



Universidade Estadual de Londrina  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Programa de Doutorado Associado em Engenharia Elétrica  
UEL/UTFPR-CP

Jair Fajardo Junior

**Desenvolvimento e Análise de Modelo Robótico Baseado na Plataforma  
Stewart-Gough Aplicado à Simulação de Tremores de Parkinson**

Londrina - PR,  
27 de setembro de 2023

Jair Fajardo Junior

**Desenvolvimento e Análise de Modelo Robótico Baseado na Plataforma  
Stewart-Gough Aplicado à Simulação de Tremores de Parkinson**

Tese de Doutorado submetida ao Programa de Doutorado Associado em Engenharia Elétrica da UEL/UTFPR-CP como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Área: Modelagem, Simulação e Implementação de Sistemas.

Orientador: Dr. Leonimer Flávio de Melo

Londrina - PR,  
27 de setembro de 2023

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Fajardo Junior, Jair.

Desenvolvimento e Análise de Modelo Robótico Baseado na Plataforma Stewart-Gough Aplicado à Simulação de Tremores de Parkinson / Jair Fajardo Junior. - Londrina, 2023.

101 f. : il.

Orientador: Leonimer Flávio de Melo.

Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Tecnologia e Urbanismo, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2023.

Inclui bibliografia.

1. Modelagem de Sistemas - Tese. 2. Simulação de Tremores - Tese. 3. Plataforma Stewart - Tese. 4. Tecnologias Vestíveis - Tese. I. Flávio de Melo, Leonimer. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Tecnologia e Urbanismo. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU 62

Jair Fajardo Junior

## **Desenvolvimento e Análise de Modelo Robótico Baseado na Plataforma Stewart-Gough Aplicado à Simulação de Tremores de Parkinson**

Tese de Doutorado submetida ao Programa de Doutorado Associado em Engenharia Elétrica da UEL/UTFPR-CP como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Área: Modelagem, Simulação e Implementação de Sistemas.

### **Comissão Examinadora**

---

Dr. Cristiano Marcos Agulhari  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Membro

---

Dr. Reginaldo Nunes de Souza  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Campus Apucarana  
Membro Externo


---

Dr. José Alexandre de França  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Universidade Estadual de Londrina  
Membro

---

Dr. Francisco Granziera Júnior  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Universidade Estadual de Londrina  
Membro

---

  
Dr. Leonimer Flávio de Melo  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Universidade Estadual de Londrina  
Orientador

---

Dr. Thiago Berticelli Ló  
Instituto Federal do Paraná  
Campus Cascavel  
Membro Externo

Londrina - PR,  
27 de setembro de 2023

*Dedico este trabalho à Deus, meus queridos pais Jair e Maria (in memoriam), minha amada família (Marielen, Miguel e Augusto), ao meu orientador e amigo Professor Dr. Leonimer, e a todos os demais familiares e amigos que me incentivaram e deram forças durante esta caminhada...*

# Agradecimentos

Agradeço à Deus por toda a força, sabedoria e infinito amor de um Pai que me acolheu durante períodos realmente difíceis.

Aos meus pais que me guiaram por toda a minha trajetória, indicando o caminho a ser seguido. Meu pai Jair, sempre com muito amor e zelo aos seus filhos e minha mãe Maria (**in Memoriam**), que esteja onde estiver, espero que se sinta orgulhosa. Agradeço a minha família, minha maravilhosa esposa Marielen, me sinto abençoado por ter esta companheira ao meu lado que sempre me manteve em pé, cuidando de todos os problemas e segurando firme os momentos em que estive ausente. Aos meus filhos, apesar de poucos anos neste mundo, já me proporcionaram os momentos mais felizes da minha vida, adianto que, mesmo antes de conhece-los, todo este esforço foi por vocês. Agradeço pelos sorrisos, abraços e beijos a cada manhã, com certeza fizeram toda a diferença. Obrigado aos meus irmãos e irmãs (Clayton, Simone, Alisson e Samara) pelo apoio, meus sogros (Célia e Mário Sérgio) e cunhado(as) (Rafael, Mariceli e Maiara).

Agradeço enormemente ao meu orientador Professor Dr. Leonimer Flávio de Melo. Com sua sabedoria, humanidade, paciência e ensinamentos, me trouxeram até aqui e tenho expectativas que esta parceria ainda perdure por muito tempo. "Chegamos juntos a este momento!".

