



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

CAIO TONUS RIBEIRO

**VALIDAÇÃO DE UMA ÓRTESE DE PUNHO INSTRUMENTADA PARA AVALIAÇÃO
DA RIGIDEZ EM PESSOAS COM A DOENÇA DE PARKINSON**

Uberlândia

2023

CAIO TONUS RIBEIRO

**VALIDAÇÃO DE UMA ÓRTESE DE PUNHO INSTRUMENTADA PARA AVALIAÇÃO
DA RIGIDEZ EM PESSOAS COM A DOENÇA DE PARKINSON**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Linha de pesquisa: Engenharia Clínica, Desenvolvimento e Avaliação de Tecnologias em Saúde

Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira.

Uberlândia

2023

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

R484
2023 Ribeiro, Caio Tonus, 1993-
VALIDAÇÃO DE UMA ÓRTESE DE PUNHO INSTRUMENTADA PARA
AVALIAÇÃO DA RIGIDEZ EM PESSOAS COM A DOENÇA DE
PARKINSON [recurso eletrônico] / Caio Tonus Ribeiro. -
2023.

Orientador: Adriano Alves Pereira.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2023.455>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica. I. Pereira, Adriano Alves ,
1964-, (Orient.). II. Universidade Federal de
Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III.
Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 100, PPGEB				
Data:	trinta e um de julho de dois mil e vinte e três	Hora de início:	08:00	Hora de encerramento:	10:40
Matrícula do Discente:	12122EBI002				
Nome do Discente:	Caio Tonus Ribeiro				
Título do Trabalho:	Validação de uma órtese de punho instrumentada para avaliação da rigidez em pessoas com a Doença de Parkinson.				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia Clínica, Desenvolvimento e Avaliação de Tecnologias em Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Caracterização da rigidez em pessoas com a doença de Parkinson por meio de uma órtese de punho				

Reuniu-se via web conferência pela plataforma Meet em conformidade com a RESOLUÇÃO CONPEP Nº 17, DE 09 DE JUNHO DE 2022, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Wellington Maycon Santos Bernardes - FEELT/UFU; Ana Paula Sousa Paixão Barroso da Silva - UNIFIMES/Mineiros e Adriano Alves Pereira - PPGEB/UFU, orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr. Adriano Alves Pereira, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o candidato:

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2023, às 10:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Wellington Maycon Santos Bernardes, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2023, às 10:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Paula Sousa Paixão Barroso da Silva, Usuário Externo**, em 31/07/2023, às 10:56, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **4688791** e o código CRC **CB9BC5D6**.

À minha família, que sempre esteve ao meu lado e me encorajou em toda minha jornada, à minha noiva Mariana e ao meu filho Miguel. Vocês foram imprescindíveis para que este trabalho fosse concluído.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a toda minha família, que sempre me deu forças quando precisei, me acalmando em momentos de ansiedade e me ajudando a ver que as coisas não estavam tão preocupantes assim. Aos meus pais, Mirna e Marlon, que me deram todas as condições de chegar até onde estou hoje, sem vocês, nada disso seria possível.

Agradeço a minha companheira, Mariana, e ao meu filho, Miguel, que me davam motivos diários para sorrir e seguir em frente, para sempre buscar ser um homem, um companheiro e um pai melhor. Obrigado por estarem do meu lado, especialmente nos momentos de dificuldade, sendo a melhor família que eu poderia ter.

Agradeço a meus avós Juvenal (*in memoriam*) e Neusa, por terem cuidado de mim em boa parte de minha vida, sempre me incentivando a ser um homem melhor. Agradeço também à minha avó Gorete por sempre torcer para que eu atingisse meus objetivos.

Gostaria de agradecer aos meus professores, que sempre se dispuseram a me ajudar, mesmo durante todas as correrias de fim de semestre, especialmente aos professores Adriano Alves, meu orientador, Adriano Andrade, Alcimar Barbosa, Selma Terezinha e Sérgio Ricardo, que não dispensaram esforços ao me dar dicas e orientações para que meu trabalho fosse concluído.

Agradeço a meus amigos, que estiveram ao meu lado e me apoiaram nessa jornada, em especial ao meu amigo Daniel Hilário, que foi de suma importância para a confecção desse trabalho e dos artigos desenvolvidos no decorrer do meu mestrado.

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

RESUMO

Introdução e Revisão Bibliográfica: A Doença de Parkinson (DP) é uma patologia neurológica que impacta a mobilidade, afetando milhões de pessoas. Ela apresenta sinais e sintomas não-motores e motores, sendo os quatro sinais e sintomas cardinais o tremor, a bradicinesia, a instabilidade postural e a rigidez, sendo este o foco deste trabalho. O diagnóstico é feito via análise clínica caso o paciente apresente ao menos dois desses sinais e sintomas, tendo como padrão ouro a *Movement Disorder Society – Unified Parkinson’s Disease Rating Scale* (MDS-UPDRS), um método subjetivo. Processos fisioterapêuticos têm mostrado validade no tratamento dos sinais e sintomas da DP, podendo empregar tecnologias robóticas. Destacam-se, entre elas, unidades de medição inercial, elastografias, miotonometrias e servomotores. O presente trabalho busca validar o uso de uma órtese para auxiliar na quantificação objetiva da rigidez em pacientes com DP por meio de dados de força, corrente e deslocamento angular obtidos por meio de um motor linear, dessa forma podendo auxiliar no campo da fisioterapia, especialmente no que diz respeito ao tratamento e ao monitoramento da patologia. **Metodologia:** A órtese utilizada foi desenvolvida no Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS) e é composta eletronicamente pelo motor linear LM 2070-080-11 e o microcontrolador MCLM 3006 S RS (Faulhaber, Alemanha). Buscou-se validar a corrente consumida pelo atuador, a força realizada por ele e o deslocamento angular causado no punho, sendo utilizados os *softwares* Faulhaber Motion Manager (que fornece a corrente consumida pelo motor e o deslocamento da haste) e RStudio. O fabricante fornece uma constante de força no *datasheet* do atuador, entretanto, era necessário verificar se tal constante era válida. Para calibrar a força exercida pelo atuador, foi proposto um experimento que fazia uso de diversas massas, presas ao atuador por uma polia. Dessa forma, foi possível calcular a força peso referente a cada massa e comparar com a força estimada com base na corrente consumida pelo motor, criando uma curva de calibração entre a força real e a força estimada, assim como o cálculo de uma nova constante de força. Para a calibração do deslocamento angular do punho, foi utilizado o goniômetro GP_10 e o *software* Myosystem-Br1. Foram estabelecidos dois protocolos: o primeiro deslocou a haste de 1000 em 1000 incrementos, sendo medido o deslocamento angular referente a cada posição da haste; o segundo protocolo deslocou a haste entre suas posições mínima e máxima, captando, concomitantemente, dados do goniômetro. Assim, foi feita uma curva de calibração com base nos valores de deslocamento da haste e os valores do goniômetro. **Resultados:** Referente à calibração da força exercida, a constante de força calculada foi 14,28 N/A, 18,49% maior que a fornecida pelo fabricante (11,64 N/A), com coeficiente de correlação de Pearson de 0,9997189. A massa mínima detectada pelo atuador foi 39,07 gramas e a máxima que ele suportou sem ceder, 812,64 gramas. Quanto ao deslocamento angular, ambas as metodologias apresentaram linearidade entre as variáveis analisadas, com coeficientes de Pearson de 0,9995091 e 0,995259, respectivamente, com variações entre os parâmetros das curvas de calibração, reforçando a validade de ambos os métodos. **Conclusão:** As métricas estatísticas obtidas nas metodologias propostas reforçam a validade dos modelos propostos, mesmo que eventuais ajustes ou aprimoramentos sejam necessários, sendo de relevante auxílio para a área fisioterapêutica.

Palavras-chave: Doença de Parkinson; órtese; quantificação objetiva; rigidez; fisioterapia.

ABSTRACT

Introduction and Literature Review: Parkinson's Disease (PD) is a neurological condition that impacts mobility, affecting millions of people. It presents both motor and non-motor signs and symptoms, with the four cardinal features being tremor, bradykinesia, postural instability, and rigidity, which is the focus of this study. Diagnosis is made through clinical analysis if the patient exhibits at least two of these signs and symptoms, with the Movement Disorder Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS) serving as the gold standard, albeit a subjective method. Physiotherapeutic processes have shown validity in treating PD symptoms, often employing robotic technologies. Notable among these are inertial measurement units, elastography, myotonometry, and servo motors. This present work aims to validate the use of an orthosis to assist in the objective quantification of rigidity in PD patients using force, current, and angular displacement data obtained from a linear motor, thus potentially aiding the field of physiotherapy, particularly in the context of treatment and monitoring of the pathology. **Methodology:** The orthosis used was developed at the Center for Innovation and Technological Evaluation in Health (NIATS) and is electronically composed of the linear motor LM 2070-080-11 and the microcontroller MCLM 3006 S RS (Faulhaber, Germany). The validation process focused on the current consumed by the actuator, the force exerted by it, and the angular displacement caused at the wrist. The Faulhaber Motion Manager software (providing the current consumed by the motor and the displacement of the rod) and RStudio were utilized. The manufacturer provides a force constant in the actuator's datasheet, but it was necessary to verify its validity. To calibrate the force exerted by the actuator, an experiment was proposed using various masses attached to the actuator by a pulley. This allowed calculating the weight force for each mass and comparing it with the force estimated based on the current consumed by the motor, thus creating a calibration curve between the real force and the estimated force, as well as calculating a new force constant. For the calibration of the wrist's angular displacement, the GP_10 goniometer and Myosystem-Br1 software were used. Two protocols were established: the first involved displacing the rod in increments of 1000, measuring the angular displacement for each position of the rod; the second protocol displaced the rod between its minimum and maximum positions, concurrently capturing data from the goniometer. This way, a calibration curve was created based on the displacement values of the rod and the values from the goniometer. **Results:** Regarding the calibration of the force exerted, the calculated force constant was 14,28 N/A, 18,49% higher than the manufacturer's provided value (11,64 N/A), with a Pearson correlation coefficient of 0,9997189. The minimum mass detected by the actuator was 39,07 grams, and the maximum mass it could support without yielding was 812,64 grams. As for the angular displacement, both methodologies showed linearity between the analyzed variables, with Pearson coefficients of 0,9995091 and 0,995259, respectively, with variations between the parameters of the calibration curves, reinforcing the validity of both methods. **Conclusion:** The statistical metrics obtained in the proposed methodologies reinforce the validity of the proposed models, even if occasional adjustments or improvements are necessary, making them significantly helpful in the field of physiotherapy.

Keywords: Parkinson's Disease; orthosis; objective quantification; rigidity; physiotherapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Diagrama ilustrativo apresentando a região do cérebro afetada pela doença de Parkinson	19
Quadro 1 – Sinais e sintomas da doença de Parkinson.....	22
Figura 2 – Identificação das partes que compõem a órtese	30
Figura 3 – Medidas do atuador	32
Figura 4 – Microcontrolador MCLM 3006 S RS na base impressa em PLA.....	34
Figura 5 – Tela do software Motion Manager 6	35
Figura 6 – Telas de otimização dos parâmetros PID (proporcional, integral e diferencial)	36
Figura 7 – Configurações de otimização dos sensores Hall do atuador	37
Figura 8 – Sensor de Força Resistivo e seu posicionamento teórico na órtese	38
Figura 9 – Circuito com célula de carga e conversor	39
Figura 10 – Fluxograma do protocolo de coleta dos dados	39
Figura 11 – Esboço inicial da abordagem utilizada.....	40
Figura 12 – Fluxograma do cálculo da curva de calibração da força	40
Figura 13 – Montagem do experimento realizado	41
Figura 14 – Vista superior do experimento realizado	41
Figura 15 – Vista lateral do experimento realizado.....	41
Figura 16 – Fotos das massas na balança de precisão	42
Figura 17 – Sistema MyosystemBr1 P84 e Goniômetro GP_10	45
Figura 18 – Interface do Myosystem-Br1 com a coleta do sinal em 0 grau.....	45
Figura 19 – Fluxograma da metodologia 1 de calibração do deslocamento angular	46
Figura 20 – Fluxograma da metodologia 2 de calibração do deslocamento angular	47
Figura 21 – Sinal de corrente e posição da haste pelo tempo da massa T1	48
Figura 22 – Espectro de frequência do sinal de corrente referente a T1	49
Figura 23 – Sinal filtrado de corrente e posição da haste pelo tempo da massa T1	50
Figura 24 – Espectro de frequência do sinal filtrado de corrente referente a T1	50
Figura 25 – Forças aparentes e reais em relação ao tempo	54
Figura 26 – Regressão linear entre a força real e a força aparente	54
Figura 27 – Sinais do goniômetro	56
Figura 28 – Regressão linear entre o deslocamento angular do punho e a posição do atuador	58
Figura 29 – Sinais de deslocamento da haste e deslocamento angular do punho	59

Figura 30 – Sincronização dos sinais de deslocamento da haste e deslocamento angular do punho	59
Figura 31 – Regressão linear entre o deslocamento angular do punho e a posição do atuador da segunda metodologia	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Informações técnicas do atuador LM 2070-080-11	31
Tabela 2 – Informações técnicas do controlador MC 3006 S RS.....	33
Tabela 3 – Descrição das massas utilizadas no experimento	43
Tabela 4 – Massas de teste e suas componentes.....	44
Tabela 5 – Valores de corrente média e força calculados após filtragem	52
Tabela 6 – Relação entre a massa e a força reais, a massa e a força aparentes, a exatidão da medição feita e a constante real calculada para cada medida	53
Tabela 7 – Resultados obtidos pela aplicação da Equação 1 aos dados de força aparente	55
Tabela 8 – Valores médios dos ângulos relativos aos incrementos, e os ângulos após remoção de <i>offset</i>	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C – Grau Celsius

Ω – Ohm

μH – Microhenry

A – Ampere

CENEGEO – Centro de Estudos de Geodesia

DBS – *Deep Brain Stimulation*

DC – *Direct Current*

DP – Doença de Parkinson

g – Grama

Hz – Hertz

IMU – *Inertial Measurement Unity*

INPI - Instituto Nacional de Propriedade Intelectual

K – Kelvin

kg – Quilo

kHz – Quilohertz

m – Metro

mm – Milímetro

MDS – *Movement Disorder Society*

N – Newton

NIATS – Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde

OAP – Órtese Ativa de Punho

ODS – Objetivos do Desenvolvimento Sustentável

PD – Proporcional e Diferencial

PI – Proporcional e Integral

PID – Proporcional, Integral e Diferencial

PLA – Ácido Polilático

PWM – *Pulse Width Modulation*

s – Segundo

TRAP – *Tremor, Rigidity, Akinesia, Postural Instability*

UPDRS – *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*

V – Volt

W – Watt

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivos da pesquisa	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	A Doença de Parkinson	18
2.2	Tremor Parkinsoniano e o tremor essencial	20
2.3	Sinais e sintomas, diagnóstico e tratamento da DP	21
2.3.1	Sinais e sintomas	21
2.3.2	Diagnóstico.....	23
2.3.3	Tratamento	24
2.4	Caracterização e quantificação da rigidez em indivíduos com a doença de Parkinson	25
2.5	Equipamentos para quantificação da rigidez	27
3	METODOLOGIA	30
3.1	Atuador	31
3.2	Controlador	33
3.3	Software utilizado	34
3.4	Protocolos considerados	37
3.4.1	Protocolo para avaliação da corrente consumida pela órtese	37
3.4.2	Protocolo para calibração da força exercida pela órtese	38
	<i>Materiais utilizados na calibração da força exercida pelo motor</i>	42
3.4.3	Protocolo para calibração do deslocamento angular ocasionado pela órtese.....	44
4	RESULTADOS	48
4.1	Avaliação do sinal de corrente	48
4.2	Calibração do sinal de força	51
4.3	Calibração do deslocamento angular do punho	56
4.3.1	Metodologia 1 de calibração do deslocamento angular	56
4.3.2	Metodologia 2 de calibração do deslocamento angular	58
5	DISCUSSÃO	61
6	CONCLUSÃO	64
	REFERÊNCIAS	66

1 INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) é definida como uma patologia neurológica progressiva que impacta a mobilidade do indivíduo e afeta milhões de pessoas mundialmente, com maior prevalência em homens (CERRI; MUS; BLANDINI, 2019; DEXTER; JENNER, 2013); é, também, a segunda doença neurodegenerativa mais comum depois da doença de Alzheimer (KWON *et al.*, 2021). A DP pode apresentar diversos sinais e sintomas, tanto não motores quanto motores; entre os não-motores, destacam-se anormalidades cognitivas ou neurocomportamentais, distúrbios do sono, dor, entre outros (JANKOVIC, 2008). Referente aos motores, a DP apresenta quatro sinais e sintomas cardinais: bradicinesia¹, tremores em repouso, rigidez muscular e instabilidade postural (JANKOVIC, 2008), sendo a rigidez o foco deste trabalho.

O diagnóstico da DP é feito via análise clínica, caso o paciente apresente ao menos dois dos quatro sinais e sintomas cardinais da doença, considerando-se o histórico médico e familiar do indivíduo. Para realizar a avaliação, o padrão ouro utilizado é a Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (do inglês *Unified Parkinson's Disease Rating Scale*, UPDRS), otimizada pela *Movement Disorder Society* (MDS): a MDS-UPDRS (GOETZ *et al.*, 2008). Trata-se de uma escala que auxilia na avaliação do progresso da doença em uma escala de zero (normal) a quatro (incapacidade de realizar a tarefa), sendo dividida em quatro partes: avaliações do humor e do comportamento do indivíduo (parte I), atividades da vida diária (parte II), avaliação da capacidade motora (parte III) e complicações motoras (parte IV).

Os tratamentos mais frequentemente utilizados para a atenuação dos sinais e sintomas da DP são fármacos (como a levodopa ou medicamentos dopaminérgicos) ou procedimentos cirúrgicos como a estimulação cerebral profunda, do inglês *Deep Brain Stimulation* (DBS) (CERRI; MUS; BLANDINI, 2019; JANKOVIC, 2008). Entretanto, apesar dos efeitos adversos dos medicamentos ou da natureza invasiva da intervenção cirúrgica, procedimentos fisioterapêuticos têm mostrado um crescimento em relevância e validade no tratamento dos sinais e sintomas da DP, estejam esses procedimentos associados a medicamentos/cirurgia ou não (AU *et al.*, 2022; WEN *et al.*, 2022).

Com a finalidade de auxiliar nesse processo fisioterapêutico, tecnologias da área da robótica têm sido empregadas na reabilitação dos membros superiores e inferiores nos últimos

¹ Lentidão e diminuição da amplitude de movimento.

anos, demonstrando potencial melhora nos resultados decorrentes dessa terapia (ESQUENAZI; TALATY, 2019; HUANG *et al.*, 2018; VARGHESE *et al.*, 2018; XUE; YANG; DENG, 2023).

