÁ et al., 2016; LAZAROTTO et al., 2020), estudos também apontam que uma redução desses deslocamentos pode estar relacionada com um pior controle postural, visto que tal redução é utilizada como uma estratégia para compensar o desequilíbrio (EBERSBACH; GUNKEL, 2011; HORAK; NUTT; NASHNER, 1992; MATSON; SCHINKEL-IVY, 2020), sendo apontada em indivíduos com DP como uma estratégia compensatória desencadeada por uma rigidez da musculatura dos membros inferiores e tronco (EBERSBACH; GUNKEL, 2011). Vale ressaltar que a presente condição trata-se de uma condição de equilíbrio dinâmico, condição esta que já foi relatada ser mais sensível para avaliar o equilíbrio e prever quedas (HILLIARD et al., 2008), uma vez que a maioria das quedas ocorrem durante situações dinâmicas envolvidas nas atividades de vida diária. Sendo assim, maiores valores de TDF 200 na população em questão podem contribuir para aumentar os limites de estabilidade, permitindo que estes explorem melhor seus limites, a fim de responder ativamente e rapidamente com o próprio deslocamento do corpo aos desequilíbrios impostos pela condição dinâmica.

O aumento da TDF 200 influenciou em 17% do aumento do DAP durante o movimento de levantar, por outro lado, não foi encontrada relação do DAP com a TDF 50 ao levantar. A atividade de levantar-se de uma cadeira é comumente realizada durante a vida diária e uma das estratégias utilizadas para realizar tal atividade é a inclinação do tronco para frente, de maneira que o centro de massa fique dentro da base de suporte. Utilizar o impulso do corpo para frente antes de iniciar o levantar contribui para que haja um maior DAP, no entanto é necessária uma adequada produção de força dos membros inferiores para gerar o impulso e manter o centro de massa dentro da base de suporte, a fim de evitar

desequilíbrios (FUJIMOTO; CHOU, 2012). Dessa forma, explica-se a relação da produção de força rápida, também relacionada com a força máxima, com um maior DAP durante essa tarefa.

A análise de regressão mostrou que embora as alterações de equilíbrio tenham se relacionado mais com a TDF, essa relação sempre é menor quando a TDF é relacionada no modelo isolado, demonstrado pela queda no valor do R^2 . Dessa maneira, podemos verificar que outros fatores, como a idade, sexo, IMC e principalmente a presença da DP, contribuem para as alterações de funcionalidade e controle postural.

O fato de não termos encontrado relação entre a força e TDF de idosos com e sem DP com as alterações de função física e também com algumas variáveis durante o equilíbrio estático, e essa relação ter sido significativa apenas com a variável grupo (presença ou não da doença), demonstra que a presença da DP exerce papel fundamental sobre as alterações funcionais e de equilíbrio estático, sugerindo que outras características específicas da doença, que não foram relacionadas no presente estudo, possam estar influenciando tais alterações, como a bradicinesia, rigidez e alterações posturais. Estudo de Santos e colaboradores (2017) verificou o efeito dos treinos de equilíbrio e de força sobre o controle postural de indivíduos com DP, constatando que apenas o treino específico de equilíbrio foi capaz de gerar melhoras no controle postural, o que reforça a hipótese de que outros fatores influenciam no equilíbrio mais do que a força muscular.

O pico de força relacionou-se apenas com uma variável clínica medida no GDP (UPDRS), da mesma forma que a TDF 50 isoladamente também apresentou maior relação com as variáveis clínicas, como a relação com o tempo

de doença (36%) e o estágio da doença (24%), medida pela escala de Hoehn e Yahr, o que pode indicar que as variáveis preditoras se relacionam mais com as variáveis clínicas específicas do Parkinson. A relação do pico de força com a UPDRS nos mostra a capacidade do pico de força em predizer as alterações motoras da DP, uma vez que o sucesso nas tarefas propostas na escala UPDRS está também relacionado à capacidade de produção de força. Embora a escala motora da UPDRS seja um método muito utilizado, avaliar o pico de força pode nos proporcionar uma informação adicional para quantificar o comprometimento motor dos indivíduos com DP.

Como limitação do estudo, podemos citar o fato de não termos utilizado um instrumento de medida do nível de atividade física dos participantes. Além disso, outra possível limitação de nosso estudo pode ser o fato das avaliações terem sido realizadas em dias diferentes, podendo a variação da manifestação das alterações nos indivíduos com DP, que algumas vezes ocorrem de um dia para o outro, terem influenciado em nossos resultados, pois não foi aplicada nenhuma escala ou avaliação nos dois dias que pudessem afirmar que os mesmos apresentavam-se semelhantes no primeiro e segundo dia de avaliação.

CONCLUSÃO

Idosos com DP apresentam menor TDF 200, maior limitação na função física e equilíbrio estático, entretanto, em relação ao pico de força, TDF 50 e equilíbrio dinâmico, não houve diferença entre os grupos.

Durante o equilíbrio estático, houve uma relação positiva do DML com a TDF 50 e negativa com a TDF 200. Já durante o equilíbrio dinâmico, no levantar

houve uma relação positiva da TDF 200 com o DAP, enquanto no sentar, houve relações positivas da TDF 200 com a VM e A95, e da TDF 50 com o DML.