Agradeço a todos os membros da banca, pelo seu tempo, disponibilidade, ensinamentos e sugestões. Professor Dr. Reginaldo Nunes de Souza, Professor Dr. Cristiano Marcos Agulhari, Professor Dr. Francisco Granziera Júnior, Professor Dr. José Alexandre de França e Professor Dr. Thiago Berticelli Ló.

Agradeço ao Instituto Federal do Paraná pelo apoio institucional e a todos os amigos e colegas de trabalho, pelas conversas, dicas, sugestões e apoio moral durante este período. Em especial aos professores Luiz e Alex, parceiros de trabalho e na vida.

Sou muito grato a Universidade Estadual de Londrina (UEL), ao Programa de Doutorado em Engenharia Elétrica, aos professores, servidores e terceirizados por seus valiosos serviços que foram prestados a mim e à toda sociedade diariamente. Foi realmente um privilégio ter pertencido a esta comunidade acadêmica.

Meu muito obrigado a todos que, de alguma forma, fizeram parte da minha trajetória.

Neste momento a página está sendo virada, mas a história, para sempre será lembrada...

FAJARDO JUNIOR, Jair. **Desenvolvimento e Análise de Modelo Robótico Baseado na Plataforma Stewart-Gough Aplicado à Simulação de Tremores de Parkinson**. 2023. 101f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2023

## Resumo

A Doença de Parkinson é uma enfermidade neurodegenerativa progressiva mais conhecida pelas implicações ao sistema motor, resultando em movimentos involuntários conhecidos como tremores. Buscando uma solução não invasiva, diversos trabalhos tem utilizado tecnologias vestíveis para avaliação de características específicas dos tremores e por meio de algoritmos especializados, se propõem a identificar padrões nos tremores e posteriormente realizar supressão destes movimentos involuntários, utilizando atuadores posicionados em juntas específicas como o punho. No entanto, o desenvolvimento de tais tecnologias depende, em sua maioria, de pacientes para testes presenciais, implicando em dificuldades tanto para os enfermos quanto para os pesquisadores. Assim, pretende-se desenvolver um sistema mecatrônico baseado na plataforma Stewart-Gough, que simule de forma satisfatória os movimentos de tremor causados pela doença de Parkinson. Neste trabalho, foi desenvolvido um simulador em ambiente computacional baseado no modelo cinemático e dinâmico da plataforma Stewart, para realizar testes e avaliar se o mecanismo robótico é capaz de replicar os movimentos de tremor de repouso causado pela DP na mão. O modelo foi desenvolvido em um ambiente de simulação utilizando a Biblioteca Simscape Multibody do Matlab, possibilitando estudos do espaço de trabalho, resposta dos motores ao estímulo em uma determinada faixa de frequência de tremores, bem como o torque fornecido pelos motores. Além disso, por meio de dados reais de pacientes portadores da Doença de Parkinson, foram realizados testes de reprodução dos sinais capturados. O modelo foi capaz de replicar os sinais de entrada com um coeficiente de correlação de Pearson de 0,94 em média. Este estudo antecede a construção de uma plataforma real, sendo importante avaliar como a cinemática e dinâmica dos movimentos funcionam durante a execução. O sistema tem como objetivo realizar testes preliminares com tremor sem a necessidade da presença do paciente, possibilitando a simulação da evolução da doença de Parkinson, variações nos movimentos do tremor, tanto em sua forma e amplitude, quanto no espectro da frequência. Essa implementação pode ajudar na comparação entre técnicas de supressão e auxiliar no desenvolvimento de novas tecnologias.

**Palavras-chaves:** Modelagem de Sistemas, Plataforma Stewart, Doença de Parkinson, Simulação de Tremores, Tecnologias Vestíveis.