Apesar de o tremor ser o sintoma cardinal mais conhecido em indivíduos com a DP, os sinais e sintomas que mais afetam a habilidade motora do indivíduo com essa doença são a alteração na marcha e a rigidez. A rigidez é definida como uma resistência – frequentemente associada a um tremor – presente em toda a amplitude do movimento passivo de um membro (flexão, extensão ou rotação) (JANKOVIC, 2008). Indivíduos afetados pelos sinais e sintomas da rigidez têm sua mobilidade comprometida, o que pode levar a dificuldades para realizar atividades do dia a dia, ocasionando uma redução em sua qualidade de vida (BERARDI *et al.*, 2021; LACY *et al.*, 2023).

A rigidez pode ser avaliada pelo item III da MDS-UPDRS, que avalia diversos aspectos relacionados aos indivíduos com a DP, tais como fala, rigidez, agilidade dos membros inferiores e superiores, marcha, entre outros, tratando-se de uma avaliação subjetiva. Diante disso, surge a necessidade de uma metodologia que permita uma avaliação objetiva da rigidez em pacientes com DP. Diversas abordagens foram propostas ao longo dos anos, entretanto, uma quantificação objetiva da rigidez nesses pacientes permanece um desafio (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020).

Entre as metodologias propostas para a medição objetiva da rigidez, algumas utilizam unidades de medição inercial (do inglês *Inertial Measurement Unit*, IMU), fazendo uso de acelerômetros, giroscópios, magnetômetros e potenciômetros. Outras fazem uso de dados de eletromiografias, miotonometrias ou elastografias para uma análise da rigidez durante o processo de ativação muscular em movimentos de flexão e extensão (SOLOPOVA, 2014; MARUSIAK, 2018; DU, 2016; GAO, 2016). Outra abordagem envolve o uso de servomotores, que realizam a movimentação passiva da articulação, ao passo que são feitas coletas de outros sinais (FUNG, 2000; GAPRIELIAN *et al.*, 2019; PERERA, 2019).

A medição objetiva da rigidez pode ser observada em várias articulações. O punho, porém, exerce um importante papel na vida diária de qualquer pessoa, como, por exemplo, ao abrir uma porta, atender ao telefone, ou mesmo se alimentar, sendo os movimentos de flexão e extensão da articulação do punho relevantes para uma melhor qualidade de vida do indivíduo acometido pela DP (BRUDER *et al.*, 2013; MITSUKANE *et al.*, 2015).

Diante da necessidade de um método de avaliação não-subjetivo que possa auxiliar na quantificação da rigidez em pacientes com DP, é proposta a instrumentação de uma órtese, posicionada no punho, com essa finalidade. Essa órtese é composta por um servomotor linear e sensores de corrente e de posição inerentes a ele, sendo possível estimar a força exercida pelo

motor por meio de uma constante de força fornecida pelo fabricante, sendo necessário, entretanto, calibrar o dispositivo para o uso pretendido. Para tanto, são extraídos sinais de forma a analisar a força necessária para que a órtese realize movimentos de flexão e extensão do punho. Além disso, é necessário verificar métricas de desempenho relacionadas a esses sinais, como a precisão e a exatidão, para que se possa extrair dados o mais fidedignamente possível, com a finalidade de quantificar a rigidez Parkinsoniana.

Dessa forma, reforça-se a relevância do presente estudo no que se refere ao apoio à área da fisioterapia, visto que uma quantificação precisa do estágio da DP pode fornecer informações relevantes ao tratamento e ao monitoramento de indivíduos acometidos pela patologia. Além disso, um diagnóstico preciso, seguido de um tratamento e monitoramento adequados, podem fornecer melhor qualidade de vida a indivíduos com a Doença de Parkinson.

A instrumentação da órtese tem como objetivo, para trabalhos futuros, permitir a classificação de pacientes hígidos e com DP por meio de características extraídas dos sinais de corrente, deslocamento linear da haste móvel do atuador e deslocamento angular analisados nesta pesquisa.

1.1 Objetivos da pesquisa

Objetivo geral

Instrumentar uma órtese capaz de auxiliar na quantificação da rigidez em pacientes com a doença de Parkinson por meio de dados de força, corrente e deslocamento angular.

Objetivos específicos

- Realizar a captação de sinais de corrente consumida pelo motor e de deslocamento angular da órtese;
- Estimar o sinal de força exercida pelo motor por meio do sinal de corrente utilizando a constante fornecida pelo fabricante;
- Avaliar a presença de algum erro de medição referente ao sinal de força estimado;
- Calibrar a força exercida pela órtese e o deslocamento angular do punho com base em valores conhecidos a fim de obter valores precisos e exatos para as variáveis consideradas, com o intuito de verificar a viabilidade da órtese na quantificação da rigidez de punho em pacientes com DP.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta os fundamentos teóricos necessários para o entendimento do assunto tratado neste trabalho. Para tanto, foi realizada uma revisão da literatura abordando desde os conceitos históricos sobre a DP, etiologia e epidemiologia, características clínicas, diagnóstico, tratamentos e categorização e quantificação da rigidez.

2.1 A Doença de Parkinson

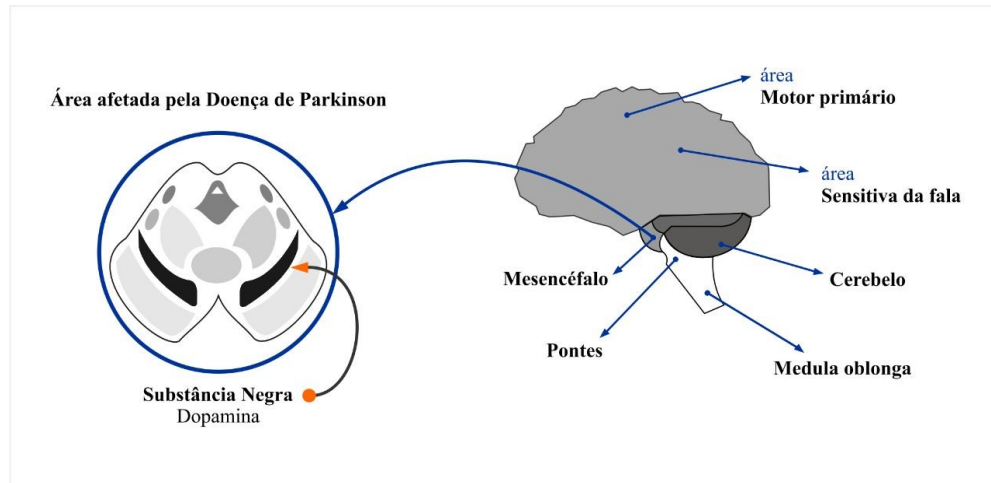
A Doença de Parkinson foi inicialmente observada e descrita por James Parkinson em seu artigo *An Essay on the Shaking Palsy*, como sendo uma síndrome neurológica (PARKINSON, 2002; JANKOVIC, 2008). Anteriormente a esse estudo, alguns sinais e sintomas da doença já haviam sido publicados e observados em vários textos existentes na literatura, mas tratando os sinais e sintomas de forma separada, não fazendo a ligação com um novo tipo de síndrome (JANKOVIC, 2008). Diversos pesquisadores colaboraram na tentativa do entendimento da DP. Dentre esses, destacam-se os trabalhos de Charcot, que descobriu formas não trêmulas e envolvimento motor facial, e distinguiu fraqueza de lentidão de movimento, sendo o primeiro a chamar a síndrome de DP em homenagem a James Parkinson (KEMPSTER; HURWITZ; LEES, 2007). Charcot definiu os sinais da doença (tremor, bradicinesia, rigidez e dificuldades do equilíbrio) que até hoje são utilizados para diferenciar a DP de outras síndromes neurológicas. Além disso, foi pioneiro no tratamento para a doença (MASSANO; BHATIA, 2012).

O principal fator de risco para a DP é a idade. Sendo assim, espera-se que sua prevalência aumente nos próximos anos devido ao envelhecimento da população (BRONSTEIN *et al.*, 2009; DORSEY *et al.*, 2018; MASSANO; BHATIA, 2012), o que se alinha a Duim *et al.* (2015), os quais citam que as doenças crônicas não transmissíveis, comorbidades e doenças que afetam o sistema motor do indivíduo também vêm aumentando na proporção do crescimento da população idosa no mundo (DUIM *et al.*, 2015).

Além disso, a DP afeta aproximadamente 10 milhões de pessoas em todo o mundo, com o dobro da carga global nos últimos 25 anos, devido ao aumento da longevidade e maior duração da doença (DORSEY *et al.*, 2018), sendo a DP, após a doença de Alzheimer, a segunda doença neurodegenerativa mais comum (BRONSTEIN *et al.*, 2009). Apesar de não se conhecer a causa da DP, acredita-se que ela se deve a uma redução significativa dos neurônios dopaminérgicos

localizados em uma região do cérebro conhecida como gânglios da base (TSANAS *et al.*, 2011), como pode ser visto na Figura 1.

Figura 1 – Diagrama ilustrativo apresentando a região do cérebro afetada pela doença de Parkinson



Fonte: Elaboração própria

O início dos sinais e sintomas motores ocorre quando há perda de neurônios da substância negra que fica localizada na parte mais ventral do segmento mesencefálico e apresenta neurônios pigmentados, contendo neuromelanina, sintetizando principalmente dopamina como seu neurotransmissor (ALHO, 2011; DICKSON; GRÜNEWALD, 2004). Esses neurônios específicos são responsáveis por liberar o neurotransmissor dopamina, que permite às pessoas realizarem movimentos suaves e harmoniosos (KARAPINAR SENTURK, 2020). Ainda segundo Karapinar Senturk (2020), quando 60-80% das células produtoras de dopamina são perdidas, não havendo dopamina suficiente a ser produzida, os sinais e sintomas motores da DP aparecem. A dopamina pode ser classificada como essencial, pois auxilia nos movimentos involuntários, de modo que a redução da dopamina abaixo dos níveis normais causa sinais e sintomas que podem ser divididos em dois grupos: motores e não motores (ALHO, 2011; ALMEIDA *et al.*, 2019). Ainda segundo Alho (2011), a falta de dopamina afeta os movimentos, provocando assim os sinais e sintomas motores da DP.

A causa da DP é desconhecida, embora interações complexas entre fatores genéticos e ambientais provavelmente estejam envolvidas (MASSANO; BHATIA, 2012). Neste sentido, embora a causa da DP ainda seja desconhecida como já mencionado por Tsanas *et al.* (2011), vários fatores podem ser considerados como sendo de risco para a DP, incluindo gênero (mulheres têm uma probabilidade ligeiramente maior devido à longevidade), etnia (a DP possui

maior prevalência na Europa e na América do Norte), genética, exposição a substâncias tóxicas, sequelas de encefalite letárgica, traumatismo craniano e estresse emocional (TANNER; GOLDMAN, 1996). No entanto, existe um consenso geral de que a prevalência da DP é de cerca de 1 a 2% da população com 65 anos ou mais, o que equivale a 0,3% da população total (MASSANO; BHATIA, 2012).

2.2 Tremor Parkinsoniano e o tremor essencial

O tremor de repouso é o sintoma mais comum e facilmente reconhecido da DP sendo os tremores unilaterais aqueles que ocorrem em uma frequência entre 4 e 6 Hz, e quase sempre são proeminentes na parte distal de uma extremidade (JANKOVIC, 2008). O tremor unilateral é mais lento, na faixa de 4 a 6 Hz, do que um tremor essencial clássico, na faixa de frequência 8 a 10 Hz, e é mais proeminente quando o membro está em uma postura de repouso, sendo, neste ponto, importante destacar que o termo "tremor de repouso" é um tanto enganoso, pois o relaxamento completo frequentemente abole o tremor (HAYES, 2019). Ainda segundo Hayes (2019), para alguns pacientes, o tremor Parkinsoniano clássico é a única manifestação da doença. No entanto, segundo os autores, esses pacientes eventualmente desenvolvem outros sinais e sintomas da doença de Parkinson, mas somente depois de um período de tempo; às vezes, alguns anos.

Os tremores nas mãos são descritos como tremores de supinação-pronação que se espalham de uma mão para a outra, de modo que o tremor de repouso em pacientes com a DP também pode envolver lábios, queixo, mandíbula e pernas, mas, ao contrário do tremor essencial, raramente envolve o pescoço/cabeça ou a voz. Assim, um paciente que apresenta tremor cefálico provavelmente tem tremor essencial, distonia cervical ou ambos, em vez de DP (JANKOVIC, 2008). Ainda segundo o autor, o tremor da DP é diferenciado do tremor essencial por um conjunto de características, as quais estão detalhadas em seu trabalho.

Alguns pacientes com DP têm uma história de tremor postural, fenomenologicamente idêntico ao tremor essencial, por muitos anos ou décadas antes do surgimento do tremor Parkinsoniano ou outras características relacionadas à doença.

2.3 Sinais e sintomas, diagnóstico e tratamento da DP

2.3.1 Sinais e sintomas

Os sinais e sintomas da DP podem ser não motores ou motores. Os sinais e sintomas não motores são comuns e de características pouco observadas na DP, entre eles, a disfunção autonômica, anormalidades cognitivas ou neurocomportamentais, distúrbios do sono e anormalidades sensoriais (JANKOVIC, 2008). Em adição aos sinais e sintomas observados por Jankovic (2008), tem-se depressão e ansiedade, as quais estão presentes em aproximadamente 35% dos pacientes, e a anosmia (perda do olfato), que ocorre em até 90% dos pacientes com DP e pode preceder os sinais e sintomas em muitos anos (HAYES, 2019).

A DP é um distúrbio neurológico que tem como sinais e sintomas clínicos típicos: bradicinesia, tremor, rigidez muscular (DICKSON; GRÜNEWALD, 2004) e instabilidade postural (HAYES, 2019). Segundo Jankovic (2008), essas quatro características principais podem ser agrupadas sob a sigla TRAP (*Tremor, Rigidity, Akinesia, Postural Instability*): tremor em repouso, rigidez, acinesia (ou bradicinesia) e instabilidade postural. Além dessas características, a postura flexionada e o congelamento (bloqueios motores) foram incluídos entre as características clássicas do Parkinsonismo.

O termo Parkinsonismo refere-se a uma síndrome clínica que compreende combinações de problemas motores: bradicinesia, tremor em repouso, rigidez muscular, perda dos reflexos posturais, postura flexionada e o fenômeno de congelamento. Das combinações citadas, pelo menos dois podem ser observados antes do diagnóstico de Parkinsonismo, sendo pelo menos um deles tremor em repouso ou bradicinesia (FAHN; SULZER, 2004). Nota-se que o Parkinsonismo apresenta sinais e sintomas semelhantes aos da DP, no entanto, estes podem ser atribuídos a causas conhecidas, como drogas ou exposição a neurotoxinas (TSANAS *et al.*, 2011).

Segundo Jankovic (2008), as características clínicas mais frequentes associadas à DP que possibilitam diferenciar os sinais e sintomas motores e não motores, estão listadas no Quadro 1.

Quadro 1 – Sinais e sintomas da doença de Parkinson

Sinais e sintomas motores	Sinais e sintomas não motores
Tremor, bradicinesia, rigidez, instabilidade postural	Comprometimento cognitivo, bradifrenia, fenômeno da ponta da língua (descoberta de palavras)
Hipomimia, disartria, disfagia, sialorréia	Depressão, apatia, anedonia, fadiga, outros problemas comportamentais e psiquiátricos
Diminuição do balanço dos braços, marcha arrastada, dificuldade de festinação levantando-se da cadeira, virando-se na cama	Sinais e sintomas sensoriais: anosmia, ageusia, dor (ombro, costas), parestesias
Micrografia, corte de alimentos, alimentação, higiene, atividades lentas do cotidiano	Disautonomia (hipotensão ortostática, constipação, disfunção urinária e sexual, sudorese anormal, seborreia), perda de peso
Reflexo glabellar, blefaroespasmos, distonia, deformidade estriatal, escoliose, camptocormia	Distúrbios do sono (distúrbio de comportamento REM, sonhos vívidos, sonolência diurna, fragmentação do sono, síndrome das pernas inquietas)

Fonte: adaptada de JANKOVIC, 2008

Dentre os sinais e sintomas motores apresentados no Quadro 1, destacam-se a rigidez muscular, bradicinesia, tremores e problemas de marcha (PROCHAZKA *et al.*, 1997; SHARMA; SZETO; DESILETS, 2012), sendo o tremor de repouso o principal sintoma motor apresentado pois acomete cerca de 70% dos indivíduos (LENZ *et al.*, 1994). É importante destacar que, embora o tremor seja o sinal motor mais conhecido pela população, as alterações na marcha e a presença de rigidez nos membros superiores e inferiores são os que mais impactam o indivíduo (PROCHAZKA *et al.*, 1997).

Devido aos diferentes perfis e estilos de vida das pessoas com a DP, os sinais e sintomas motores e não motores devem ser avaliados no contexto das necessidades e dos objetivos de

cada paciente, ou seja, o diagnóstico é baseado nas características clínicas (JANKOVIC, 2008). A tomada de decisão com relação ao status de um paciente, sobre um diagnóstico positivo para a doença, ainda se dá de forma clínica, considerando-se a história médica e o exame físico, o que torna a avaliação e classificação do status do indivíduo suscetível a erros (RIZZO *et al.*, 2016). Ao se observar o exposto por Rizzo *et al.* (2016) com relação a erros de classificação do status do indivíduo, é importante ressaltar que, segundo Karabayir *et al.* (2020), a acurácia para o diagnóstico da DP, na prática, fica aproximadamente em 80%, implicando um número considerável dessa população que não é diagnosticada. Segundo Rizzo *et al.* (2016), a perícia dos médicos tem um impacto mínimo na acurácia do diagnóstico, no entanto, quando o diagnóstico do exame foi fornecido por especialistas em distúrbios do movimento, o resultado tem uma pequena melhora.

2.3.2 Diagnóstico

O diagnóstico da DP ainda é, em grande parte, clínico, pois não há um teste definitivo capaz de confirmar o diagnóstico durante a vida, com exceção do teste genético em um número reduzido de casos e, ao se pensar do ponto de vista prático, o primeiro passo para o diagnóstico da DP é a anamnese cuidadosa. Deve-se realizar um questionamento minucioso do paciente e da família, procurando definir quais sinais e sintomas surgiram e sua sequência, bem como o comprometimento anatômico percebido (MASSANO; BHATIA, 2012).

Ainda segundo Massano e Bhatia (2012), a análise do histórico familiar se faz necessária, pois é um estágio relevante frente ao objetivo de observar possíveis distúrbios neurológicos em outros membros da família, assim como a investigação sobre a ancestralidade étnica, já que as formas monogênicas de DP são mais prevalentes em alguns grupos (por exemplo, judeus asquenazitas e árabes do norte da África, que têm maior frequência de DP genética gene-LRRK2).

No que diz respeito a uma característica muito observada nos pacientes, que é a rigidez, ela pode estar associada à dor, sendo a dor no ombro uma das manifestações iniciais mais frequentes da DP, embora seja comumente diagnosticada erroneamente como artrite, bursite ou lesão do manguito rotador (JANKOVIC, 2008).