O pico de força relacionou-se negativamente com os comprometimentos motores da DP, enquanto o tempo de doença e estágio da doença relacionaram-se negativamente com a TDF 50.

Não houve relação do pico de força e TDF com a função física de idosos com e sem DP.

Agradecimentos

"O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001".

Agradecemos a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela aquisição de equipamento - processo nº 2011/07548-6.

Referências Gerais

- AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, n. 4, p. 1318–1326, 2002.
- ABBUD, G. A. C.; LI, K. Z. H.; DEMONT, R. G. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. **Gait and Posture**, v. 30, n. 2, p. 227–232, 2009.
- ALEXANDRE, T. S. et al. Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 5, p. 381–388, 2012.
- ALLEN, N. E. et al. Reduced muscle power is associated with slower walking velocity and falls in people with Parkinson's disease. **Parkinsonism and Related Disorders**, v. 16, n. 4, p. 261–264, 2010.
- ALSUBAIE, S. F. The Postural Stability Measures Most Related to Aging, Physical Performance, and Cognitive Function in Healthy Adults. **BioMed Research International**, v. 2020, p. 10–15, 2020.
- AZEGAMI, M. et al. Effects of multi-joint angle changes on EMG activity and force of lower extremity muscles during maximum isometric leg press exercises. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 19, n. 1, p. 65–72, 2007.
- BALESTRINO, R.; SCHAPIRA, A. H. V. Parkinson disease. **European Journal of Neurology**, v. 27, n. 1, p. 27–42, 2020.
- BENTO, P. C. B. et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 450–454, 2010.
- BLOEM, B. R. et al. Prospective assessment of falls in Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, v. 248, n. 11, p. 950–958, 1 nov. 2001.
- BOHLHALTER, S.; KAĞI, G. Parkinsonism: Heterogeneity of a common neurological syndrome. **Swiss Medical Weekly**, v. 141, n. NOVEMBER, p. 1–9, 2011.
- CANNING, C. G. et al. Walking capacity in mild to moderate Parkinson's disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 3, p. 371–375, 2006.
- CHRISTOFOLETTI, G. et al. Effectiveness of a physical therapy treatment on static and dynamic balance of subjects with Parkinson's disease [Portuguese].

Fisioterapia e Pesquisa, v. 17, n. 3, p. 259–263, 2010.

CLAEL, S. et al. Association of Strength and Physical Functions in People with Parkinson's Disease. **Neuroscience Journal**, v. 2018, p. 1–5, 2018.

CORCOS, D. M. et al. Strength in Parkinson's disease: Relationship to rate of force generation and clinical status. **Annals of Neurology**, v. 39, n. 1, p. 79–88, 1996.

CORCOS, D. M. et al. A two-year randomized controlled trial of progressive resistance exercise for Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 28, n. 9, p. 1230–1240, 2013.

CROZARA, L. F. et al. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 5, p. 1131–1138, 2013.

DAVID, F. J. et al. Progressive resistance exercise and Parkinson's disease: A review of potential mechanisms. **Parkinson's Disease**, v. 2012, 2012.

DE LAU, L. M.; BRETELER, M. M. Epidemiology of Parkinson's disease. **The Lancet Neurology**, v. 5, n. 6, p. 525–535, jun. 2006.

DONÁ, F. et al. Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. **Physiotherapy (United Kingdom)**, v. 102, n. 3, p. 272–279, 2016.

DU, X.; WANG, X.; GENG, M. Alzheimer's disease hypothesis and related therapies. **Translational Neurodegeneration**, v. 7, n. 1, p. 1–7, 2018.

EBERSBACH, G.; GUNKEL, M. Posturography reflects clinical imbalance in Parkinson's disease. **Movement Disorders**, v. 26, n. 2, p. 241–246, 2011.

ESPAY, A. J. et al. Impairments of speed and amplitude of movement in Parkinson's disease: A pilot study. **Movement Disorders**, v. 24, n. 7, p. 1001–1008, 2009.

FERNANDES, Â. et al. Influence of dual-task on sit-to-stand-to-sit postural control in Parkinson's disease. **Medical Engineering and Physics**, v. 37, n. 11, p. 1070–1075, 2015.

FUJIMOTO, M.; CHOU, L. S. Dynamic balance control during sit-to-stand movement: An examination with the center of mass acceleration. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 3, p. 543–548, 2012.

GAO, J. et al. Influence of Aging on the Dopaminergic Neurons in the Substantia Nigra Pars Compacta of Rats. **Current Aging Science**, v. 4, n. 1, p. 19–24, 2011.

GLENDINNING, D. S.; ENOKA, R. M. Motor unit behavior in Parkinson's disease. **Physical Therapy**, v. 74, n. 1, p. 61–70, 1994.

GOMES, M. M. et al. Impact of aging on balance and pattern of muscle activation in elderly women from different age groups. **International Journal of Gerontology**, v. 7, n. 2, p. 106–111, 2013.

HAHN, D. et al. Knee and ankle joint torque-angle relationships of multi-joint leg extension. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 11, p. 2059–2065, 2011.

HAMMOND, K. G. et al. Neuromuscular rate of force development deficit in Parkinson disease. **Clinical Biomechanics**, v. 45, p. 14–18, 2017.