FAJARDO JUNIOR, Jair. **Development and Analysis of a Robotic Model Based on the Stewart-Gough Platform Applied to Parkinson's Tremor Simulation**. 2023. 101f. Thesis (PhD in Electrical Engineering) – State University of Londrina, Londrina, 2023

## Abstract

Parkinson's Disease is a progressive neurodegenerative disorder primarily recognized for its motor system implications, leading to involuntary movements known as tremors. In pursuit of a non-invasive solution, numerous studies have employed wearable technologies to assess specific tremor characteristics. Through specialized algorithms, these studies aim to identify patterns in tremors and subsequently suppress these involuntary movements using actuators positioned at specific joints such as the wrist. However, the development of such technologies largely relies on patient participation in in-person tests, posing challenges for both patients and researchers. Therefore, the aim of this research is to develop a mechatronic system based on the Stewart-Gough platform that satisfactorily simulates tremor movements caused by Parkinson's Disease. In this study, a simulator based on the kinematic and dynamic model of the Stewart platform was developed in a computational environment. The simulator aims to test and evaluate whether the robotic mechanism can replicate resting tremor movements caused by PD in the hand. The model was created in a simulation environment using the Simscape Multibody Library in Matlab, allowing for studies on workspace, motor response to stimulation within a specific tremor frequency range, and the torque provided by the motors. Additionally, tests were conducted using real data from Parkinson's patients to reproduce captured signals. The model successfully replicated input signals with an average Pearson correlation coefficient of 0.94. This study precedes the construction of a physical platform, emphasizing the importance of assessing how the kinematics and dynamics of movements function during execution. The system aims to conduct preliminary tremor tests without the need for the patient's presence, enabling the simulation of Parkinson's disease progression and variations in tremor movements, both in form and amplitude, as well as in frequency spectrum. This implementation can facilitate comparisons between suppression techniques and contribute to the development of new technologies.

**Keywords:** Systems Modeling, Stewart Platform, Parkinson's Disease, Tremor Simulation, Wearable Technologies.

# Lista de Acrônimos e Abreviações

<b>AB/AD</b>	Abdução / Addução
<b>ADAMS</b>	<i>Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems</i>
<b>AST</b>	<i>Acceleratin Stress Testing</i>
<b>BLDC</b>	<i>Brushless Direct Current</i>
<b>CAD</b>	Desenho Assistido por Computador ( <i>Computer Aided-Design</i> )
<b>CC</b>	Corrente Contínua
<b>CoM</b>	Centro de Massa ( <i>Center of Mass</i> )
<b>DOF</b>	Grau de Liberdade ( <i>Degree of Freedom</i> )
<b>DP</b>	Doença de Parkinson
<b>EX/FL</b>	Extensão / Flexão
<b>FK</b>	Filtro de Kalman
<b>HIL</b>	<i>Hardware-in-the-Loop</i>
<b>MBD</b>	<i>Multibody Dynamics</i>
<b>MoI</b>	Momento de Inércia ( <i>Momment of Inertia</i> )
<b>MOSFET</b>	<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i>
<b>PID</b>	Proporcional-Integral-Derivativo
<b>PoI</b>	Produto da Inércia ( <i>Product of Inertia</i> )
<b>ROS</b>	<i>Robot Operating System</i>
<b>SCARA</b>	<i>Selective Compliance Assembly Robot Arm</i>
<b>SU/PR</b>	Supinação / Pronação
<b>UPDRS</b>	<i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>
<b>UPS</b>	<i>Universal-Primatic-Spherical</i>
<b>USART</b>	<i>Universal Synchronous-Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
<b>WOTAS</b>	<i>Wearable Orthosis of Tremor Assessment and Suppresion</i>