Após o diagnóstico da DP, a evolução da doença pode variar significativamente. Nesse contexto, o estudo conduzido por Hoehn e Yahr (HOEHN; YAHR, 1967) teve como objetivo desenvolver uma classificação em cinco estágios, com o intuito de caracterizar o nível de dependência do indivíduo e representar o grau de dificuldade e incapacidade enfrentado. A

classificação, proposta pelos autores, proporciona uma estrutura clara para avaliar a progressão da DP e auxiliar no entendimento dos diferentes estágios da doença. Os estágios variam de Estágio 0 (nenhum sinal da doença) a Estágios 4 e 5, nos quais os sinais e sintomas são mais graves, sendo que os indivíduos locomovem-se por uma distância limitada, perda total da independência, respostas imprecisas a levodopa, entre outras (BHIDAYASIRI; TARSY, 2012), similares à escala adotada pela UPDRS como citado na Introdução deste trabalho, a qual auxilia na avaliação do progresso da doença em uma escala de zero (normal) a quatro (incapacidade de realizar a tarefa).

De forma simplificada, a evolução dos estágios reflete a deterioração progressiva do controle motor e a crescente dependência do paciente em relação às atividades diárias, o que afeta a qualidade de vida dos indivíduos.

2.3.3 Tratamento

A decisão de quando tratar um paciente com DP é feita em colaboração com o paciente (HAYES, 2019). Ainda segundo o autor, os sinais e sintomas determinam o tratamento, indicado quando estes afetam a qualidade de vida, ou seja, a capacidade de trabalhar ou a socialização do indivíduo. Não há evidências convincentes de que o início precoce do tratamento tenha algum efeito na progressão da doença e que o tratamento possa fornecer neuroproteção.

A levodopa foi o primeiro medicamento eficaz para a doença de Parkinson e ainda é o mais potente, e praticamente todos os pacientes o usarão em algum momento. Esse medicamento é o precursor imediato da dopamina e permite que o número exaurido de neurônios dopaminérgicos produza mais dopamina, aliviando os sinais e sintomas. Os sinais e sintomas precoces (tremor de repouso, bradicinesia e rigidez) são tratados principalmente com levodopa oral e agonistas dopaminérgicos (FAHN; SULZER, 2004; NYHOLM, 2012). No entanto, com o tempo, a duração da resposta ao tratamento torna-se mais curta e os efeitos colaterais são mais evidenciados. Ainda segundo Nyholm (2012), as complicações frequentemente observadas em pacientes recebendo tratamento de longo prazo com levodopa oral são flutuações na resposta clínica, incluindo discinesia. Deste modo, a administração contínua da droga, proporcionando estimulação dopaminérgica contínua, é crucial no tratamento das flutuações dos sinais e sintomas motores em pacientes com DP no estágio avançado (GERSHANIK; JENNER, 2012; NYHOLM, 2012).

A estimulação dopaminérgica pode ser prolongada por duas estratégias. Primeiro, a administração simultânea de inibidores enzimáticos para prevenir o metabolismo periférico da levodopa (por exemplo, carbidopa) permite que mais levodopa atinja o sistema nervoso central deficiente em dopamina (NYHOLM, 2012). A levodopa geralmente é combinada com carbidopa, que bloqueia o metabolismo da levodopa na periferia, aumentando a biodisponibilidade do sistema nervoso central e diminuindo os efeitos colaterais periféricos, particularmente náuseas (HAYES, 2019).

Segundo Tsanas *et al.* (2011), algumas medidas como medicação, tratamentos, fisioterapia e até mesmo a intervenção cirúrgica poderiam aliviar alguns dos sinais e sintomas e melhorar a qualidade de vida da maioria dos indivíduos com a DP.

2.4 Caracterização e quantificação da rigidez em indivíduos com a doença de Parkinson

A quantificação da rigidez possui uma extensa trajetória na literatura e tem sido objeto de estudo ao longo dos anos. Nesse contexto, a avaliação da rigidez tem sido alvo de investigação contínua, com o objetivo de aprimorar as técnicas e instrumentos utilizados para esse fim (PROCHAZKA *et al.*, 1997).

Ainda segundo Prochazka *et al.* (1997), a correlação entre essas medições e as avaliações clínicas correspondentes ainda não é considerada conclusiva, o que se reflete na falta de consenso com relação à adoção de uma técnica universalmente aceita. Embora a rigidez possa não ser o sintoma mais incapacitante na condição em questão, sua avaliação ainda é um componente fundamental para o diagnóstico clínico. Assim, a disponibilidade de uma abordagem confiável e conveniente para quantificar a rigidez seria de grande valia no contexto da avaliação de tratamentos farmacológicos e técnicas cirúrgicas. É possível observar que a diminuição dos níveis de dopamina nos gânglios da base encontra-se fortemente associada à acinesia e rigidez, no entanto, existem diversas opiniões quanto aos mecanismos fisiopatológicos subjacentes, principalmente quanto à contribuição de cada um para a manifestação final dos sinais clínicos (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020).

A rigidez é um sintoma central da DP e está presente em mais de 83% dos indivíduos diagnosticados com a condição (MAK; WONG; HUI-CHAN, 2007). Tradicionalmente, a rigidez é definida como um aumento da resistência ao movimento passivo nas articulações, sendo uma manifestação anormal do tônus muscular resultante de disfunções extrapiramidais. Além disso, a rigidez caracteriza-se por apresentar um grau de resistência constante,

independentemente da posição angular da articulação (MAK; WONG; HUI-CHAN, 2007; XIA; RYMER, 2004).

A rigidez pode ser dividida em dois tipos, chamados de *lead pipe* ou de caráter plástico, e *cogwheel*. A rigidez *lead pipe* ocorre quando os músculos antagonistas que controlam uma articulação estão recebendo altos níveis de ativação involuntária simultaneamente; já a rigidez *cogwheel* ocorre quando a rigidez *lead pipe* é acompanhada de tremor (GIUFFRIDA; RAPP, 2016; XIA; RYMER, 2004).

Segundo Levin *et al.* (2019), a natureza, bem como a origem da rigidez Parkinsoniana, permanece obscura. No entanto, apesar de a origem da rigidez na DP não ser clara, muitos autores apresentam alguns fatores que podem induzir a rigidez, como, por exemplo, aumento da atividade muscular relacionada ao reflexo de alongamento de longa latência, alteração nas propriedades mecânicas intrínsecas do músculo e dificuldade de relaxar voluntariamente os músculos (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020; LEVIN *et al.*, 2009).

A avaliação clínica objetiva e padronizada dos sinais motores da DP, especialmente quanto à rigidez, baseia-se em um sistema de pontuação semiquantitativo por meio de escalas clínicas como a Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson, a MDS-UPDRS (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020), a qual classifica a rigidez da articulação em escores de 0 a 4, sendo que o escore 0 significa a ausência de rigidez na articulação e o escore 4 indica a presença de rigidez, provocando, assim, limitação ao movimento (SEPEHRI *et al.*, 2007).

Essa avaliação, porém, é subjetiva e os examinadores podem cometer erros de aproximadamente 20% no diagnóstico (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020; SEPEHRI *et al.*, 2007). Nota-se, ao observar os trabalhos dos últimos 20 anos (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020; LEVIN *et al.*, 2009; MAK; WONG; HUI-CHAN, 2007; PROCHAZKA *et al.*, 1997), um grande esforço, de vários pesquisadores, alinhados ao propósito de estabelecer métodos objetivos e quantitativos para avaliação da rigidez na DP de modo a complementar os resultados da MDS-UPDRS. Embora alguns sinais e sintomas da DP possam ser medidos de maneira objetiva atualmente, tais como o tremor e a bradicinesia, a medição objetiva da rigidez de indivíduos com DP ainda não está consolidada (LEVIN *et al.*, 2009).

2.5 Equipamentos para quantificação da rigidez

Clinicamente, a rigidez é avaliada, em geral, de forma passiva, por meio da flexão e extensão do membro de um paciente (MAK; WONG; HUI-CHAN, 2007). No trabalho de Mak, Wong e Hui-Chan (2007), por exemplo, os resultados, relativos à quantificação da rigidez do tronco em pacientes Parkinsonianos, demonstraram que os pacientes com a DP apresentaram mais rigidez nos extensores do tronco do que os de controle e esses resultados, segundo os autores, estão relacionados à postura curvada dos pacientes. Nas últimas décadas, métodos objetivos têm sido propostos com o intuito de quantificar o tônus muscular e são extremamente relevantes para a avaliação da rigidez em indivíduos com a DP. Neste sentido, várias medidas objetivas da rigidez têm sido propostas. Em alguns desses estudos, é proposto o uso de unidades de medição inercial (IMU), utilizando acelerômetros, giroscópios, magnetômetros e potenciômetros, podendo ser utilizados como sistemas portáteis ou vestíveis, sendo não invasivos, confiáveis, econômicos e objetivos (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020).

Outra ferramenta de destaque no âmbito da avaliação objetiva da rigidez é a eletromiografia, que oferece a capacidade de identificar alterações no tônus muscular e elucidar os mecanismos fisiológicos subjacentes. A análise dos valores obtidos por meio dessas técnicas permite identificar a presença de alterações no tônus muscular e suas correlações com diferentes modalidades fisiológicas. É importante ressaltar que a utilização da eletromiografia proporciona uma abordagem objetiva e precisa na avaliação da rigidez na DP, contribuindo para o entendimento e o diagnóstico adequado dessa condição neurológica. Outros estudos utilizam dados da eletromiografia, miotonometria ou elastografia para quantificar a rigidez dos indivíduos com a DP, durante o movimento de flexão e extensão (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020).

É importante ressaltar que uma outra abordagem que vem sendo empregada é a utilização de servomotores, que movimentam uma articulação passivamente, enquanto parâmetros são coletados (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020). No trabalho proposto por Gaprielian *et al.* (2019) os autores ratificam a utilização de servomotores e tecnologias similares, como equipamentos de teste assistidos ou tecnologia háptica, para a mensuração da rigidez por meio de movimentos passivos de flexão e extensão de uma articulação. Os autores utilizaram diversos parâmetros, incluindo torque, torque resistivo e impulso angular, para quantificar o aumento do tônus muscular e a posição da articulação do cotovelo durante um movimento de flexo-extensão, e esses parâmetros

demonstraram apresentar uma forte correlação com a escala UPDRS. (GAPRIELIAN *et al.*, 2019).

Um número considerável de articulações e segmentos do corpo é utilizado para a quantificação da rigidez em indivíduos com DP, tais como quadril, joelho, tornozelo, cotovelo, tronco, mão, dedo, pescoço e punho. Contudo, a rigidez do punho é uma das medidas objetivas mais utilizadas e que melhor correspondem à avaliação clínica da rigidez do membro superior (RAIANO *et al.*, 2020).

O impacto da rigidez de indivíduos com DP na qualidade de vida, na diminuição da capacidade de realizar atividades da vida diária, somada a prevalência, torna a avaliação da rigidez fundamental para traçar tratamentos e medidas que possam atenuar o sintoma, melhorando a capacidade dos indivíduos de retomarem suas atividades da vida diária normalmente. Apesar dos vários estudos realizados nos últimos anos, a avaliação da rigidez permanece um desafio (FERREIRA-SANCHÉZ; MORENO-VERDÚ; CANO-DE-LA-CUERDA, 2020).

O estudo apresentado por Raiano *et al.* (2020) tem como foco o desenvolvimento e validação de um dispositivo mecatrônico vestível destinado à avaliação domiciliar da rigidez do punho em pacientes com DP. O dispositivo tem como objetivo permitir que os usuários realizem movimentos livres do pulso durante as atividades diárias, sendo implementado um controlador transparente baseado na força de interação detectada por uma célula de carga incorporada. Além disso, a fim de fornecer perturbações que permitam estimar a rigidez da flexo-extensão do punho, foi incorporado um controlador de torque (RAIANO *et al.*, 2020). Ainda segundo os autores, o dispositivo demonstra uma abordagem inovadora para a avaliação domiciliar da rigidez do punho em pacientes com DP, proporcionando uma ferramenta eficaz para monitorar e quantificar a rigidez muscular nessa região e a abordagem desenvolvida representa um avanço significativo no campo da avaliação da rigidez em pacientes com DP, fornecendo uma opção prática e confiável para a avaliação domiciliar dessa manifestação clínica.

Já no dispositivo desenvolvido por Perera *et al.* (2019), observa-se o emprego de um instrumento usado na palma da mão para quantificar de forma objetiva a rigidez em uma escala contínua. O dispositivo utiliza um motor em miniatura para flexionar o terceiro dedo da mão sobre a articulação metacarpofalângica enquanto os transdutores registram as forças de flexão ou extensão, permitindo a quantificação da rigidez do dedo, mapeando assim a rigidez em função do tempo, para pacientes com a DP (PERERA *et al.*, 2019).

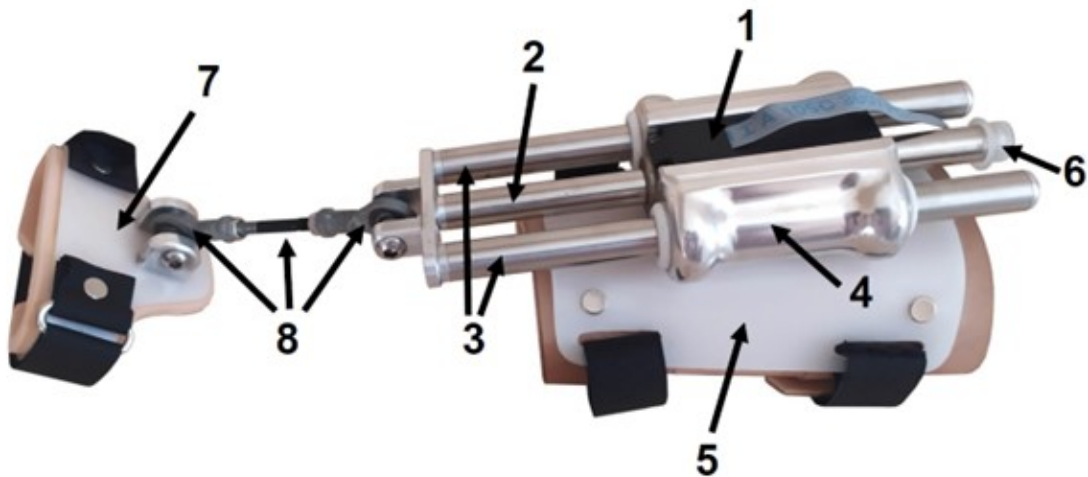
A vantagem de dispositivos como os apresentados nos trabalhos de (PERERA *et al.*, 2019; RAIANO *et al.*, 2020) em relação a tentativas anteriores de quantificar a rigidez, as quais incluem abordagens manuais, nas quais um clínico é obrigado a manipular os membros enquanto os sensores coletam informações passivamente, é que, dentro desse novo conceito, o processo é realizado de forma automatizada por meio do uso de motores, os quais são responsáveis pela realização dos movimentos enquanto os sensores realizam a captação dos sinais.

A próxima seção tratará da metodologia empregada para a validação dos sinais avaliados.

3 METODOLOGIA

A órtese ativa de punho (OAP) utilizada neste trabalho foi desenvolvida no Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS) (ANDRADE *et al.*, 2019; COSTA *et al.*, 2019), apresenta massa de 850 gramas e é composta por um atuador, um servomotor linear LM 2070-080-11 (Faulhaber, Alemanha) e um controlador de alta precisão MCLM 3006 S RS (Faulhaber, Alemanha). A órtese está registrada no Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI) sob o número de patente BR10 2014 023282 6. A órtese e seus componentes estão expostos na Figura 2.

Figura 2 – Identificação das partes que compõem a órtese



Fonte: COSTA (2020)

Os números relacionam-se com os componentes da seguinte forma: (1) Atuador (2) Eixo cilíndrico do atuador, (3) Eixos cilíndricos auxiliares desenvolvidos para dar mais estabilidade ao movimento do atuador, (4) Case do atuador, (5) Estrutura que se fixa ao antebraço, (6) Limitador de deslocamento usado para segurança, (7) Estrutura que se acopla à mão e (8) Juntas esféricas que permitem movimento multidimensional da mão.

Com a finalidade de instrumentar a órtese para a quantificação da rigidez em pacientes com DP, surge a necessidade de um método que possibilite avaliar a força e a corrente necessárias para realizar os movimentos de flexão e extensão do punho, assim como o deslocamento angular que ocorre devido à movimentação do atuador e, desta forma, confirmar a viabilidade da OAP como uma ferramenta objetiva de quantificação da rigidez.

3.1 Atuador

O atuador LM 2070-080-11 é um motor de corrente contínua *brushless*, isto é, ele não possui escovas, dispensando um sistema mecânico de controle da corrente elétrica, sendo todo o controle feito de forma eletrônica. Os componentes eletrônicos responsáveis por detectar a posição e a velocidade da haste são os sensores de efeito Hall, que enviam as informações captadas ao controlador MCLM 3006 S RS, responsável por fazer o controle desses valores.

As informações contidas na Tabela 1 referem-se aos dados encontrados no manual técnico do atuador LM 2070-080-11 à temperatura de 22 °C e com tensão de alimentação de 12 V.

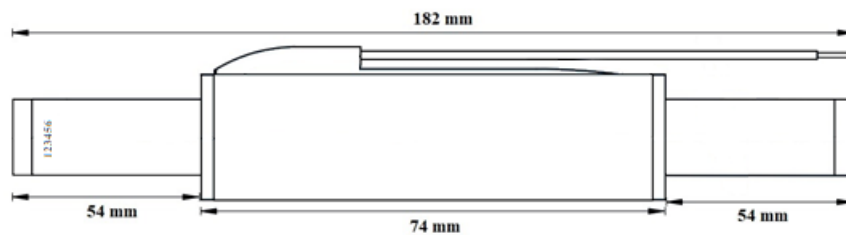
Tabela 1 – Informações técnicas do atuador LM 2070-080-11

Descrição	Valor	Unidade
Força Contínua	9,2	N
Força de Pico	27,6	N
Corrente Contínua	0,79	A
Corrente de Pico	2,4	A
Constante de Força Contra-eletromotriz	9,5	V/m/s
Constante de Força	11,64	N/A
Resistência Terminal (Fase-Fase)	10,83	Ω
Indutância Terminal (Fase-Fase)	1125	μ H
Resistência Térmica	3,1 / 9,3	K/W
Amplitude de temperatura de funcionamento	-20...125	°C
<i>Pitch</i> magnético	24	mm
Deslocamento máximo total	80	mm
Repetibilidade	60	μ m
Acurácia	300	μ m
Comprimento da haste	182	mm
Massa da haste	150	g
Massa total	288	g

Fonte: adaptado de FAULHABER (2023a)

O comprimento total da haste é 182 mm, entretanto, pelo fato de a parte fixa do atuador ter 74 mm de comprimento, restam aproximadamente 54 mm para cada lado da haste. Devido à possibilidade de acrescentar fixadores às extremidades dessa haste, há uma margem de segurança de 14 mm, restando 40 mm nos quais a haste pode se mover para cada lado, resultando no deslocamento máximo total (80 mm), como exposto na Figura 3.