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 of Applied Physiology**, v. 129, n. 4, p. 683–690, 2020.

HILLIARD, M. J. et al. Lateral Balance Factors Predict Future Falls in Community-Living Older Adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, n. 9, p. 1708–1713, 2008.

HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism : onset , progression , and mortality. v. 17, n. May, 1967.

HORAK, F. B.; NUTT, J. G.; NASHNER, L. M. Postural inflexibility in parkinsonian subjects. **Journal of the Neurological Sciences**, v. 111, n. 1, p. 46–58, 1992.

HUNG, Y. T. et al. The Effects of Task Prioritization on Dual-Tasking Postural Control in Patients With Parkinson Disease Who Have Different Postural Impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 101, n. 7, p. 1212–1219, 2020.

INKSTER, L. M. et al. Leg muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. **Movement Disorders**, v. 18, n. 2, p. 157–162, 2003.

KELLY, N. A. et al. Effects of aging and Parkinson's disease on motor unit remodeling: Influence of resistance exercise training. **Journal of Applied Physiology**, v. 124, n. 4, p. 888–898, 2018.

LABANDEIRA-GARCIA, J. L. et al. Aging, angiotensin system and dopaminergic degeneration in the substantia nigra. **Aging and Disease**, v. 2, n. 3, p. 257–274, 2011.

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Posture control,

aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods. **Neurophysiologie Clinique**, v. 38, n. 6, p. 411–421, 2008.

LAROCHE, D. P. et al. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 482–488, 2010.

LARSON, S. T.; WILBUR, J. Muscle weakness in adults: Evaluation and differential diagnosis. **American Family Physician**, v. 101, n. 2, p. 95–108, 2020.

LAUGHTON, C. A. et al. Aging, muscle activity, and balance control: Physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture**, v. 18, n. 2, p. 101–108, 2003.

LAZAROTTO, L. et al. Static and dynamic postural control: Comparison between community old adults and people with Parkinson's disease. **Physiotherapy Research International**, v. 25, n. 3, 2020.

LIMA, L. O.; SCIANNI, A.; RODRIGUES-DE-PAULA, F. Progressive resistance exercise improves strength and physical performance in people with mild to moderate Parkinson's disease: A systematic review. **Journal of Physiotherapy**, v. 59, n. 1, p. 7–13, 2013.

LOPES, P. B. et al. Strength and Power Training Effects on Lower Limb Force, Functional Capacity, and Static and Dynamic Balance in Older Female Adults. **Rejuvenation Research**, v. 19, n. 5, p. 385–393, out. 2016.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 6, p. 1091–1116, 2016.

MARCHESI, G. et al. Giorgia Marchesi, Maura Casadio, Giulia Ballardini, Alice De Luca, Valentina Squeri, Francesco Vallone, Claudia Giorgini, Paola Crea, Alberto Pilotto, Carlo Sanfilippo, Jody Saglia, Andrea Canessa. p. 1–7, 2019.

MATSON, T.; SCHINKEL-IVY, A. How does balance during functional tasks change across older adulthood? **Gait and Posture**, v. 75, n. March 2019, p. 34–39, 2020.

MILLER, R. A. et al. Components of EMG symmetry and variability in parkinsonian and healthy elderly gait. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control**, v. 101, n. 1, p. 1–7, 1996.

MORCELLI, M. H. et al. Discriminatory Ability of Lower-Extremity Peak Torque

and Rate of Torque Development in the Identification of Older Women With Slow Gait Speed. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 34, n. 4, p. 270–277, 1 ago. 2018.

MORLEY, J. E. Frailty and sarcopenia in elderly. **Wiener Klinische Wochenschrift**, v. 128, p. 439–445, 2016.

NALLEGOWDA, M. et al. Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait, and posture in Parkinson's disease: A pilot study. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 12, p. 898–908, 2004.

NOVAES, R. D. et al. Velocidade usual da marcha em brasileiros de meia idade e idosos Usual gait speed assessment in middle-aged and elderly Brazilian subjects. **Rev Bras Fisioter**, v. 1515, n. 22, p. 117–22117, 2011.

PEÑAILILLO, L. et al. Rate of force development as a measure of muscle damage. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 3, p. 417–427, 2015.

PEREIRA, V. A. I. et al. Muscle fatigue does not change the effects on lower limbs strength caused by aging and Parkinson's disease. **Aging and Disease**, v. 9, n. 6, p. 988–998, 2018.

PETERSON, D. S.; HORAK, F. B. Neural control of walking in people with parkinsonism. **Physiology**, v. 31, n. 2, p. 95–107, 2016.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. **The timed Up & Go.pdf** **Journal by the American Geriatrics Society**, 1991. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1991946/>>

POEWE, W. et al. Parkinson disease. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 3, p. 1–21, 2017.

REICH, S. G.; SAVITT, J. M. Parkinson's Disease. **Medical Clinics of North America**, v. 103, n. 2, p. 337–350, 2019.

RODRÍGUEZ-BLÁZQUEZ, C. et al. Estimating the direct and indirect costs associated with Parkinsons disease. **Expert Review of Pharmacoeconomics and Outcomes Research**, v. 15, n. 6, p. 889–911, 2015.