Figura 3 – Medidas do atuador



Fonte: Elaboração própria

O deslocamento máximo total desse atuador, de 80 mm, é dividido em 10.000 incrementos, sendo 5.000 para cada lado da parte fixa do motor, isto é, 40 mm para cada lado. Neste trabalho, posições como 5.000 e -5.000 serão mencionadas, referindo-se a esse deslocamento da haste, sendo o lado positivo para um lado e o negativo para o outro, com o zero sendo a posição inicial da haste. Desta forma, verifica-se que cada incremento deslocado representa uma movimentação de 0,008 mm.

Considerando que a acurácia do atuador é de 0,3 mm, é possível afirmar que, ao determinar uma posição para a haste se movimentar, pode haver uma variação de até 37,5 incrementos de diferença, representando um possível erro de 0,375% em relação à posição esperada – considerando 10.000 incrementos.

Da mesma forma, a repetibilidade, ou precisão do motor, é de 0,06 mm, sendo possível afirmar que, selecionando a mesma posição duas vezes, pode haver discrepância em até 7,5 incrementos, equivalente a um possível erro de 0,075% em relação à posição esperada, novamente, considerando 10.000 incrementos.

Para que o atuador selecionado apresente o melhor funcionamento possível, é necessário um dispositivo de controle capaz de desempenhar essa função. Desta forma, a seguir, está descrito o microcontrolador utilizado.

3.2 Controlador

O MCLM 3006 S RS é um controlador de posição altamente dinâmico que controla motores lineares com sensores Hall analógicos, cujo controle de posição e velocidade é feito por meio de um controle da corrente fornecida ao atuador. Esta versão do controlador possui uma memória na qual é possível salvar parâmetros pré-estabelecidos, além de conter uma porta RS232 pela qual é feita sua comunicação com o dispositivo que irá receber os dados: neste caso, um computador.

As informações técnicas referentes ao controlador MCLM 3006 S RS encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2 – Informações técnicas do controlador MC 3006 S RS

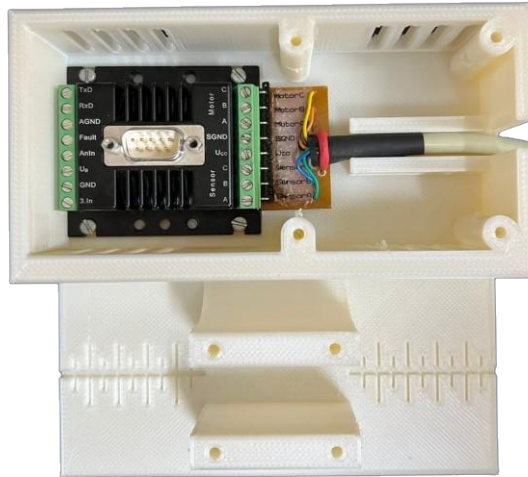
Descrição	Valor	Unidade
Tensão de Alimentação	12...30	V
Tensão fornecida ao motor	0...30	V
Frequência PWM (<i>Pulse Width Modulation</i>)	78,12	kHz
Eficiência eletrônica	95	%
Corrente contínua de saída máxima	6	A
Corrente de pico de saída máxima	10	A
Corrente de <i>Standby</i> (a 24 V)	0,06	A
Amplitude de temperatura de funcionamento	-40...85	°C
Massa	160	g

Fonte: adaptado de FAULHABER (2020)

Esse microcontrolador foi escolhido previamente conforme a recomendação de uso do fabricante. Trata-se de um controlador com proteção de sobrecarga tanto ao motor quanto ao próprio controlador, que permite um controle preciso de posição, velocidade e aceleração da haste do atuador. Para fins de praticidade, foi impressa uma base em PLA (ácido polilático) em uma impressora 3D para acomodá-lo. Essa base apresenta sulcos laterais para ventilação e resfriamento do controlador, assim como uma abertura na tampa para a conexão dos cabos. Ela

conta também com um suporte lateral para a fixação do atuador para possíveis testes. A Figura 4 mostra o microcontrolador e a base desenvolvida.

Figura 4 – Microcontrolador MCLM 3006 S RS na base impressa em PLA

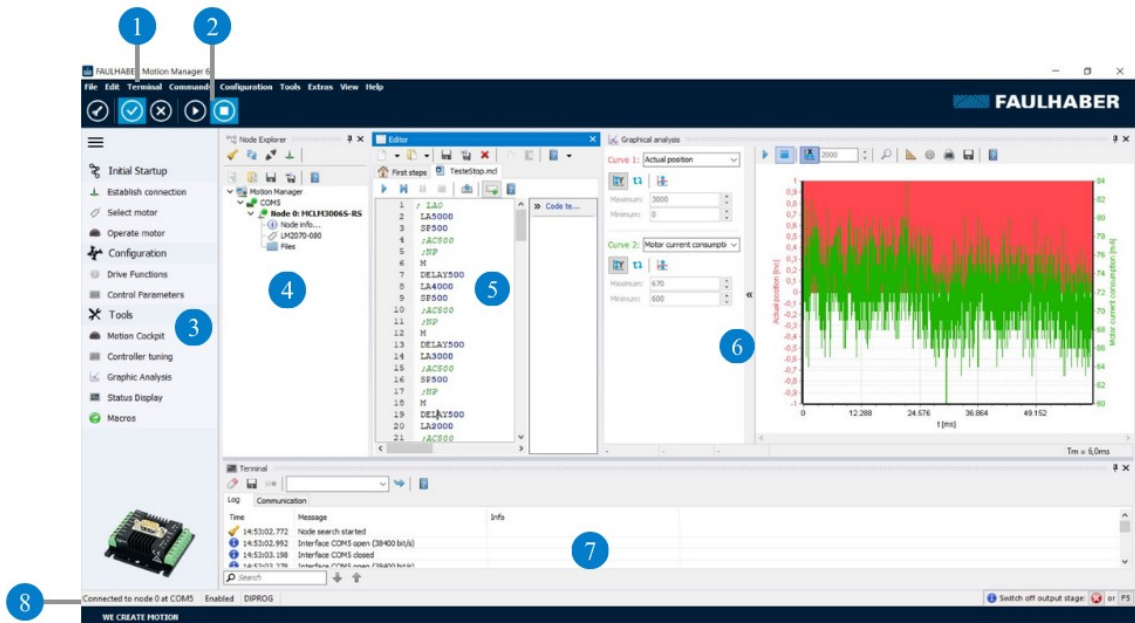


Fonte: Elaboração própria

A comunicação entre o *software* e o controlador se dá por comandos no padrão ASCII enviados pela porta serial, que, neste caso, é feita no terminal do *software* Motion Manager ou por um arquivo no qual estão contidas as instruções que serão enviadas para o controlador. Ela ocorre via RS232, por meio de porta serial, utilizando um cabo conversor RS232-USB, pelo qual são enviados comandos ao controlador que irá executá-los, captando informações obtidas pelos sensores Hall do motor e transmitindo-as de volta ao Motion Manager. Toda a informação é então transmitida para o computador em 38.400 bits/s. É possível também fazer uma análise gráfica dos valores obtidos nos sensores, observando os sinais e salvando-os para que possam ser utilizados em análises posteriores. É justamente por essa interface gráfica que são obtidos os valores da corrente consumida pelo motor e do deslocamento da haste.

3.3 Software utilizado

Para analisar os parâmetros desejados, foi utilizado o *software* FAULHABER Motion Manager 6 (Faulhaber, Alemanha), versão 6.9.0, como pode ser visto na Figura 5. Trata-se de um *software* gratuito desenvolvido e distribuído pela empresa fabricante dos demais componentes utilizados, escolhido por sua praticidade de uso juntamente ao controlador MCLM 3006 S RS.

Figura 5 – Tela do *software* Motion Manager 6

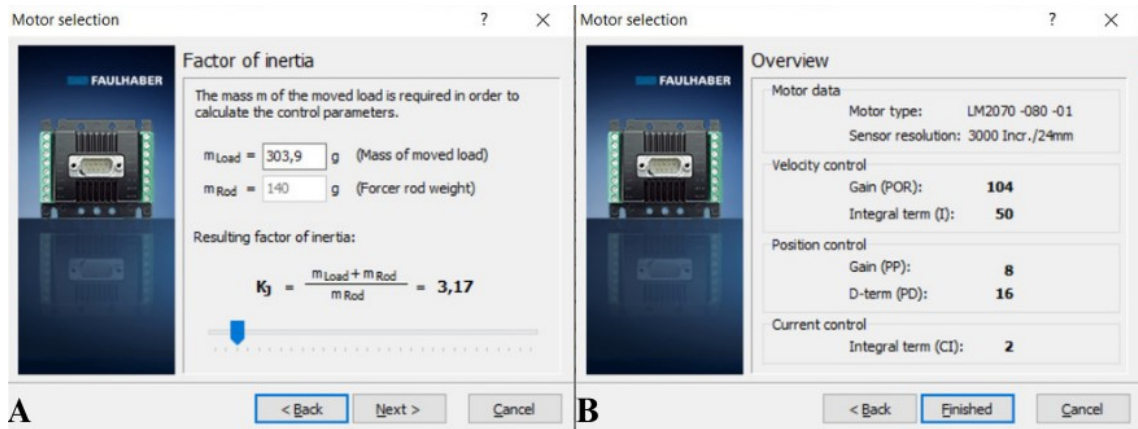
Fonte: FAULHABER (2023b)

A interface de usuário é composta por:

1. Menu, no qual é possível alterar parâmetros de controle, realizar a calibração dos sensores Hall, alterar a visualização das janelas, entre outros;
2. Barra de ferramentas, na qual é possível estabelecer a comunicação com o controlador e o atuador, assim como rodar a rotina já gravada na memória do controlador;
3. Barra de acesso rápido, que fornece atalhos para algumas funções disponíveis no menu;
4. *Node Explorer*, no qual é estabelecida a comunicação com o controlador e o atuador;
5. Editor de *scripts*, onde é possível editar o código que ficará armazenado na memória do controlador;
6. Janela de análise gráfica, na qual é possível visualizar em tempo real os dados obtidos;
7. Terminal, onde é possível enviar comandos pontualmente para o controlador;
8. Barra de Status, que indica o estado da conexão do controlador com o computador.

O Motion Manager pode também ser utilizado no intuito de obter os melhores parâmetros de configuração e controle do motor linear utilizado, como os termos integrais, diferenciais ou proporcionais da posição ou da velocidade (Figura 6), os limites máximos de deslocamento da haste móvel, ou até colocar essa haste exatamente no meio do atuador.

Figura 6 – Telas de otimização dos parâmetros PID (proporcional, integral e diferencial)

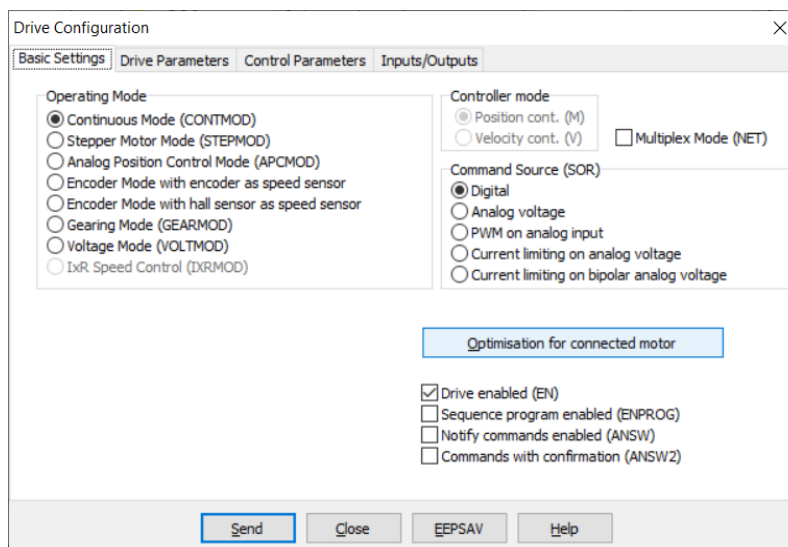


Fonte: FAULHABER (2023b)

Na Figura 6A, está representado o início da etapa de otimização dos parâmetros PI (proporcional e integral) da velocidade e PD (proporcional e diferencial) da posição, assim como o parâmetro integral da corrente. Para isso, inicialmente, é selecionada a carga que o motor será responsável por movimentar “ m_{Load} ”. O *software* calcula o fator de inércia resultante e, desta forma, obtém os parâmetros mostrados na Figura 6B. Vale ressaltar que, caso a massa da carga mude, é necessária uma reotimização desses parâmetros.

Feita a otimização do controlador, é necessário proceder à calibração dos sensores Hall do motor, função disponível na aba de ferramentas do Motion Manager. A calibração é necessária para que o controle de posição e velocidade fique o mais exato e preciso possível. Para a calibração, basta clicar no botão “*Optimization for connected motor*” mostrado na Figura 7.

Figura 7 – Configurações de otimização dos sensores Hall do atuador



Fonte: FAULHABER, 2023b

Devido à necessidade de uma otimização dos parâmetros PID do controlador, toda mudança da massa de carga acarreta uma calibração dos sensores Hall do LM 2070-080-11.

3.4 Protocolos considerados

Os protocolos utilizados encontram-se descritos nas subseções a seguir.

3.4.1 Protocolo para avaliação da corrente consumida pela órtese

O atuador utilizado na órtese consome corrente elétrica para movimentar a haste até determinada posição com determinada velocidade. Como mencionado anteriormente, o atuador possui sensores de efeito Hall, que reagem ao serem submetidos a um campo magnético, enviando informações como, por exemplo, a posição atual da haste ou a corrente consumida pelo motor.

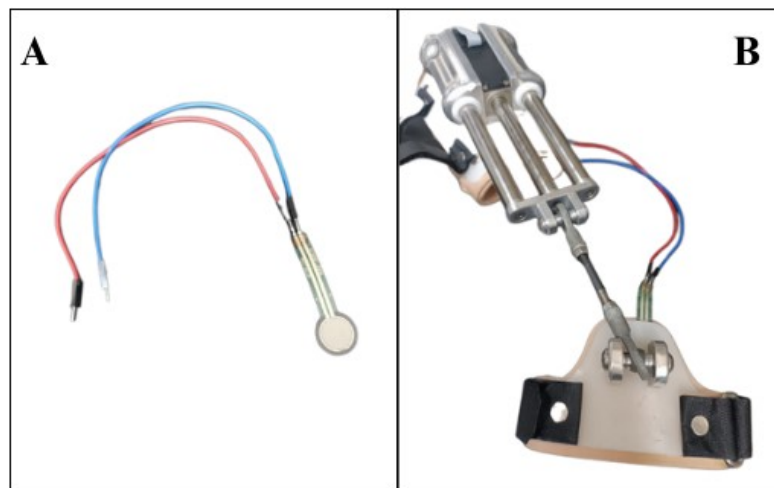
Desta forma, devido à presença de sensores internos, há a possibilidade de fazer a verificação da corrente consumida por meio dos sensores de efeito Hall e da interface gráfica do Motion Manager 6.

3.4.2 Protocolo para calibração da força exercida pela órtese

A documentação do atuador LM 2070-080-11 conta com uma constante de força (11,64 N/A), indicando que seria possível uma conversão do sinal de corrente obtido via serial em um sinal de força por uma simples conversão com um fator multiplicativo. Entretanto, com a finalidade de verificar se a constante informada apresentaria resultados satisfatórios na conversão do sinal de corrente em força, há a necessidade de uma calibração dos valores. Para isso, diversas abordagens foram propostas.

Com a finalidade de quantificar a força exercida pelo motor, a princípio, foi proposto o uso de um sensor de força resistivo FSR402 (Figura 8). Entretanto, devido à falta de praticidade encontrada acerca do posicionamento do sensor, assim como sua sincronização com o sinal de corrente e deslocamento obtidos, essa proposta foi descartada.

Figura 8 – Sensor de Força Resistivo e seu posicionamento teórico na órtese



Fonte: Elaboração própria

A segunda abordagem proposta faria uso de uma célula de carga de 2 kg no intuito de verificar a força exercida pelo motor analisando a força que a haste aplicaria na célula de carga (Figura 9). Contudo, essa abordagem foi descartada pois haveria a necessidade de calibração de mais um equipamento.

Figura 9 – Circuito com célula de carga e conversor

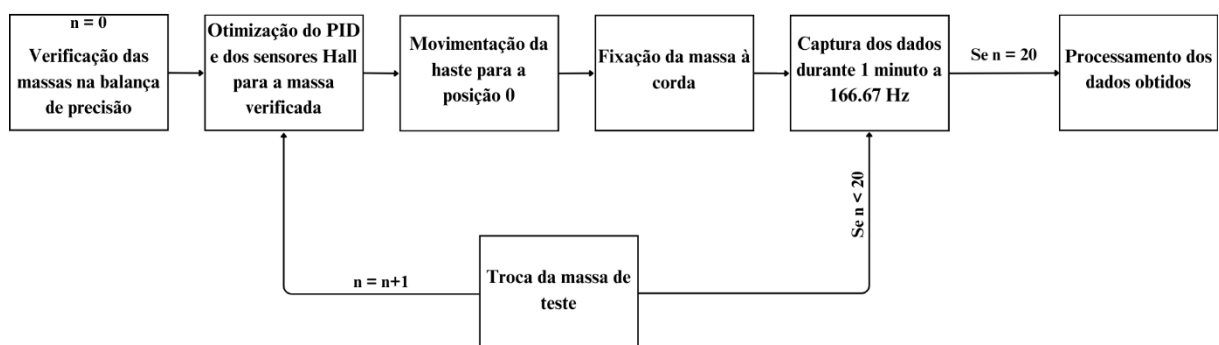


Fonte: Elaboração própria

A terceira abordagem, que apresentou simples aplicação, dispensou demais calibrações e pela qual foram obtidos resultados satisfatórios para este trabalho, fez uso de uma polia, uma corda de massa desprezível (0,185 g) e diferentes massas. As diversas massas avaliadas foram presas por um gancho à corda, que, por sua vez, estava presa à haste móvel do atuador, fixado à mesa por meio de fixadores não-magnéticos. As massas estavam situadas no lado “negativo” da haste, a título de referência. A cada massa diferente colocada, previamente, foi feita a otimização dos parâmetros PID (Figura 6) e a calibração dos sensores Hall para a massa (Figura 7). Antes de pendurar a massa à corda, o motor foi movimentado para a posição 0 (no centro).

A montagem do experimento foi então realizada e a captura do sinal de corrente foi feita durante um minuto (60 segundos) a uma frequência de amostragem de 166,67 Hz. O fluxograma explicando este processo encontra-se na Figura 10.

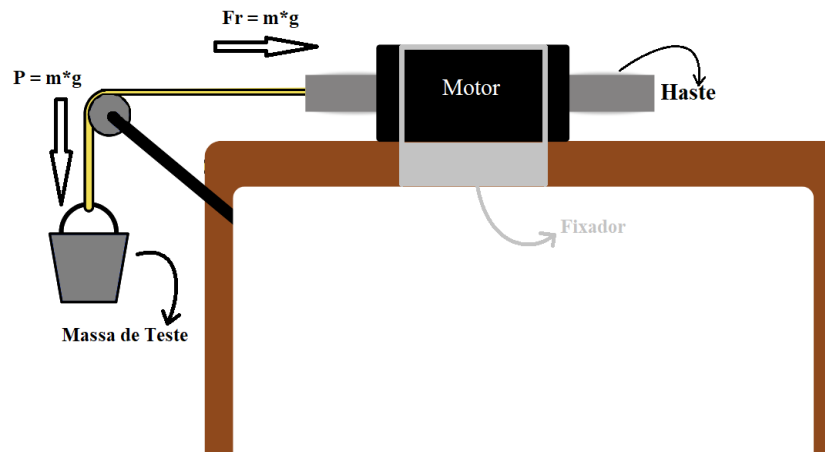
Figura 10 – Fluxograma do protocolo de coleta dos dados



Fonte: Elaboração própria

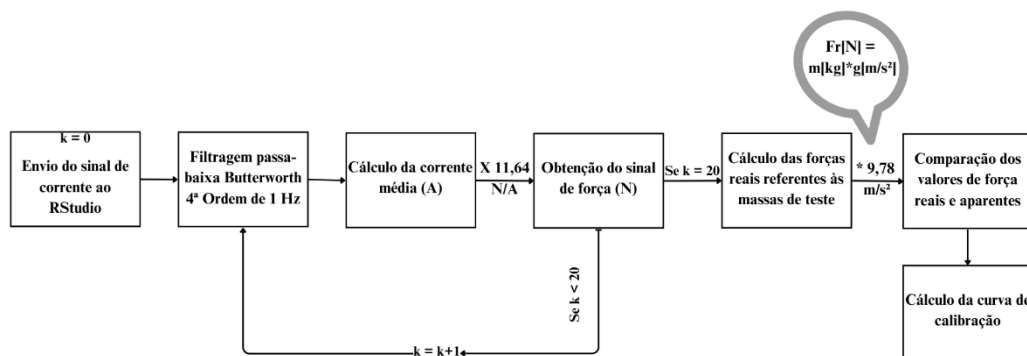
Esse sinal foi então processado no software RStudio, no qual um filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem de 1 Hz foi aplicado para remoção de frequências indesejadas. Feito esse pré-processamento, foi calculado o valor médio de corrente (em A) referente a cada massa; assim, foi utilizada a constante de força informada pelo fabricante (11,64 N/A) para calcular a força (em N) que o motor exerce para manter o sistema em equilíbrio. Assim, calculou-se a massa aparente medida dividindo o valor de força por 9,78 m/s² (valor calculado no Instituto de Geografia da Universidade Federal de Uberlândia em 7 de dezembro de 2020 pelo Centro de Estudos de Geodesia – CENEGEO) (CENEGEO, 2020). Foi possível fazer essa conversão devido ao fato de que a única força exercida na haste é a força peso aplicada nas massas presas à corda. O esboço do experimento pode ser visto na Figura 11 e o fluxograma do processamento dos dados e cálculo da curva de calibração, na Figura 12.

Figura 11 – Esboço inicial da abordagem utilizada



Fonte: Elaboração própria

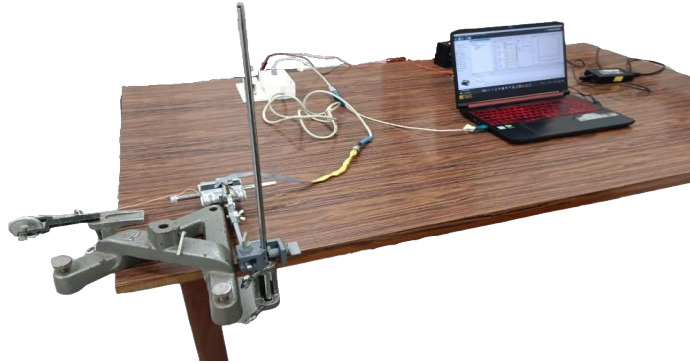
Figura 12 – Fluxograma do cálculo da curva de calibração da força



Fonte: Elaboração própria

A montagem do experimento foi então realizada conforme o esboço apresentado na Figura 11, estando representada nas Figuras 13, 14 e 15.

Figura 13 – Montagem do experimento realizado



Fonte: Elaboração própria

Figura 14 – Vista superior do experimento realizado



Fonte: Elaboração própria

Figura 15 – Vista lateral do experimento realizado



Fonte: Elaboração própria

Na sequência, foi elaborada uma curva de calibração da força real exercida pelo motor com base na força aparente medida, obtida por meio de uma multiplicação do sinal de corrente pela constante de força exposta na Tabela 1.

Materiais utilizados na calibração da força exercida pelo motor

Foram feitas combinações de 14 massas distintas entre si para obter 20 pontos diferentes no cálculo da curva de calibração da força exercida pelo motor. Essas 14 massas dividem-se em cilindros metálicos maciços (M1 a M5), cilindros plásticos maciços (P1 a P5), cilindros metálicos ocos (O1 e O2) e os copos onde foram colocadas as massas (C1 e C2); a massa C1 conta com a massa do copo e a massa do gancho. As massas, aferidas em uma balança de precisão, encontram-se na Figura 16. As informações acerca das massas encontram-se na Tabela 3.

Figura 16 – Fotos das massas na balança de precisão



Fonte: Elaboração própria

Tabela 3 – Descrição das massas utilizadas no experimento

Identificador	Massa (g)	Identificador	Massa (g)
M1	104,20	P3	39,13
M2	104,76	P4	39,07
M3	104,17	P5	40,52
M4	104,69	C1	10,62
M5	104,62	C2	7,76
P1	40,04	O1	213,85
P2	39,65	O2	228,35

Fonte: Elaboração própria

Inicialmente, foram calculadas 20 massas de teste distintas, com incrementos de aproximadamente 50 g a cada uma. As massas de teste utilizadas (T1 a T20), assim como aquelas pelas quais elas são compostas, encontram-se detalhadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Massas de teste e suas componentes

Massa	Componentes	Massa (g)	Peso (N)
T1	C1+P5	51,14	0,50
T2	C1+M3	114,79	1,12
T3	C1+M1+P4	153,89	1,50
T4	C1+M1+M3	218,99	2,15
T5	C1+M1+M3+P5	259,51	2,55
T6	C1+M2+M3+P1+P5	300,11	2,95
T7	C1+O2+M2+C2	351,49	3,46
T8	C1+O1+M2+P3+P4	407,43	4,01
T9	C1+O2+M1+M3+C2	455,1	4,47
T10	C1+O1+C2+O2+P5	501,1	4,93
T11	C1+O2+M1+M3+C2+M4	559,79	5,50
T12	C1+O1+C2+O2+P5+M3	605,27	5,95
T13	C1+O1+M1+M2+M3+M4+C2	650,05	6,39
T14	C1+O1+C2+O2+P4+M1+M2	708,61	6,97
T15	C1+O1+M1+M2+M3+M4+M5+C2	754,67	7,42
T16	C1+O1+C2+O2+P4+M1+M3+M5	812,64	7,99
T17	C1+O1+C2+O2+P5+P1+M2+M4+M5	855,21	8,41
T18	C1+O1+C2+O2+P5+P1+P2+M2+M4+M5	894,86	8,80
T19	C1+O1+C2+O2+P3+P4+M1+M2+M3+M4	956,60	9,40
T20	C1+O1+C2+O2+P5+P1+P2+M1+M2+M4+M5	999,06	9,82

Fonte: Elaboração própria

3.4.3 Protocolo para calibração do deslocamento angular ocasionado pela órtese

Para quantificar o deslocamento angular do punho ocasionado pela movimentação da haste do atuador, foi usado um goniômetro. Semelhante ao cálculo da força, foi calculada uma curva de calibração do deslocamento do punho em graus, com base no deslocamento em incrementos da haste, ou seja, cada incremento esteve associado a um deslocamento angular

específico. O goniômetro e o sistema de aquisição de sinais utilizados podem ser vistos na Figura 17.

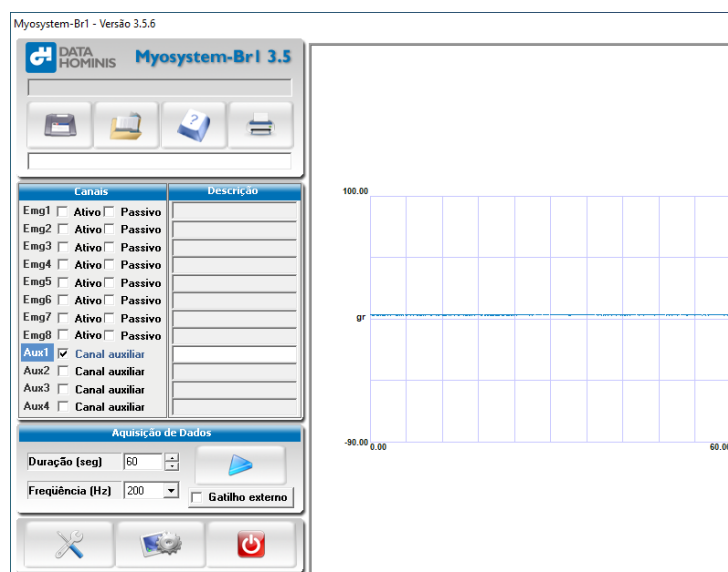
Figura 17 – Sistema MyosystemBr1 P84 e Goniômetro GP_10



Fonte: DATA HOMINIS, 2016a; EMG SYSTEM, 2009

Para a coleta dos sinais, foi utilizado o *software* Myosystem-Br1, versão 3.5.6 (DATA HOMINIS, 2016b), no qual foi feita a calibração do sinal de 0 grau. Essa calibração foi feita de forma que a marcação de 0 grau estivesse o mais próxima possível de 0 no sinal obtido. Entretanto, devido a um deslocamento do potenciômetro ao fixar a parte móvel à parte fixa, houve o surgimento de um *offset*, que foi retirado digitalmente. A captação do sinal referente a 0 grau feita no Myosystem está representada na Figura 18.

Figura 18 – Interface do Myosystem-Br1 com a coleta do sinal em 0 grau

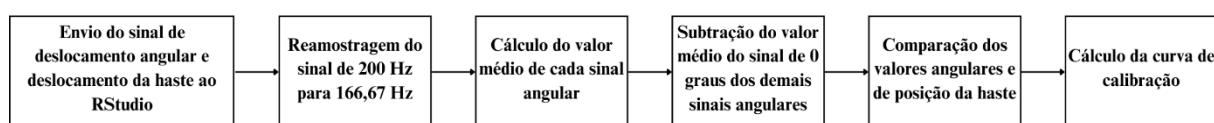


Fonte: DATA HOMINIS, 2016b

O goniômetro foi fixado à órtese de forma que o ângulo medido se referisse ao ângulo de onde estaria localizado o punho, no intuito de calibrar o deslocamento angular da articulação causado pela movimentação da haste. Devido a diversidades antropométricas, esse posicionamento e o cálculo da curva de calibração devem ser feitos para cada indivíduo que utilizar a OAP.

Para o cálculo da curva de calibração, diferentes protocolos de calibração foram considerados. O primeiro deles consistiu na captura de sinais de deslocamento angular e deslocamento da haste por um minuto a uma taxa de amostragem de 200 Hz para valores entre -5.000 e 5.000, a cada 1.000 incrementos. Assim, foram obtidos 11 sinais de deslocamento angular, que foram enviados ao RStudio e reamostrados para 166,67 Hz na finalidade de comparar ambos os deslocamentos. Essa reamostragem foi feita utilizando a função `resamp()` da biblioteca `Seewave`, no RStudio. O fluxograma desta metodologia encontra-se na Figura 19.

Figura 19 – Fluxograma da metodologia 1 de calibração do deslocamento angular



Fonte: Elaboração própria

Devido ao fato de o deslocamento da haste ter se mantido praticamente constante, foi calculada a média do deslocamento angular do punho para obter pontos relativos a cada milhar de incremento. Devido ao fato de o valor de 0 grau não se encontrar exatamente no 0, como esperado, foi calculado o valor médio do deslocamento angular do sinal relativo a 0 grau e, então, esse valor foi subtraído das demais médias, removendo o *offset* preexistente.

Calculadas as médias, restou plotá-las em relação aos incrementos a que os ângulos estão relacionados e, em seguida, fazer uma regressão linear simples no intuito de estabelecer uma curva de calibração do deslocamento angular do punho em relação ao deslocamento da haste.

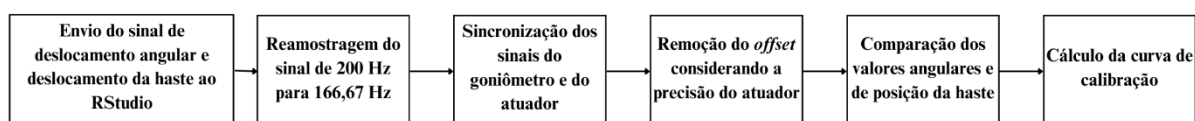
A segunda forma de verificar o deslocamento angular envolveu uma rotina executada no *software* Motion Manager 6, que consistiu em uma movimentação da haste a partir da posição 0, variando entre as posições de -5.000 e 5.000 incrementos, com uma velocidade de 50 incrementos por segundo, durante 90 segundos. Essa metodologia foi proposta considerando

que variações angulares podem, a depender de sua magnitude, não implicar uma mudança na posição da haste.

Dessa forma, tanto o sinal de deslocamento pelo tempo do atuador, com taxa de amostragem de 166,67 Hz, quanto o sinal do goniômetro, de 200 Hz, tiveram sua captura iniciada concomitantemente. Para corrigir qualquer falta de sincronismo que pudesse existir entre os sinais, eles foram sincronizados no *software* RStudio posteriormente à coleta.

Feita a reamostragem do sinal do goniômetro de 200 para 166,67 Hz, os sinais foram sincronizados e foi realizada a remoção do *offset*. A remoção foi efetuada de maneira similar ao método anterior: foi calculada a média dos valores angulares e, posteriormente, essa média foi subtraída de todos os pontos do sinal do deslocamento angular. Após a remoção do *offset*, foi calculada a regressão linear simples no intuito de obter a reta de calibração do deslocamento angular do punho em relação ao deslocamento da haste. O fluxograma da metodologia 2 de calibração do deslocamento angular encontra-se na Figura 20.

Figura 20 – Fluxograma da metodologia 2 de calibração do deslocamento angular



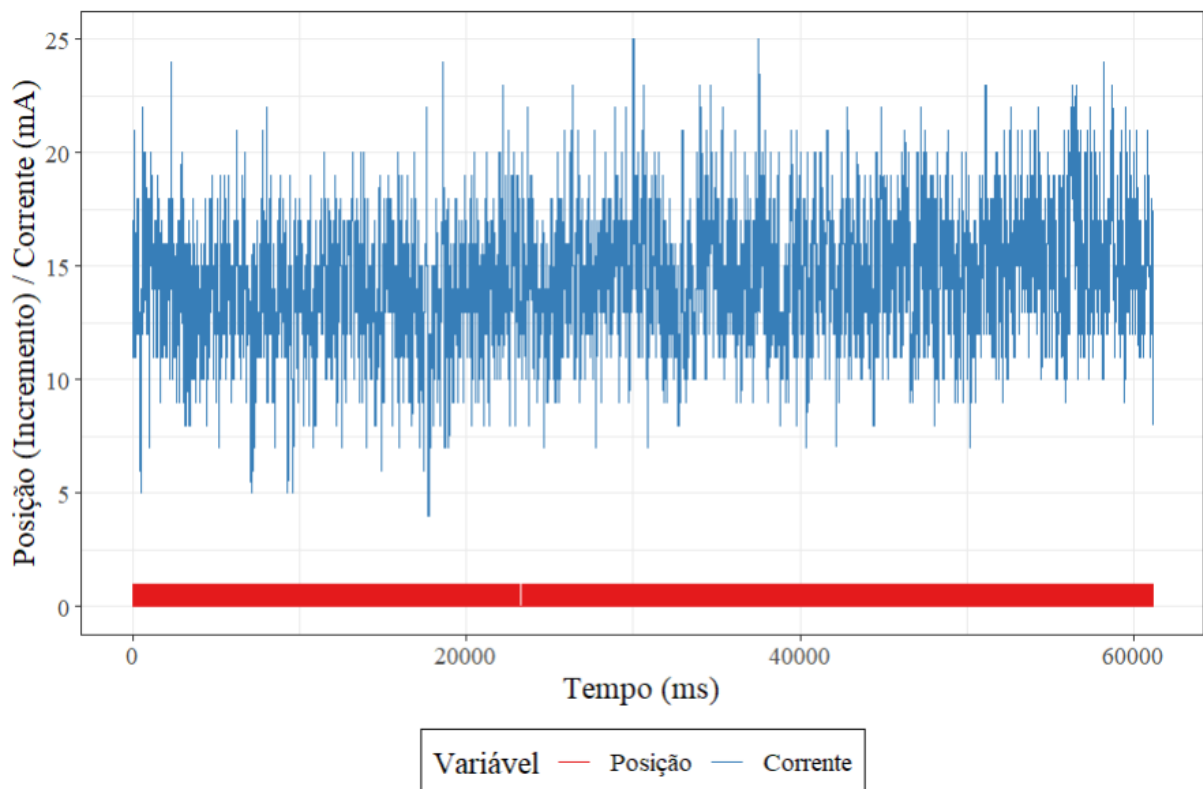
Fonte: Elaboração própria

4 RESULTADOS

4.1 Avaliação do sinal de corrente

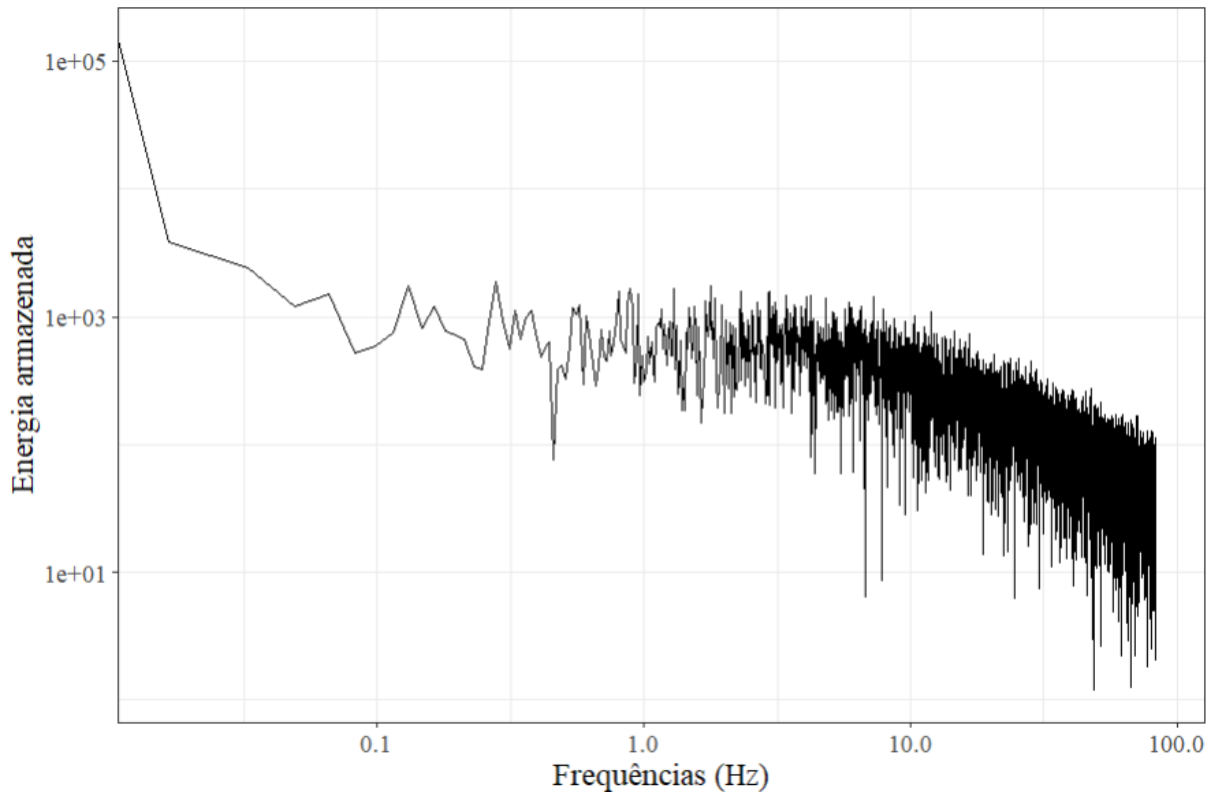
Os sinais de corrente e de posição em relação ao tempo foram captados a uma frequência de amostragem de 166,67 Hz. Um dos sinais captados, referente à massa de teste T1 antes da filtragem, pode ser visto na Figura 21, apresentando corrente média de 14,48 mA. O respectivo espectro de frequência do sinal da corrente da Figura 21, em escala logarítmica, está representado na Figura 22.