RODRÍGUEZ-ROSELL, D. et al. Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 38, n. 5, p. 743–762, 2018.

ROSE, M. H. et al. Tremor irregularity, torque steadiness and rate of force

development in parkinson's disease. **Motor Control**, v. 17, n. 2, p. 203–216, 2013.

SAMUEL, D.; ROWE, P. J. Effect of ageing on isometric strength through joint range at knee and hip joints in three age groups of older adults. **Gerontology**, v. 55, n. 6, p. 621–629, 2009.

SANTOS, S. M. et al. Balance versus resistance training on postural control in patients with Parkinson's disease: A randomized controlled trial. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 53, n. 2, p. 173–183, 2017.

STASINAKI, A.-N. et al. Rate of Force Development and Muscle Architecture after Fast and Slow Velocity Eccentric Training. **Sports**, v. 7, n. 2, p. 41, 2019.

STEVENS-LAPSLEY, J.; KLUGER, B. M.; SCHENKMAN, M. Quadriceps muscle weakness, activation deficits, and fatigue with parkinson Disease. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 5, p. 533–541, 2012.

VAILLANCOURT, D. E. et al. Subthalamic nucleus and internal globus pallidus scale with the rate of change of force production in humans. **NeuroImage**, v. 23, n. 1, p. 175–186, 2004.

VALLS-SOLÉ, J. et al. Abnormal facilitation of the response to transcranial magnetic stimulation in patients with parkinson's disease. **Neurology**, v. 44, n. 4, p. 735–741, 1994.

VIEIRA DE MORAES FILHO, A. et al. Progressive resistance training improves bradykinesia, motor symptoms and functional performance in patients with parkinson's disease. **Clinical Interventions in Aging**, v. 15, p. 87–95, 2020.

WICHMANN, T.; DELONG, M. R. Section 1 Scientific foundation to Parkinson ' s disease and related disorders. **Handbook of Clinical Neurology**, v. 83, n. 3, p. 3–18, 2007.

ANEXO I – ESCALA DE HOEHN E YAHR MODIFICADA

Quadro 1 Estágios da DP segundo a Escala de Hoehn e Yahr (modificada)

ESTÁGIO 0	Nenhum sinal da doença
ESTÁGIO 1	Doença unilateral
ESTÁGIO 1,5	Envolvimento unilateral e axial
ESTÁGIO 2	Doença bilateral sem déficit de equilíbrio
ESTÁGIO 2,5	Doença bilateral leve, com recuperação no “teste do empurrão”
ESTÁGIO 3	Doença bilateral leve a moderada; alguma instabilidade postural; capacidade para viver independente
ESTÁGIO 4	Incapacidade grave, ainda capaz de caminhar ou permanecer de pé sem ajuda
ESTÁGIO 5	Confinado à cama ou cadeira de rodas a não ser que receba ajuda.

Fonte: Shenkman ML *et al* 2001

ANEXO II – PARECER DE APROVAÇÃO DO CEP



UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Correlação entre a força e a taxa de desenvolvimento de força de membros inferiores com a funcionalidade e equilíbrio de idosos com doença de Parkinson

Pesquisador: Patrícia de Aguiar Yamada

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 85160018.6.0000.5406

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.564.174

Apresentação do Projeto:

Projeto apresentado de forma adequada, com tema relacionado a influência da força e da taxa de desenvolvimento de força dos músculos extensores de quadril e joelho na funcionalidade e equilíbrio de idosos com doença de Parkinson. Participarão do estudo indivíduos idosos sem e com doença de Parkinson, os quais serão divididos em grupo controle e grupo de idosos com doença de Parkinson. Será realizada avaliação da funcionalidade e equilíbrio dos participantes através da aplicação das escalas Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) e Escala de Equilíbrio de Berg; teste de apoio unipodal e teste de sentar e levantar, ambos sobre uma plataforma de força. Em seguida, será realizada avaliação da função muscular de membros inferiores, através de uma célula de carga acoplada a um leg press, sendo analisadas a força de contração isométrica e a taxa de desenvolvimento de força.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo do estudo será avaliar a influência da força e da taxa de desenvolvimento de força dos músculos extensores de quadril e joelho na funcionalidade e no equilíbrio de idosos com doença de Parkinson

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há riscos previstos para os sujeitos da pesquisa. Os benefícios serão indiretos, pois os dados do estudo podem auxiliar na escolha do melhor método de tratamento para essa população.

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP

Município: MARILIA

Telefone: (14)3402-1346

CEP: 17.525-900

E-mail: cep@marilia.unesp.br



UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 2.564.174

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa bem estruturada e com tema relevante para a área.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos e termos obrigatórios estão apresentados de forma adequada.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Favorável a aprovação

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP da FFC da UNESP de MARÍLIA, em reunião ordinária de 21/03/2018 após acatar o parecer do membro relator previamente aprovado para o presente estudo e atendendo a todos os dispositivos das resoluções 466/2012, 510/2016 e complementares, bem como ter aprovado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido como também todos os anexos incluídos na pesquisa, resolve APROVAR o projeto de pesquisa Correlação entre a força e a taxa de desenvolvimento de força de membros inferiores com a funcionalidade e equilíbrio de idosos com doença de Parkinson