Figura 21 – Sinal de corrente e posição da haste pelo tempo da massa T1



Fonte: Elaboração própria

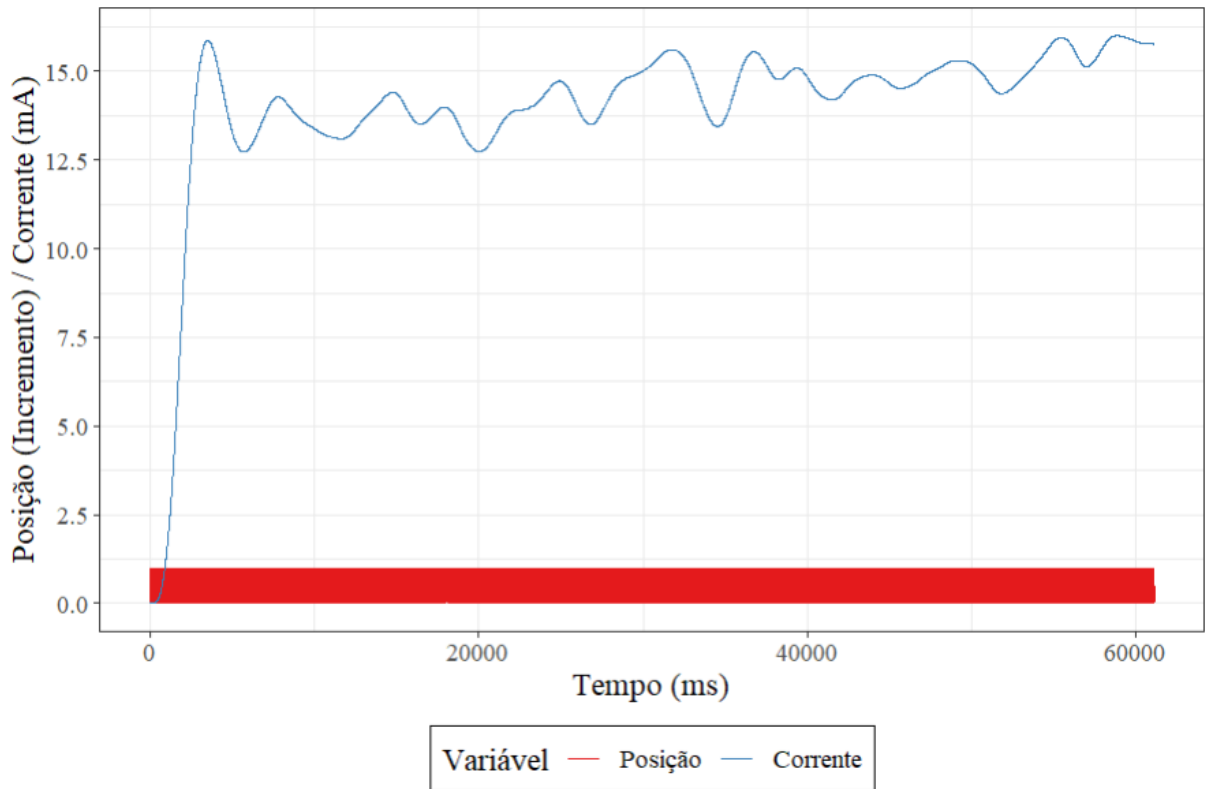
Figura 22 – Espectro de frequência do sinal de corrente referente a T1



Fonte: Elaboração própria

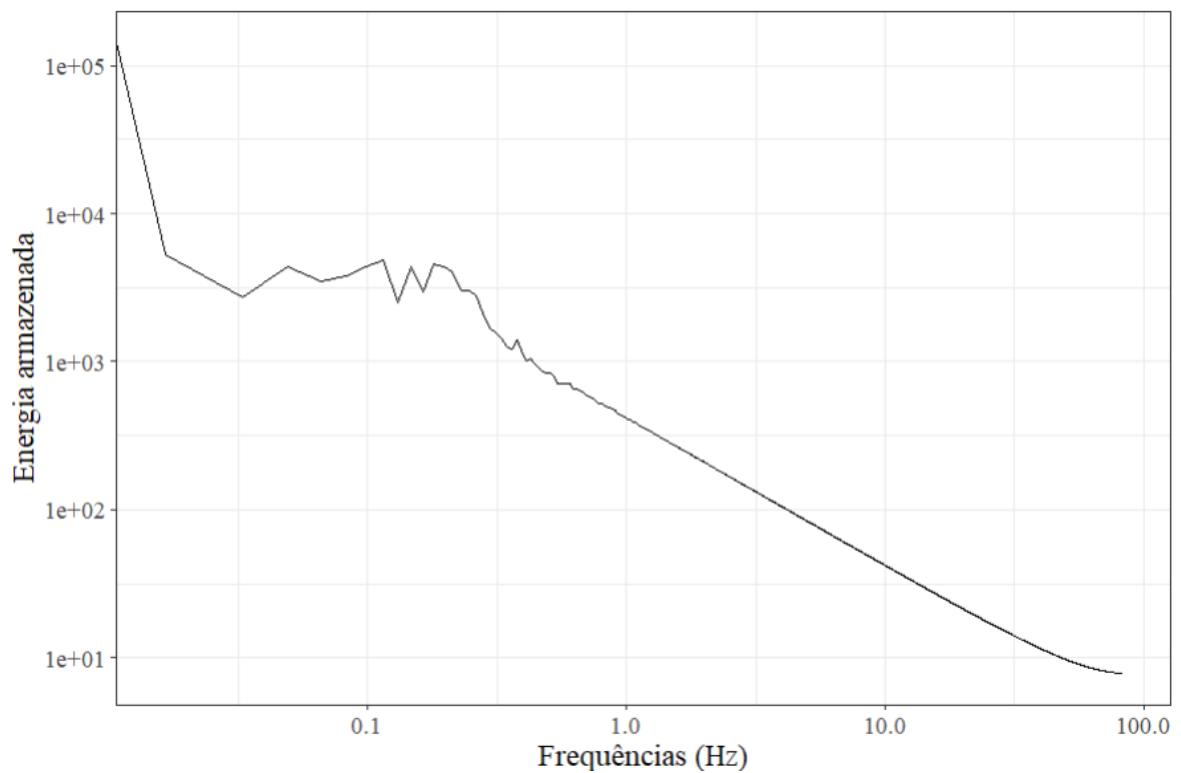
Tratando-se de um motor DC (*Direct Current*, ou Corrente Contínua), espera-se que sua resposta seja apenas em corrente contínua, isto é, com frequência próxima a zero. O espectro pré-filtragem apresenta uma frequência média de 18,97 Hz e frequência mediana de 10,52 Hz. Feita a filtragem, há uma mudança tanto no sinal no domínio do tempo quanto em seu espectro de potência no domínio da frequência. As Figuras 23 e 24 mostram o sinal de corrente filtrado e o espectro de frequência (em escala logarítmica), respectivamente.

Figura 23 – Sinal filtrado de corrente e posição da haste pelo tempo da massa T1



Fonte: Elaboração própria

Figura 24 – Espectro de frequência do sinal filtrado de corrente referente a T1



Fonte: Elaboração própria

Nota-se que oscilações de maiores frequências foram ceifadas do sinal de corrente no domínio, restando praticamente o valor médio de 14,06 mA, uma diminuição de 2,9% em relação ao valor original. Quanto às frequências média e mediana, diminuíram para 6,94 Hz e 0,15 Hz, respectivamente, apresentando diminuições percentuais de 63,42% e 98,67%, também respectivamente. Isso indica que o procedimento de filtragem teve maior impacto nas variáveis analisadas no domínio da frequência, como esperado, visto que a maior parte da energia do sinal encontra-se em 0 Hz.

4.2 Calibração do sinal de força

Conforme a metodologia proposta, primeiramente, calculam-se os valores médios de corrente na janela de tempo estipulada de 60 segundos, após uma aplicação de uma filtragem do sinal via um filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem de 1 Hz. Feito isso, os valores são multiplicados por 11,64 N/A conforme o manual técnico do atuador.

Inicialmente, foram calculadas 20 massas de teste. Contudo, ao realizar o experimento com a massa T17, o motor não conseguiu manter o equilíbrio com os parâmetros PID otimizados. Mesmo aumentando as componentes proporcional e derivativa da posição no intuito de tentar manter a haste parada, não foi possível segurar as massas T17 em diante, visto que a força peso exercida por elas era maior que aquela que o atuador conseguia suportar.

Da mesma maneira, massas menores que 39,07 g não produziam resultados satisfatórios de corrente, visto que a massa não exercia força o suficiente que fizesse com que o controlador PID do MCLM regulasse precisamente a posição e a velocidade, gerando sinais erráticos. Assim, é válido dizer que a amplitude de massa que o atuador consegue mover é de 39,07 g a 812,64 g. Adicionar hastes laterais pode dar mais estabilidade à haste móvel, assim como auxiliar a força da carga movida a se dissipar entre elas pode permitir um aumento dessa amplitude. Entretanto, seria necessário um novo cálculo de curva de calibração levando em consideração todo o sistema.

Dessa forma, os valores de corrente média encontrados para cada massa de teste de 1 a 16 e a força referente a cada uma delas encontram-se na Tabela 5.

Tabela 5 – Valores de corrente média e força calculados após filtragem

Massa de Teste	Corrente média	Força média	Massa aparente
T1	14,06 mA	0,16 N	16,36 g
T2	70,14 mA	0,82 N	83,84 g
T3	104,71 mA	1,22 N	124,74 g
T4	154,33 mA	1,80 N	184,05 g
T5	198,02 mA	2,30 N	235,17 g
T6	229,99 mA	2,68 N	274,03 g
T7	272,02 mA	3,17 N	324,13 g
T8	320,33 mA	3,73 N	381,39 g
T9	362,71 mA	4,22 N	431,49 g
T10	397,88 mA	4,63 N	473,42 g
T11	448,19 mA	5,22 N	533,74 g
T12	484,22 mA	5,64 N	576,69 g
T13	525,84 mA	6,12 N	625,77 g
T14	586,11 mA	6,82 N	697,34 g
T15	626,56 mA	7,29 N	745,40 g
T16	656,79 mA	7,65 N	782,21 g

Fonte: Elaboração própria

A Tabela 6 apresenta o resultado da comparação entre massa e força reais e massa e força medidas, assim como a exatidão da medida feita pelo *software* e a constante real entre a corrente medida e a força real.

Tabela 6 – Relação entre a massa e a força reais, a massa e a força aparentes, a exatidão da medição feita e a constante real calculada para cada medida

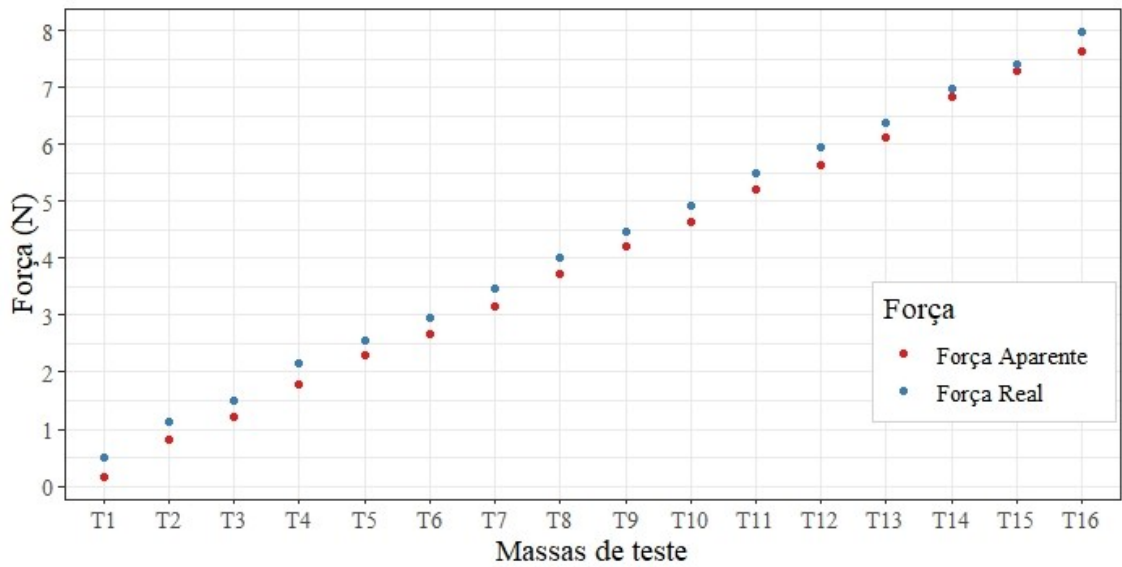
Massa de Teste	Massa aparente	Massa real	Força aparente	Força real	Exatidão da medida	Constante real
T1	16,31 g	51,14 g	0,16 N	0,50 N	32%	35,76 N/A
T2	83,62 g	114,79 g	0,82 N	1,13 N	72,56%	16,09 N/A
T3	124,74 g	153,89 g	1,22 N	1,51 N	80,79%	14,45 N/A
T4	184,05 g	218,99 g	1,80 N	2,15 N	83,72%	13,95 N/A
T5	235,17 g	259,51 g	2,30 N	2,55 N	90,20%	12,88 N/A
T6	274,03 g	300,11 g	2,68 N	2,95 N	90,85%	12,83 N/A
T7	324,13 g	351,49 g	3,17 N	3,46 N	91,62%	12,70 N/A
T8	381,39 g	407,43 g	3,73 N	4,01 N	93,02%	12,50 N/A
T9	431,49 g	455,10 g	4,22 N	4,47 N	94,41%	12,33 N/A
T10	473,42 g	501,10 g	4,63 N	4,93 N	93,91%	12,38 N/A
T11	533,74 g	559,79 g	5,22 N	5,50 N	94,91%	12,28 N/A
T12	576,69 g	605,27 g	5,64 N	5,95 N	94,79%	12,29 N/A
T13	625,77 g	650,05 g	6,12 N	6,39 N	95,77%	12,15 N/A
T14	697,34 g	708,61 g	6,82 N	6,97 N	97,85%	11,88 N/A
T15	745,40 g	754,67 g	7,29 N	7,42 N	98,24%	11,84 N/A
T16	782,21 g	812,64 g	7,65 N	7,99 N	95,74%	12,16 N/A

Fonte: Elaboração própria

A constante de força aproximada que deve ser utilizada para aproximar a força exercida pelo motor em relação a sua corrente consumida é a média das constantes de força obtidas para cada ponto: 14,28 N/A. Há uma diferença de 18,49% entre a constante de força fornecida e a calculada.

O gráfico referente às forças aparentes medidas e às forças reais está representado na Figura 25.

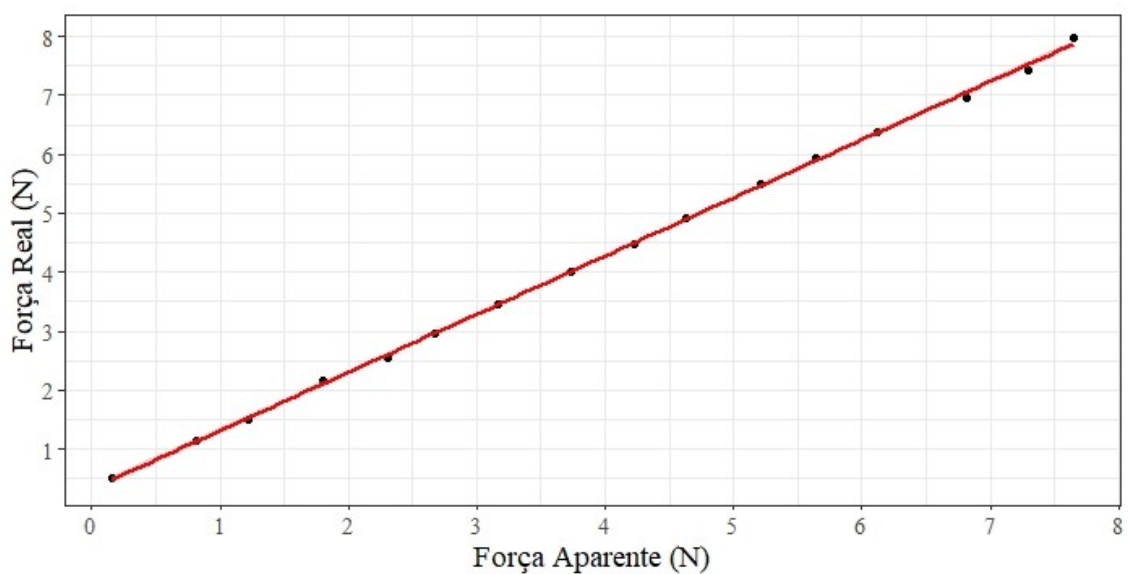
Figura 25 – Forças aparentes e reais em relação ao tempo



Fonte: Elaboração própria

Nota-se que ambas as forças seguem um padrão similar de crescimento. Com a finalidade de estabelecer uma relação direta entre as duas forças para que se pudesse calcular a força real com base na força aferida, primeiramente, foi feita uma regressão linear simples (com a força real sendo estimada pela força aparente) entre as forças. O resultado dessa regressão encontra-se na Figura 26.