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1088116.pdf	07/03/2018 14:02:18		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_CEP.docx	07/03/2018 14:00:23	Patrícia de Aguiar Yamada	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoDoc_Patricia.docx	07/03/2018 13:59:44	Patrícia de Aguiar Yamada	Aceito
Cronograma	Cronograma_CEP.docx	07/03/2018 13:58:30	Patrícia de Aguiar Yamada	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	07/03/2018 13:57:40	Patrícia de Aguiar Yamada	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP

Município: MARILIA

Telefone: (14)3402-1346

CEP: 17.525-900

E-mail: cep@marilia.unesp.br



UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 2.564.174

MARILIA, 26 de Março de 2018

Assinado por:
SIMONE APARECIDA CAPELLINI
(Coordenador)

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP

Município: MARILIA

CEP: 17.525-900

Telefone: (14)3402-1348

E-mail: cep@marilia.unesp.br

ANEXO III – MINI EXAME DO ESTADO MENTAL

Mini Mental State Examination (MMSE)

1. Orientação (1 ponto por cada resposta correcta)

Em que ano estamos? _____
 Em que mês estamos? _____
 Em que dia do mês estamos? _____
 Em que dia da semana estamos? _____
 Em que estação do ano estamos? _____

Nota: _____

Em que país estamos? _____
 Em que distrito vive? _____
 Em que terra vive? _____
 Em que casa estamos? _____
 Em que andar estamos? _____

Nota: _____

2. Retenção (contar 1 ponto por cada palavra correctamente repetida)

"Vou dizer três palavras; queria que as repetisse, mas só depois de eu as dizer todas; procure ficar a sabê-las de cor".

Pêra _____
 Gato _____
 Bola _____

Nota: _____

3. Atenção e Cálculo (1 ponto por cada resposta correcta. Se der uma errada mas depois continuar a subtrair bem, consideram-se as seguintes como correctas. Parar ao fim de 5 respostas)

"Agora peço-lhe que me diga quantos são 30 menos 3 e depois ao número encontrado volta a tirar 3 e repete assim até eu lhe dizer para parar".

27_ 24_ 21_ 18_ 15_

Nota: _____

4. Evocação (1 ponto por cada resposta correcta.)

"Veja se consegue dizer as três palavras que pedi há pouco para decorar".

Pêra _____
 Gato _____
 Bola _____

Nota: _____

5. Linguagem (1 ponto por cada resposta correcta)

a. "Como se chama isto? Mostrar os objectos:

Relógio _____
 Lápis _____

Nota: _____

b. "Repita a frase que eu vou dizer: O RATO ROEU A ROLHA"

Nota: _____

c. "Quando eu lhe der esta folha de papel, pegue nela com a mão direita, dobre-a ao meio e ponha sobre a mesa"; dar a folha segurando com as duas mãos.

Pega com a mão direita _____

Dobra ao meio _____

Coloca onde deve _____

Nota: _____

d. "Leia o que está neste cartão e faça o que lá diz". Mostrar um cartão com a frase bem legível, "FECHE OS OLHOS"; sendo analfabeto lê-se a frase.

Fechou os olhos _____

Nota: _____

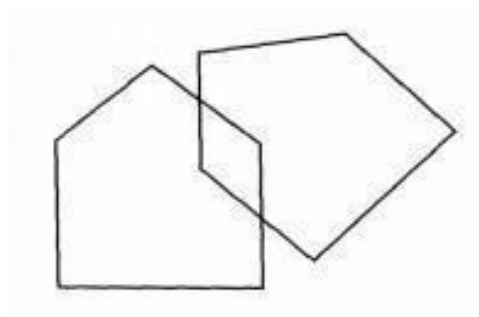
e. "Escreva uma frase inteira aqui". Deve ter sujeito e verbo e fazer sentido; os erros gramaticais não prejudicam a pontuação.

Frase: _____

Nota: _____

6. Habilidade Construtiva (1 ponto pela cópia correcta.)

Deve copiar um desenho. Dois pentágonos parcialmente sobrepostos; cada um deve ficar com 5 lados, dois dos quais intersectados. Não valorizar tremor ou rotação.



Cópia: _____

Nota: _____

TOTAL(Máximo 30 pontos): _____

ANEXO IV

UPDRS – UNIFIED PARKINSON'S DISEASE RATING SCALE (PARTE III)

Unified Parkinson's Disease Rating Scale		PD workbook <small>THE WENJING CLINICIANS' GUIDE TO PARKINSON'S DISEASE</small>
III. Motor Examination		
18. Speech		
0 = Normal.		
1 = Slight loss of expression, diction and/or volume.		
2 = Monotone, slurred but understandable; moderately impaired.		
3 = Marked impairment, difficult to understand.		
4 = Unintelligible.		
19. Facial Expression		
0 = Normal.		
1 = Minimal hypomimia, could be normal "Poker Face."		
2 = Slight but definitely abnormal diminution of facial expression		
3 = Moderate hypomimia; lips parted some of the time.		
4 = Masked or fixed facies with severe or complete loss of facial expression; lips parted $\frac{1}{4}$ inch or more.		
20. Tremor at Rest (head, upper and lower extremities)		
0 = Absent.		
1 = Slight and infrequently present.		
2 = Mild in amplitude and persistent. Or moderate in amplitude, but only intermittently present.		
3 = Moderate in amplitude and present most of the time.		
4 = Marked in amplitude and present most of the time.		
21. Action or Postural Tremor of Hands		
0 = Absent.		
1 = Slight; present with action.		
2 = Moderate in amplitude, present with action.		
3 = Moderate in amplitude with posture holding as well as action.		
4 = Marked in amplitude; interferes with feeding.		
22. Rigidity (Judged on passive movement of major joints with patient relaxed in sitting position. Cogwheeling to be ignored.)		
0 = Absent.		
1 = Slight or detectable only when activated by mirror or other movements.		
2 = Mild to moderate.		
3 = Marked, but full range of motion easily achieved.		
4 = Severe, range of motion achieved with difficulty.		
23. Finger Taps (Patient taps thumb with index finger in rapid succession.)		
0 = Normal.		
1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.		
2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.		
3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.		
4 = Can barely perform the task.		
24. Hand Movements (Patient opens and closes hands in rapid succession.)		
0 = Normal.		
1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.		
2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.		
3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.		
4 = Can barely perform the task.		
25. Rapid Alternating Movements of Hands (Pronation-supination movements of hands, vertically and horizontally, with as large an amplitude as possible, both hands simultaneously.)		
0 = Normal.		
1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.		
2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.		
3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.		
4 = Can barely perform the task.		

Unified Parkinson's Disease Rating Scale



26. Leg Agility (Patient taps heel on the ground in rapid succession picking up entire leg. Amplitude should be at least 3 inches.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

27. Arising from Chair (Patient attempts to rise from a straightbacked chair, with arms folded across chest.)

- 0 = Normal.
- 1 = Slow; or may need more than one attempt.
- 2 = Pushes self up from arms of seat.
- 3 = Tends to fall back and may have to try more than one time, but can get up without help.
- 4 = Unable to arise without help.

28. Posture

- 0 = Normal erect.
- 1 = Not quite erect, slightly stooped posture; could be normal for older person.
- 2 = Moderately stooped posture, definitely abnormal; can be slightly leaning to one side.
- 3 = Severely stooped posture with kyphosis; can be moderately leaning to one side.
- 4 = Marked flexion with extreme abnormality of posture.

29. Gait

- 0 = Normal.
- 1 = Walks slowly, may shuffle with short steps, but no festination (hastening steps) or propulsion.
- 2 = Walks with difficulty, but requires little or no assistance; may have some festination, short steps, or propulsion.
- 3 = Severe disturbance of gait, requiring assistance.
- 4 = Cannot walk at all, even with assistance.

30. Postural Stability (Response to sudden, strong posterior displacement produced by pull on shoulders while patient erect with eyes open and feet slightly apart. Patient is prepared.)

- 0 = Normal.
- 1 = Retropulsion, but recovers unaided.
- 2 = Absence of postural response; would fall if not caught by examiner.
- 3 = Very unstable, tends to lose balance spontaneously.
- 4 = Unable to stand without assistance.

31. Body Bradykinesia and Hypokinesia (Combining slowness, hesitancy, decreased arm swing, small amplitude, and poverty of movement in general.)

- 0 = None.
- 1 = Minimal slowness, giving movement a deliberate character; could be normal for some persons. Possibly reduced amplitude.
- 2 = Mild degree of slowness and poverty of movement which is definitely abnormal. Alternatively, some reduced amplitude.
- 3 = Moderate slowness, poverty or small amplitude of movement.
- 4 = Marked slowness, poverty or small amplitude of movement.

ANEXO V

SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY (SPPB)

VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY SPPB

Todos os testes devem ser realizados na ordem em que são apresentados neste protocolo. As instruções para o avaliador e para o paciente estão separadas nos quadros abaixo. As instruções aos pacientes devem ser dadas exatamente como estão descritas neste protocolo.

1. TESTES DE EQUILÍBRIO



A. POSIÇÃO EM PÉ COM OS PÉS JUNTOS

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
O paciente deve conseguir ficar em pé sem utilizar bengala ou andador. Ele pode ser ajudado a levantar-se para ficar na posição.	<p>a) Agora vamos começar a avaliação.</p> <p>b) Eu gostaria que o(a) Sr(a). tentasse realizar vários movimentos com o corpo.</p> <p>c) Primeiro eu demonstro e explico como fazer cada movimento.</p> <p>d) Depois o(a) Sr(a). tenta fazer o mesmo.</p> <p>e) Se o(a) Sr(a). não puder fazer algum movimento, ou sentir-se inseguro para realizá-lo, avise-me e passaremos para o próximo teste.</p> <p>f) Vamos deixar bem claro que o(a) Sr(a). não tentará fazer qualquer movimento se não se sentir seguro.</p> <p>g) O(a) Sr(a). tem alguma pergunta antes de começarmos?</p>

	Agora eu vou mostrar o 1º movimento. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Agora, fique em pé, com os pés juntos, um encostado no outro, por 10 segundos.</p> <p>b) Pode usar os braços, dobrar os joelhos ou balançar o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>c) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo/la a ficar em pé com os pés juntos.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver com os pés juntos, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, se foi necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou"
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o teste de velocidade de marcha.	
A. PONTUAÇÃO	<p>Manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Não manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Não tentou <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1</p> <p>Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____ segundos.</p>

B. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ PARCIALMENTE À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 2º movimento. Depois o(a) Sr(a). Fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés um pouco mais à frente do outro pé, até ficar com o calcanhar de um pé encostado ao lado do dedão do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar tanto um pé quanto o outro na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) O(a) Sr(a). pode usar os braços, dobrar os joelhos ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(la) a ficar em pé com um pé parcialmente à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição, com o pé parcialmente à frente, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a) ?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou".
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o Teste de velocidade de marcha.	