Figura 26 – Regressão linear entre a força real e a força aparente



Fonte: Elaboração própria

Considerado um intervalo de confiança de 95%, o p-valor da Força aparente é menor que 10^{-16} , indicando que mudanças nessa variável causam mudanças estatisticamente significativas na variável de resposta, a força real. A equação da linha de regressão ajustada está representada na Equação 1.

$$\text{Força Real} = 0,33 + 0,99 * (\text{Força Aparente}) \quad (1)$$

Isto é, a cada 1 N de mudança na força aparente, detectada pelo *software*, é possível estimar que haverá um aumento de 0,99 N na força real. O coeficiente de Pearson encontrado é 0,9997189. Aplicando a Equação 1 aos dados de força aparente da Tabela 6, é possível estimar a exatidão da equação obtida. Os resultados obtidos estão apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 – Resultados obtidos pela aplicação da Equação 1 aos dados de força aparente

Massa de Teste	Força calculada	Força Real	Exatidão da medida
T1	0,49 N	0,50 N	98%
T2	1,14 N	1,13 N	99,12%
T3	1,54 N	1,51 N	98,05%
T4	2,11 N	2,15 N	98,14%
T5	2,61 N	2,55 N	97,70%
T6	2,98 N	2,95 N	98,99%
T7	3,47 N	3,46 N	99,71%
T8	4,02 N	4,01 N	99,75%
T9	4,51 N	4,47 N	99,11%
T10	4,91 N	4,93 N	99,59%
T11	5,50 N	5,50 N	100%
T12	5,91 N	5,95 N	99,33%
T13	6,39 N	6,39 N	100%
T14	7,08 N	6,97 N	98,45%
T15	7,55 N	7,42 N	98,28%
T16	7,90 N	7,99 N	98,87%

Fonte: Elaboração própria

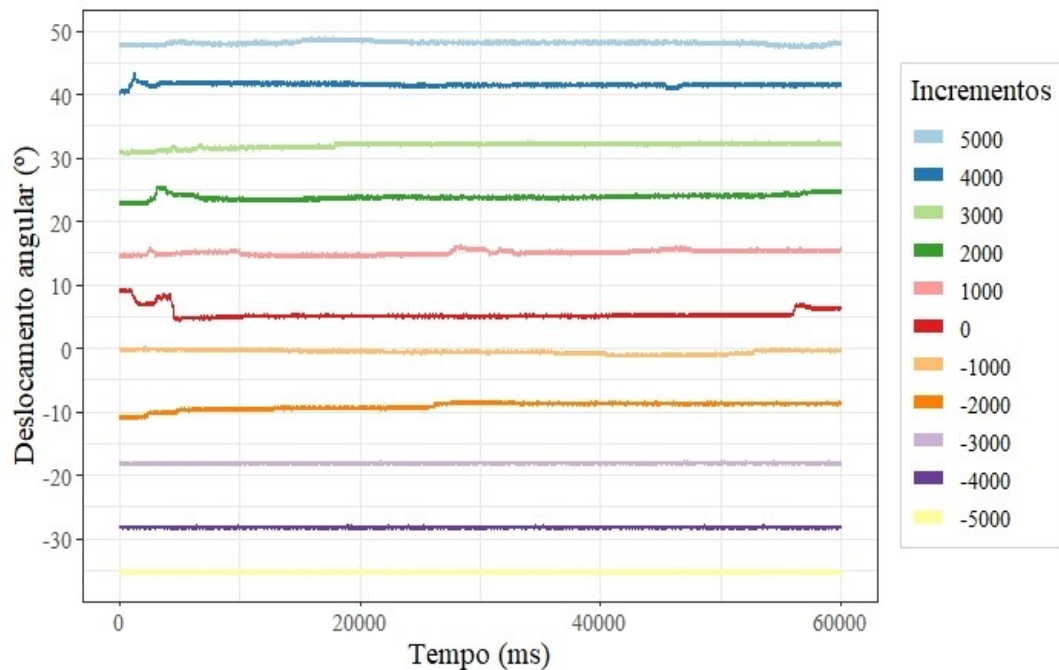
A exatidão média da aplicação da Equação 1 é 98,94%, com um coeficiente de Pearson entre os valores de força real e calculado de 0,9997298. Tais resultados corroboram a validade da aplicação da equação obtida em cima dos valores aparentes captados via Motion Manager.

4.3 Calibração do deslocamento angular do punho

4.3.1 Metodologia 1 de calibração do deslocamento angular

Seguindo a primeira metodologia proposta, os sinais do goniômetro, relacionados a cada incremento específico, podem ser vistos na Figura 27. Os sinais já se encontram reamostrados para uma frequência de 166,67 Hz.

Figura 27 – Sinais do goniômetro



Fonte: Elaboração própria

Os valores médios calculados para cada ângulo, assim como seus valores após a remoção do *offset*, estão descritos na Tabela 8.

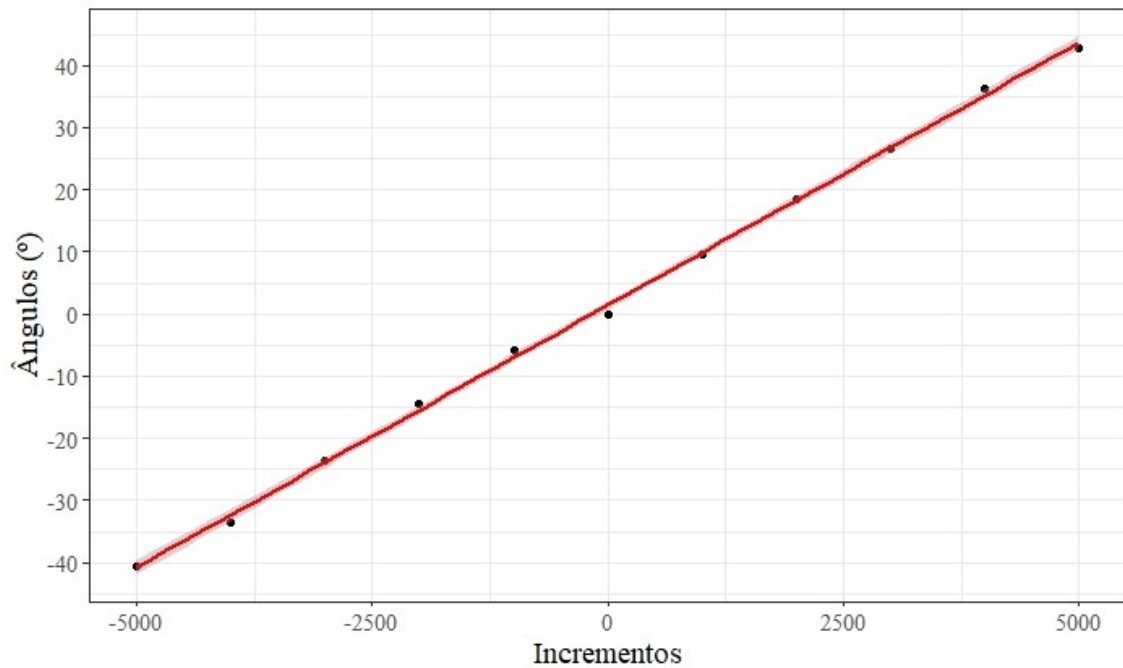
Tabela 8 – Valores médios dos ângulos relativos aos incrementos, e os ângulos após remoção de *offset*

Incremento relativo	Ângulo medido	Ângulo - <i>offset</i>
5000	48,14 °	42,75 °
4000	41,56 °	36,16 °
3000	31,99 °	26,60 °
2000	23,85 °	18,46 °
1000	15,11°	9,71 °
0	5,39 °	0,00 °
-1000	-0,54 °	-5,94 °
-2000	-9,09 °	-14,48 °
-3000	-18,10 °	-23,50 °
-4000	-28,20 °	-33,60 °
-5000	-35,28 °	-40,67 °

Fonte: Elaboração própria

Por meio dos ângulos medidos e a posição da haste em incrementos, é possível estabelecer uma relação entre eles. Plotando os valores dos ângulos no eixo Y e os incrementos no eixo X, é possível ver que há linearidade entre os valores, sendo utilizada uma regressão linear simples na tentativa de estimar uma equação que relacione esses valores. A linha de regressão está apresentada na Figura 28.

Figura 28 – Regressão linear entre o deslocamento angular do punho e a posição do atuador



Fonte: Elaboração própria

Considerado um intervalo de confiança de 95%, o p-valor dos incrementos é menor que 10^{-16} , indicando que mudanças nesta variável causam mudanças estatisticamente significativas na variável de resposta, o deslocamento angular do punho. A equação da linha de regressão ajustada está representada na Equação 2.

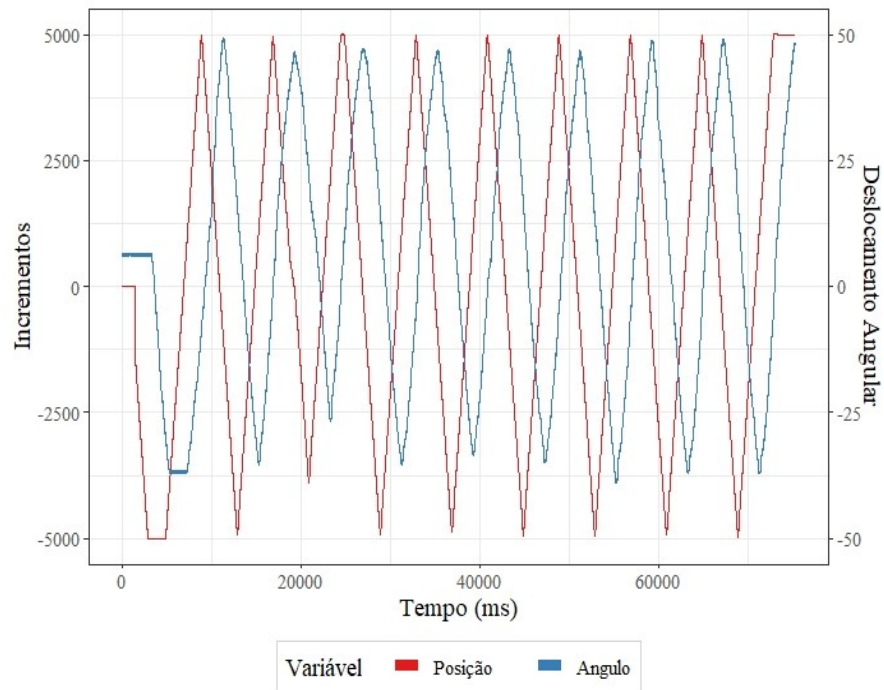
$$\hat{\text{Ângulo}} = 1,41 + 8,44 * 10^{-3} * (\text{Posição}) \quad (2)$$

Ou seja, a cada 1000 incrementos percorridos pela haste, haveria um aumento de 8,44 ° do punho. O coeficiente de Pearson encontrado é 0,9995091.

4.3.2 Metodologia 2 de calibração do deslocamento angular

Os sinais coletados pelo Motion Manager e pelo Myosystem foram processados utilizando o *software* RStudio. Os dois sinais podem ser vistos na Figura 29.

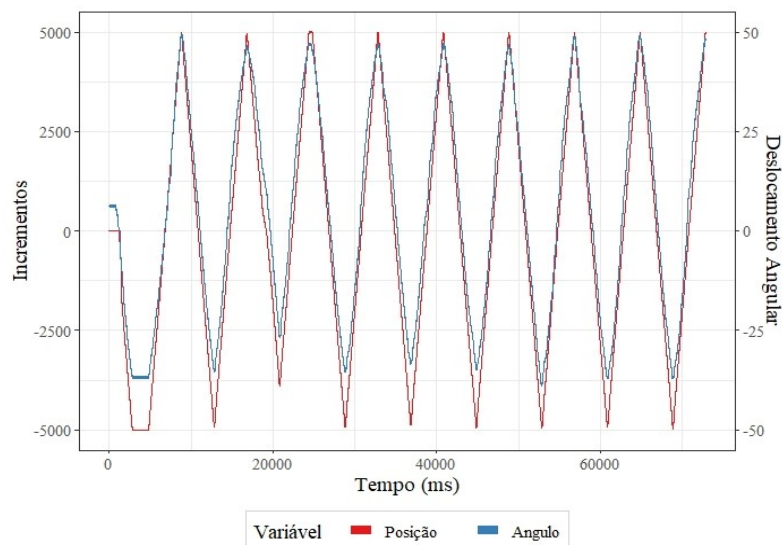
Figura 29 – Sinais de deslocamento da haste e deslocamento angular do punho



Fonte: Elaboração própria

Nota-se que os sinais ainda não estão sincronizados. Dessa forma, o sincronismo foi feito utilizando os picos dos dois sinais como referência. Foi encontrada uma diferença de 2394 ms entre os picos dos sinais. Feita a adequação, é possível ver o resultado na Figura 30.

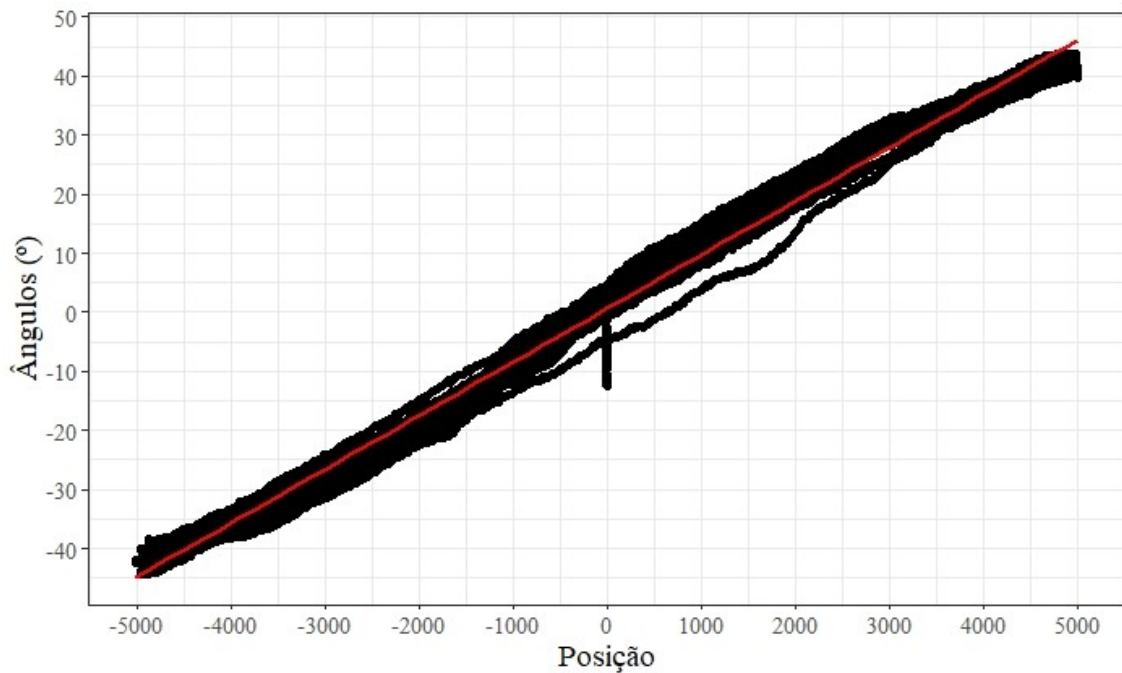
Figura 30 – Sincronização dos sinais de deslocamento da haste e deslocamento angular do punho



Fonte: Elaboração própria

Entretanto, o *offset* do sinal angular ainda estava presente. A média do sinal de deslocamento angular foi 5,463 °. Essa média foi subtraída de todos os pontos do sinal angular e, então, foi realizada a criação de um modelo linear entre os sinais analisados. A relação linear estabelecida pode ser vista na Figura 31.

Figura 31 – Regressão linear entre o deslocamento angular do punho e a posição do atuador da segunda metodologia



Fonte: Elaboração própria

A equação da linha de regressão ajustada está representada na Equação 3.

$$\hat{\text{Ângulo}} = 0,6 + 9,08 * 10^{-3} * (\text{Posição}) \quad (3)$$

A cada 1000 incrementos percorridos pela haste, haveria um aumento de 9,08 ° do punho. O coeficiente de Pearson encontrado é 0,995259.

Na seção seguinte, serão discutidos os resultados obtidos.

5 DISCUSSÃO

A pesquisa realizada para o desenvolvimento desta dissertação tinha como objetivo validar o uso da órtese ativa de punho desenvolvida no NIATS para fins de quantificação da rigidez em pacientes com a doença de Parkinson.

Para uma extração precisa e relevante de características, torna-se necessário um rigor em relação ao que está realmente sendo aferido, dando origem à necessidade da calibração dos sinais de força e deslocamento angular do punho. Devido à forma como o controlador MCLM 3006S RS e o atuador LM 2070-080-11 foram manufaturados, tentativas de aferir a corrente consumida pelo motor de maneira precisa mostraram-se frustradas.

Entretanto, conectando um amperímetro à saída da bateria que alimenta o circuito utilizado, foi possível verificar valores de corrente similares aos encontrados na Tabela 5. Apesar de não ser um método válido de calibração do sinal de corrente obtido pelo Motion Manager, devido a uma apresentação de correntes próximas aos resultados, optou-se por confiar nos resultados de corrente mostrados na ferramenta de análise gráfica disponível.

Tratando-se da calibração dos sinais da força exercida pelo atuador, alguns contratempos foram encontrados. Ao tentar verificar a força exercida pelo atuador sem nenhuma carga presa à haste, sinais erráticos de corrente surgiram, especialmente ao haver qualquer toque na haste. As correntes foram analisadas como advindas do controlador PID do MCLM, visto que o motor não deveria estar consumindo corrente, dado que não houve movimento efetivo da parte móvel. Após diversos testes, foi constatado que, caso o motor esteja conectado a pouca ou nenhuma massa, isto é, se ele não estiver fazendo força suficiente, a confiabilidade dos valores de corrente obtidos via Motion Manager deve ser desconsiderada.

Assim, utilizar métodos de coleta de sinais que deixem o atuador parado em uma determinada posição por muito tempo podem gerar problemas na captação de corrente, sendo necessária uma melhor fixação da mão ao suporte que a sustenta para que alguma força esteja continuamente aplicada ao motor. Contudo, tratando-se da análise da rigidez em pacientes com DP, estima-se que forças serão aplicadas continuamente ao longo do protocolo de coleta.

Ao utilizar as massas determinadas no protocolo metodológico, optou-se por realizar a filtragem de frequências maiores que 1 Hz a fim de minimizar artefatos como, por exemplo, o da movimentação de cabos. Com essa filtragem, os resultados mostram que o impacto no domínio do tempo não foi tão considerável quanto o impacto no domínio da frequência, conforme os decréscimos percentuais das variáveis analisadas na verificação da corrente. Essa filtragem pode não ser necessária, visto que a maior parte da energia do sinal, mesmo na pré-

filtragem, encontra-se em 0 Hz, estando de acordo com os resultados esperados de sinais advindos de um motor DC. Entretanto, artefatos ou ruídos de maior frequência podem surgir no sinal; a recomendação é que seja feita a filtragem a fim de evitar esses contratempos. Por essa ser uma pesquisa que tem como foco a Doença de Parkinson, doença conhecida por apresentar tremores, o procedimento de filtragem passa-baixa em 1 Hz auxiliaria na remoção de movimentações decorrentes do tremor Parkinsoniano, que possui frequência típica entre 4 e 6 Hz.