B. PONTUAÇÃO

- Manteve por 10 segundos 1 ponto
 Não manteve por 10 segundos 0 ponto
 Não tentou 0 ponto

Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1
 Tempo de execução quando for menor que 10 seg: _____.____ segundos.

C. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 3º movimento. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés totalmente à frente do outro até ficar com o calcanhar deste pé encostado nos dedos do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar qualquer um dos pés na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) Pode usar os braços, dobrar os joelhos, ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu avisar quando parar.</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(la) a ficar na posição em pé com um pé à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição com os pés um na frente do outro, pergunte:	"O(a) Sr(a). Está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (Disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o participante sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	" Pronto, acabou".
C. PONTUAÇÃO	<p>Manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 2 ponto</p> <p>Manteve por 3 a 9,99 segundos <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Manteve por menos de 3 segundos <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Não tentou <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1</p> <p>Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____ segundos.</p>

2. TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA



(Podem ser utilizados 3 ou 4 metros)

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: fita crepe ou fita adesiva, espaço de 3 ou 4 metros, fita métrica ou trena e cronômetro.	Agora eu vou observar o(a) Sr(a). andando normalmente. Se precisar de bengala ou andador para caminhar, pode utilizá-los.
A. Primeira Tentativa	
1. Demonstre a caminhada para o paciente.	Eu caminharei primeiro e só depois o(a) Sr(a). irá caminhar da marca inicial até ultrapassar completamente a marca final, no seu passo de costume , como se estivesse andando na rua para ir a uma loja.
2. Posicione o paciente em pé com a ponta dos pés tocando a marca inicial.	a) Caminhe até ultrapassar completamente a marca final e depois pare. b) Eu andarei com o(a) Sr(a). sente-se seguro para fazer isto?
3. Dispare o cronômetro assim que o paciente tirar o pé do chão. 4. Caminhe ao lado e logo atrás do participante.	a) Quando eu disser "Já", o(a) Sr(a). começa a andar. b) "Entendeu?" Assim que o paciente disser que sim, diga: "Então, preparar, já!"
5. Quando um dos pés do paciente ultrapassar completamente a marca final pare de marcar o tempo.	
<p style="text-align: center;">Tempo da Primeira Tentativa</p> <p>A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____ . ____ segundos.</p> <p>B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <p>1) Tentou, mas não conseguiu.</p> <p>2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa.</p> <p>3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro.</p> <p>4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.</p> <p>5) O paciente não conseguiu entender as instruções.</p> <p>6) Outros (Especifique) _____</p> <p>7) O paciente recusou participação.</p> <p>C. Apoios para a primeira caminhada:</p> <p>Nenhum <input type="checkbox"/> Bengala <input type="checkbox"/> Outro <input type="checkbox"/></p> <p>D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue:</p> <p><input type="checkbox"/> 0 ponto e prossiga para o Teste de levantar da cadeira.</p>	

PONTUAÇÃO DO TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA

Extensão do teste de marcha: Quatro metros ou Três metros

Qual foi o tempo mais rápido dentre as duas caminhadas?

Marque o menor dos dois tempos: _____ segundos e **utilize para pontuar**.

[Se somente uma caminhada foi realizada, marque esse tempo] _____ segundos

Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada: **0 ponto**

Pontuação para a caminhada de 3 metros:

- Se o tempo for maior que 6,52 segundos: 1 ponto
 Se o tempo for de 4,66 a 6,52 segundos: 2 pontos
 Se o tempo for de 3,62 a 4,65 segundos: 3 pontos
 Se o tempo for menor que 3,62 segundos: 4 pontos

Pontuação para a caminhada de 4 metros:

- Se o tempo for maior que 8,70 segundos: 1 ponto
 Se o tempo for de 6,21 a 8,70 segundos: 2 pontos
 Se o tempo for de 4,82 a 6,20 segundos: 3 pontos
 Se o tempo for menor que 4,82 segundos: 4 pontos

3. TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA



Posição inicial



Posição final

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: cadeira com encosto reto, sem apoio lateral, com aproximadamente 45 cm de altura, e cronômetro. A cadeira deve estar encostada à parede ou estabilizada de alguma forma para impedir que se mova durante o teste.	
PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ	
1. Certifique-se de que o participante esteja sentado ocupando a maior parte do assento, mas com os pés bem apoiados no chão. Não precisa necessariamente encostar a coluna no encosto da cadeira, isso vai depender da altura do paciente.	Vamos fazer o último teste. Ele mede a força de suas pernas. O(a) Sr(a). se sente seguro(a) para levantar-se da cadeira sem ajuda dos braços?
2. Demonstre e explique os procedimentos	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo. a) Primeiro, cruze os braços sobre o peito e sente-se com os pés apoiados no chão. b) Depois levante-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito e sem tirar os pés do chão.
3. Anote o resultado.	Agora, por favor, levante-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito.
4. Se o paciente não conseguir levantar-se sem usar os braços, não realize o teste, apenas diga: "Tudo bem, este é o fim dos testes".	
5. Finalize e registre o resultado e prossiga para a pontuação completa da SPPB.	

TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES	
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora o(a) Sr(a). se sente seguro para levantar-se da cadeira completamente cinco vezes, com os pés bem apoiados no chão e sem usar os braços?
1. Demonstre e explique os procedimentos.	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo. a) Por favor, levante-se completamente e mais rápido possível cinco vezes seguidas, sem parar entre as repetições. b) Cada vez que se levantar, sente-se e levante-se novamente, mantendo os braços cruzados sobre o peito. c) Eu vou marcar o tempo com um cronômetro.
2. Quando o paciente estiver sentado, adequadamente, como descrito anteriormente, avise que vai disparar o cronômetro, dizendo:	"Preparar, já!"
3. Conte em voz alta cada vez que o paciente se levantar, até a quinta vez. 4. Pare se o paciente ficar cansado ou com a respiração ofegante durante o teste. 5. Pare o cronômetro quando o paciente levantar-se completamente pela quinta vez. 6. Também pare: . Se o paciente usar os braços . Após um minuto, se o paciente não completar o teste. . Quando achar que é necessário para a segurança do paciente. 7. Se o paciente parar e parecer cansado antes de completar os cinco movimentos, pergunte-lhe se ele pode continuar. 8. Se o paciente disser "Sim", continue marcando o tempo. Se o participante disser "Não", pare e zere o cronômetro.	
<p>RESULTADO DO TESTE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES</p> <p>A. Levantou-se as cinco vezes com segurança: Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/></p> <p>B. Levantou-se as 5 vezes com êxito, registre o tempo: ____ seg.</p> <p>C. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <p>1) Tentou, mas não conseguiu 2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro 5) O paciente não conseguiu entender as instruções 6) Outros (Especifique) _____</p>	
<p>PONTUAÇÃO DO TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA</p> <p>O participante não conseguiu levantar-se as 5 vezes ou completou o teste em tempo maior que 60 seg: <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for de 16,70 segundos ou mais: <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for de 13,70 a 16,69 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,20 a 13,69 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,19 segundos ou menos: <input type="checkbox"/> 4 pontos</p>	

APÊNDICE I - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Estamos realizando uma pesquisa no Centro de Estudos da Educação e da Saúde da Faculdade de Filosofia e Ciências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, intitulada “**Relação da força e da taxa de desenvolvimento de força de membros inferiores com a funcionalidade e equilíbrio de idosos com e sem doença de Parkinson**” e gostaríamos que participasse da mesma. O objetivo desta é verificar a relação da força e da taxa de desenvolvimento de força de membros inferiores com a funcionalidade e equilíbrio de idosos com e sem doença de Parkinson. Participar desta pesquisa é uma opção e no caso de não aceitar participar ou desistir em qualquer fase da pesquisa fica assegurado que não haverá perda de qualquer benefício no tratamento que estiver fazendo nesta universidade.

Caso aceite participar deste projeto de pesquisa gostaríamos que soubessem que:

- A) Será realizada uma avaliação em dois dias, sendo que no primeiro será avaliada a funcionalidade, através dos testes SPPB, TUG, Teste de velocidade de marcha de 10 metros e UPDRS; controle postural na plataforma de força com os pés paralelos e, em seguida, realizando os movimentos de levantar e sentar. Ao término do primeiro dia será realizada a familiarização com o teste de força muscular em um leg press com o mesmo protocolo da avaliação. No segundo dia será realizada a avaliação da força muscular de extensores de quadril e joelho no leg press horizontal.
- B) Caso haja necessidade de continuidade de seu atendimento após o término deste projeto, haverá o devido encaminhamento para os setores específicos desta unidade.

Eu, _____ portador do RG _____ aceito participar da pesquisa intitulada “Relação da força e da taxa de desenvolvimento de força de membros inferiores com a funcionalidade e equilíbrio de idosos com e sem doença de Parkinson” a ser realizada no Centro de Estudos da Educação e da Saúde da Faculdade de Filosofia e Ciências. Declaro ter recebido as devidas explicações sobre a referida pesquisa e concordo que minha desistência poderá ocorrer em qualquer momento sem que ocorram quaisquer prejuízos físicos, mentais ou no acompanhamento deste serviço. Declaro ainda estar ciente de que a participação é voluntária e que fui devidamente esclarecido (a) quanto aos objetivos e procedimentos desta pesquisa

Certos de poder contar com sua autorização, colocamo-nos à disposição para esclarecimentos, através do telefone (14) 98134-0071 falar com Patrícia de A. Yamada ou Flávia R. Faganello Navega.

Orientadora responsável pela pesquisa: Prof^a Dr^a Flávia Roberta Faganello Navega (Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional)

Fisioterapeuta, doutoranda: Patrícia de Aguiar Yamada

Aceito,

Data: ____/____/____

(Nome do participante)

(Nome do pesquisador)