Referente à amplitude de massa que o atuador consegue suportar (39,07 g a 812,64 g), além de teoricamente ser possível aumentar essa amplitude reforçando a parte conectada ao atuador, estima-se que a massa relativa da mão humana corresponda a 0,61% da massa total de pessoas do sexo masculino e 0,56% da massa total de pessoas do sexo feminino. A massa média da população brasileira é de 73 kg e 63 kg para homens e mulheres, respectivamente (BOURGET, 2020). Assumindo uma distribuição igual entre os gêneros, a massa média das mãos que serão movimentadas é 399 g. Considerando que toda a massa da mão será movida (apesar de haver decomposição de forças, será considerado por ser o “pior caso” para o atuador) pelo motor e tomando a aceleração da gravidade como $9,83 \text{ m/s}^2$ (CENEGEO, 2020), temos uma força constante de 3,92 N puxando a mão para baixo. De acordo com a calibração feita neste trabalho, mesmo que a rigidez teoricamente dobre a força necessária para que o atuador faça o movimento proposto, ainda seria possível fazê-lo.

Métricas estatísticas relativas aos resultados obtidos na calibração da força exercida pela órtese ($R > 0,99$) reforçam a validade do método empregado, mesmo que haja a necessidade de eventuais ajustes ou aprimoramentos que possam ser feitos com a finalidade de refinar a metodologia aqui aplicada.

Referente à calibração do deslocamento angular, optou-se por estabelecer um protocolo que permitisse quantificar diretamente o deslocamento angular do punho com base no deslocamento da haste, dispensando o ângulo entre a haste e o sistema de juntas esféricas que permitem o movimento multidimensional da mão. Assim, a razão para a determinação de duas curvas de calibração advém da diferença entre os protocolos experimentais empregados.

A segunda metodologia de análise angular apresenta um intercepto da reta menor que o da primeira metodologia (0,6 comparado com 1,41), mas um coeficiente da posição maior ($9,08 \cdot 10^{-3}$ contra $8,44 \cdot 10^{-3}$ da anterior). Essa diferença pode ter ocorrido devido à maior estabilidade do controlador PID do MCLM 3006S RS tratando-se de uma movimentação contínua, como discutido anteriormente.

Referente ao deslocamento angular do punho, ao empregar protocolos que sejam pontuais, isto é, nos quais a haste fique parada por um tempo em determinada posição, como a primeira metodologia, indica-se que sua curva de calibração seja utilizada. Entretanto, para protocolos que façam uso de uma movimentação contínua, recomenda-se o uso da segunda curva de calibração do deslocamento angular.

Analogamente à análise dos resultados da calibração dos sinais de força, as métricas estatísticas também reforçam a validade dos métodos aqui empregados, com ambas as metodologias apresentando alto valor para o índice de correlação de Pearson ($R > 0,99$). Mesmo que surjam eventuais ajustes ou aprimoramentos, os métodos aqui aplicados apresentaram bons resultados.

6 CONCLUSÃO

Para o presente trabalho, foram calibradas a força exercida pelo motor relacionada com a corrente consumida por ele, e o deslocamento angular do punho ocasionado pela movimentação da haste do atuador, tendo atingido os objetivos propostos.

Em uma aplicação prática na qual a órtese esteja posicionada no antebraço de um indivíduo, dados antropométricos podem ser utilizados para se construir um sistema de corpos rígidos, decompondo a força realizada pelo motor de acordo com os ângulos entre as partes da órtese e o corpo do indivíduo, sendo possível inclusive estimar o torque aplicado na articulação do punho.

Seguindo essa análise que faz uso de dados antropométricos, as curvas de calibração obtidas podem ser melhoradas considerando esses dados, adicionando-os como novas variáveis da reta, sendo possível uma determinação tanto do deslocamento angular do punho quanto da força aplicada na mão ou do torque aplicado na articulação do punho com base nesses valores. Para isso, uma posição ótima da órtese deve ser considerada. Tal padronização permite o acréscimo de novas variáveis se considerado um sistema de corpos rígidos, como citado anteriormente.

Para trabalhos futuros, vale ressaltar a possibilidade do uso de ferramentas de inteligência artificial, como, por exemplo, algoritmos de *machine learning*, para a otimização dos parâmetros PID do controlador, podendo melhorar os resultados, especialmente no que se trata do consumo de corrente em relação ao deslocamento da haste.

Para a quantificação da rigidez em pacientes com a Doença de Parkinson, espera-se extrair diversas características de sinais como a força exercida pelo motor em relação ao deslocamento angular do punho ou da corrente consumida pelo motor em relação ao tempo, similar ao exposto por Perera *et al.* (2019), o que reforça a relevância da pesquisa aqui exposta, visto que, para obter dados precisos e confiáveis capazes de produzir resultados de alta confiabilidade, uma calibração é necessária.

Esse rigor, empregado na metodologia ora proposta, reforça, juntamente com os resultados obtidos, a validade dos procedimentos empregados. Consequentemente, esse trabalho torna possível o uso desse método para uma possível nova escala de quantificação da escala de rigidez, sendo de grande relevância para conceder mais objetividade no que se refere à quantificação da rigidez em pacientes com a DP.

É importante constar que este trabalho se relaciona com os Objetivos do Desenvolvimento Sustentável (ODS), especialmente no que se refere aos Objetivos 3, Saúde e Bem-Estar, e 9, Indústria, Inovação e Infraestrutura.

REFERÊNCIAS

ALHO, A. T. D. L. **Caracterização da substância negra humana durante o envelhecimento**. Doutorado em Fisiopatologia Experimental – São Paulo: Universidade de São Paulo, 5 set. 2011.

ALMEIDA, J. S. *et al.* Detecting Parkinson's disease with sustained phonation and speech signals using machine learning techniques. [*S. l.*]. **Pattern Recognition Letters**, v. 125, p. 55–62, jul. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2019.04.005>

ANDRADE, A. O. *et al.* Ergonomic Assessment of an Active Orthosis for the Rehabilitation of Flexion and Extension of Wrist. *In*: LHOTSKA, L. *et al.* (Eds.). **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018**. IFMBE Proceedings. Singapore: Springer Singapore, 2019. v. 68/2p. 565–568. https://doi.org/10.1007/978-981-10-9038-7_104

AU, K. L. K. *et al.* A randomized clinical trial of burst vs. spaced physical therapy for Parkinsons disease. [*S. l.*]. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 97, p. 57–62, abr. 2022. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2022.02.021>

BERARDI, A. *et al.* Tools to assess the quality of life in patients with Parkinson's disease: a systematic review. [*S. l.*]. **Expert Review of Pharmacoeconomics & Outcomes Research**, v. 21, n. 1, p. 55–68, 2 jan. 2021. <https://doi.org/10.1080/14737167.2021.1841638>

BHIDAYASIRI, R.; TARSY, D. Parkinson's Disease: Hoehn and Yahr Scale. *In*: BHIDAYASIRI, R.; TARSY, D. (Eds.). **Movement Disorders: A Video Atlas**. Current Clinical Neurology. Totowa, NJ: Humana Press, 2012. p. 4–5. https://doi.org/10.1007/978-1-60327-426-5_2

BOURGET, J. **ERGONOMIC ASSESSMENT OF AN ACTIVE ORTHOSIS FOR PARKINSON'S DISEASE PATIENTS**. [*S. l.*] Zenodo, 21 abr. 2020. Disponível em: <https://zenodo.org/record/3759763>.

BRONSTEIN, J. *et al.* Meeting Report: Consensus Statement – Parkinson's Disease and the Environment: Collaborative on Health and the Environment and Parkinson's Action Network (CHE PAN) Conference 26–28 jun. 2007. [*S. l.*]. **Environmental Health Perspectives**, v. 117, n. 1, p. 117–121, jan. 2009. <https://doi.org/10.1289/ehp.11702>

BRUDER, A. M. *et al.* Physiotherapy intervention practice patterns used in rehabilitation after distal radial fracture. [*S. l.*]. **Physiotherapy**, v. 99, n. 3, p. 233–240, set. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2012.09.003>

CENEGEO. REFERÊNCIA GRAVIMÉTRICA DA CIDADE DE UBERLÂNDIA. Uberlândia, Brasil: 7 dez. 2020.

CERRI, S.; MUS, L.; BLANDINI, F. Parkinson's Disease in Women and Men: What's the Difference? [*S. l.*]. **Journal of Parkinson's Disease**, v. 9, n. 3, p. 501–515, 30 jul. 2019. <https://doi.org/10.3233/JPD-191683>

COSTA, S. *et al.* Ergonomic Evaluation of an Active Wrist Orthosis for the Treatment of Muscular Rigidity in Individuals with Parkinson's Disease. *In*: COSTA-FELIX, R.; MACHADO, J. C.; ALVARENGA, A. V. (Eds.). **XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering**. IFMBE Proceedings. Singapore: Springer Singapore, 2019. v. 70/1p. 635–640. https://doi.org/10.1007/978-981-13-2119-1_97

COSTA, S. **Avaliação ergonômica de uma órtese ativa de punho para a reabilitação da rigidez em pessoas com a doença de Parkinson**. Universidade Federal de Uberlândia, 24 jul. 2020.

DATA HOMINIS. **Myosystem-BR1 P84**. Uberlândia, Brasil, 2016a.

DATA HOMINIS. **Software Myosystem-BR1**. Versão 3.5.6. Uberlândia, Brasil, 2016b.

DEXTER, D. T.; JENNER, P. Parkinson disease: from pathology to molecular disease mechanisms. **Free Radical Biology & Medicine**, v. 62, p. 132–144, set. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.freeradbiomed.2013.01.018>

DICKSON, J. M.; GRÜNEWALD, R. A. Somatic symptom progression in idiopathic Parkinson's disease. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 10, n. 8, p. 487–492, dez. 2004. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2004.05.005>

DORSEY, E. R. *et al.* Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. [*S. l.*]. **The Lancet Neurology**, v. 17, n. 11, p. 939–953, nov. 2018.

DUIM, E. *et al.* Prevalência e características das feridas em pessoas idosas residentes na comunidade. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**. São Paulo, Brasil. v. 49, n. spe, p. 51–57, dez. 2015. <https://doi.org/10.1590/S0080-623420150000700008>

EMG SYSTEM. **Goniômetro GP_10**. São José dos Campos, Brasil, 2009.

ESQUENAZI, A.; TALATY, M. Robotics for Lower Limb Rehabilitation. [*S. l.*]. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 30, n. 2, p. 385–397, mai. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2018.12.012>

FAHN, S.; SULZER, D. Neurodegeneration and Neuroprotection in Parkinson Disease. [*S. l.*]. v. 1, n. 1, 2004. <https://doi.org/10.1602/neurorx.1.1.139>

FAULHABER. **Datasheet Linear DC-Servomotors with Analog Hall Sensors**. Alemanha, 2023a. Disponível em: https://www.faulhaber.com/fileadmin/Import/Media/EN_7000_05042.pdf.

FAULHABER. **Datasheet Motion Controllers V2.5**. Alemanha, 2020. Disponível em: https://www.faulhaber.com/fileadmin/Import/Media/EN_MCLM3006S_V2-5_DFF.pdf.

FAULHABER. **Motion Manager**. Versão 6.9.0. Alemanha, 2023b. Disponível em: <https://www.faulhaber.com/en/support/ Faulhaber-motion-manager/>.

FERREIRA-SANCHÉZ, M. DEL R.; MORENO-VERDÚ, M.; CANO-DE-LA-CUERDA, R. Quantitative Measurement of Rigidity in Parkinson's Disease: A Systematic Review. [S. l.]. **Sensors**, v. 20, n. 3, p. 880, 6 fev. 2020. <https://doi.org/10.3390/s20030880>

GAPRIELIAN, P. *et al.* Integrated robotics platform with haptic control differentiates subjects with Parkinson's disease from controls and quantifies the motor effects of levodopa. [S. l.]. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 124, dez. 2019. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0598-5>

GERSHANIK, O.; JENNER, P. Moving from continuous dopaminergic stimulation to continuous drug delivery in the treatment of Parkinson's disease: Moving from continuous dopaminergic stimulation to continuous drug delivery. [S. l.]. **European Journal of Neurology**, v. 19, n. 12, p. 1502–1508, dez. 2012. <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2011.03593.x>

GIUFFRIDA, J. P.; RAPP, E. J. Ambulatory and Remote Monitoring of Parkinson's Disease Motor Symptoms. *In*: LAI, D. T. H.; BEGG, R.; PALANISWAMI, M. (Eds.). [S. l.]. **Healthcare Sensor Networks**. 1. ed. CRC Press, 2016. p. 247–281. <https://doi.org/10.1201/b11195-10>

GOETZ, C. G. *et al.* Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results: MDS-UPDRS: Clinimetric Assessment. [S. l.]. **Movement Disorders**, v. 23, n. 15, p. 2129–2170, 15 nov. 2008. <https://doi.org/10.1002/mds.22340>

HAYES, M. T. Parkinson's Disease and Parkinsonism. [S. l.]. **The American Journal of Medicine**, v. 132, n. 7, p. 802–807, jul. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2019.03.001>

HUANG, X. *et al.* The Combined Effects of Adaptive Control and Virtual Reality on Robot-Assisted Fine Hand Motion Rehabilitation in Chronic Stroke Patients: A Case Study. [S. l.]. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 27, n. 1, p. 221–228, jan. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.08.027>

JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. [S. l.]. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 79, n. 4, p. 368–376, 1 abr. 2008. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2007.131045>

KEMPSTER, P. A.; HURWITZ, B.; LEES, A. J. A new look at James Parkinson's Essay on the Shaking Palsy. [S. l.]. **Neurology**, v. 69, n. 5, p. 482–485, 31 jul. 2007. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000266639.50620.d1>

KWON, M. J. *et al.* The Occurrence of Alzheimer's Disease and Parkinson's Disease in Individuals With Osteoporosis: A Longitudinal Follow-Up Study Using a National Health Screening Database in Korea. [S. l.]. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 13, p. 786337, 8 dez. 2021. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2021.786337>

LACY, B. *et al.* Severity of depressive and motor symptoms impacts quality of life in Parkinson's disease patients at an academic movement clinic: A cross-sectional study. [S. l.]. **Clinical Parkinsonism & Related Disorders**, v. 8, p. 100180, 2023. <https://doi.org/10.1016/j.prdoa.2022.100180>

LENZ, F. A. *et al.* Single unit analysis of the human ventral thalamic nuclear group. [*S. l.*]. 1994. <https://doi.org/10.1093/brain/117.3.531>

LEVIN, J. *et al.* Objective measurement of muscle rigidity in parkinsonian patients treated with subthalamic stimulation: Objective Rigidity Measurement in Parkinson's. [*S. l.*]. **Movement Disorders**, v. 24, n. 1, p. 57–63, 15 jan. 2009. <https://doi.org/10.1002/mds.22291>

MAK, M. K. Y.; WONG, E. C. Y.; HUI-CHAN, C. W. Y. Quantitative measurement of trunk rigidity in parkinsonian patients. [*S. l.*]. **Journal of Neurology**, v. 254, n. 2, p. 202–209, fev. 2007. <https://doi.org/10.1007/s00415-006-0327-4>

MASSANO, J.; BHATIA, K. P. Clinical Approach to Parkinson's Disease: Features, Diagnosis, and Principles of Management. [*S. l.*]. **Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine**, v. 2, n. 6, p. a008870–a008870, 1 jun. 2012. <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a008870>

MITSUKANE, M. *et al.* Immediate Effects of Repetitive Wrist Extension on Grip Strength in Patients With Distal Radial Fracture. [*S. l.*]. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 96, n. 5, p. 862–868, mai. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.024>

NYHOLM, D. Duodopa® treatment for advanced Parkinson's disease: A review of efficacy and safety. [*S. l.*]. **Parkinsonism & Related Disorders**, v. 18, n. 8, p. 916–929, set. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2012.06.022>

PARKINSON, J. An Essay on the Shaking Palsy. [*S. l.*]. **J Neuropsychiatry Clin Neurosci**, 2002. <https://doi.org/10.1176/jnp.14.2.223>

PERERA, T. *et al.* A palm-worn device to quantify rigidity in Parkinson's disease. [*S. l.*]. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 317, p. 113–120, abr. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2019.02.006>

PROCHAZKA, A. *et al.* Measurement of rigidity in Parkinson's disease. [*S. l.*]. **Movement Disorders**, v. 12, n. 1, p. 24–32, jan. 1997. <https://doi.org/10.1002/mds.870120106>

RAIANO, L. *et al.* PDMeter: A Wrist Wearable Device for an at-Home Assessment of the Parkinson's Disease Rigidity. [*S. l.*]. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 28, n. 6, p. 1325–1333, jun. 2020. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2987020>

RIZZO, G. *et al.* Accuracy of clinical diagnosis of Parkinson disease: A systematic review and meta-analysis. [*S. l.*]. **Neurology**, v. 86, n. 6, p. 566–576, 9 fev. 2016. <https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000002350>

SEPEHRI, B. *et al.* Quantification of Rigidity in Parkinson's Disease. [*S. l.*]. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 35, n. 12, p. 2196–2203, 14 nov. 2007. <https://doi.org/10.1007/s10439-007-9379-6>

SHARMA, A.; SZETO, K.; DESILETS, A. R. Efficacy and Safety of Deep Brain Stimulation

as an Adjunct to Pharmacotherapy for the Treatment of Parkinson Disease. [S. l.]. **Annals of Pharmacotherapy**, v. 46, n. 2, p. 248–254, 1 fev. 2012. <https://doi.org/10.1345/aph.1Q508>

TANNER, C. M.; GOLDMAN, S. M. EPIDEMIOLOGY OF PARKINSON'S DISEASE. [S. l.]. 1996. [https://doi.org/10.1016/S0733-8619\(05\)70259-0](https://doi.org/10.1016/S0733-8619(05)70259-0)

TSANAS, A. *et al.* Nonlinear speech analysis algorithms mapped to a standard metric achieve clinically useful quantification of average Parkinson's disease symptom severity. [S. l.]. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 8, n. 59, p. 842–855, 6 jun. 2011. <https://doi.org/10.1098/rsif.2010.0456>

VARGHESE, R. J. *et al.* Wearable Robotics for Upper-Limb Rehabilitation and Assistance. *In: Wearable Technology in Medicine and Health Care*. [S. l.] Elsevier, 2018. p. 23–69. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-811810-8.00003-8>

WEN, X. *et al.* The effects of physiotherapy treatments on dysphagia in Parkinson's disease: A systematic review of randomized controlled trials. [S. l.]. **Brain Research Bulletin**, v. 188, p. 59–66, out. 2022. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2022.07.016>

XIA, R.; RYMER, W. Z. The role of shortening reaction in mediating rigidity in Parkinson's disease. [S. l.]. **Experimental Brain Research**, v. 156, n. 4, p. 524–528, 1 jun. 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-004-1919-9>

XUE, X.; YANG, X.; DENG, Z. Efficacy of rehabilitation robot-assisted gait training on lower extremity dyskinesia in patients with Parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis. [S. l.]. **Ageing Research Reviews**, v. 85, p. 101837, mar. 2023. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2022.101837>