# Lista de Figuras

Figura 2.1 – Esquerda: corte do mesencéfalo mostrando perda de células pigmentadas da substância negra na DP. Direita: seção do mesencéfalo mostrando substância negra normal. Fonte: (NEVEEN, 2019) . . . . .	23
Figura 2.2 – Esquerda: o paciente demonstra o sintoma do tremor de repouso típico parkinsoniano quando acompanhado de rigidez e bradicinesia; Direita: paciente com Tremor Essencial, demonstrando um tremor postural quando suporta o braço contra a força da gravidade. Fonte: (ABBOUD et al., 2011)	26
Figura 2.3 – Posicionando o sistema embarcado de baixo peso e um smartphone para avaliar o tremor na mão na condição de descanso e na condição postural. (a) Smartphone na condição de descanso. (b) Condição postural com smartphone. (c) Condição de descanso e dispositivo vestível. (d) Condição postural e um sensor de baixo peso. Fonte: (ABBOUD et al., 2011) . . . . .	29
Figura 2.4 – Limites médios de movimentação do punho humano. Fonte: (OMARKULOV et al., 2016) . . . . .	31
Figura 3.1 – Exemplos de robôs paralelos. (a) Guiado por cabos flexíveis. (b) Robô Delta. (c) Robô SCARA. Fonte: (TANG, 2014; PANDILOV; DUKOVSKI, 2014)	36
Figura 3.2 – Exemplos de robôs paralelos. (a) Robô esférico. (b) Robô Misto. (c) Plataforma Stewart. Fonte: (PANDILOV; DUKOVSKI, 2014) . . . . .	37
Figura 3.3 – Descrição simplificada de variações da Plataforma Stewart. a) A ideia original de Stewart. b) Plataforma com 6 atuadores hidráulicos prismáticos. c) O modelo 6-UPS mais conhecido da plataforma apresentado originalmente por Gough. d) Plataforma Stewart com atuadores prismáticos fixos. e) Plataforma Stewart com atuadores rotacionais fixos. Fonte: (SZUFNAROWSKI, 2013).	38
Figura 3.4 – Ilustração da Plataforma Stewart Generalizada. . . . .	39
Figura 3.5 – Parâmetros das plataformas e pontos de ancoragem dos atuadores. . . . .	42
Figura 3.6 – Parâmetros de construção e dimensionamento do manipulador. a) Plataforma inferior. b) Plataforma superior. . . . .	43
Figura 3.7 – Detalhamento do pontos de ancoragem de e a extensão do atuador prismático.	45

Figura 3.8 – Detalhamento das forças e distâncias envolvidas para modelagem do atuador da plataforma. . . . .	46
Figura 3.9 – Exemplo de sistema MBD composto por diversos corpos e interligados por juntas, estruturas fixas e sistema de controle. Fonte: (SHABANA, 2020) . . . . .	50
Figura 3.10–Início de montagem de um sistema multicorpos. a) Coordenada fixa de base. b)Adição de um corpo com coordenadas próprias. c) Referenciamento do corpo com a estrutura de base. Fonte: (SHABANA, 2020) . . . . .	51
Figura 3.11–Movimentação dos corpos rígidos. a) Translação; b) Rotação. Fonte: (SHABANA, 2020) . . . . .	53
Figura 4.1 – Representação gráfica, em diversas perspectivas, da plataforma robótica idealizada para o projeto de simulação de tremores de Parkinson. . . . .	57
Figura 4.2 – Visualização da posição dos links (em pontilhado) na Plataforma Stewart original e no modelo desenvolvido. . . . .	58
Figura 4.3 – Plano representando as hastes de ligação entre a plataforma inferior e a plataforma móvel. . . . .	59
Figura 4.4 – Ferramenta acoplada à Plataforma Stewart como forma de representar a mão humana. . . . .	61
Figura 4.5 – Modelo do Simulink gerado automaticamente pelo plugin de exportação dos dados do Solidworks. . . . .	62
Figura 4.6 – Modelo gráfico utilizado na modelagem da Plataforma Stewart por meio do MBD. Em vermelho está representado o bloco da plataforma base/fixa, em amarelo cada um dos motores e hastes de ligação, em verde a plataforma superior/móvel e em azul está representado a ferramenta do modelo. . . . .	63
Figura 4.7 – Dados construtivos das plataformas, sendo a primeira Figura a plataforma inferior/fixa e a segunda a plataforma superior/móvel. . . . .	64
Figura 4.8 – Visualização da posição dos links (em pontilhado) na Plataforma Stewart original e no modelo desenvolvido. . . . .	65
Figura 4.9 – Representação gráfica da Espiral de Arquimedes utilizada como entrada nos movimentos EX/FL e AB/AD no simulador. . . . .	67
Figura 4.10–Dados inseridos na entrada do simulador para a geração dos gráficos de avaliação do espaço de trabalho. . . . .	68
Figura 4.11–Imagem extraída do artigo (ARAÚJO et al., 2020) demonstrando o posicionamento do sensor em perspectiva (A e B) nos pacientes. . . . .	70
Figura 4.12–Sequencia de fusão e processamento dos dados dos sensores de aceleração e giroscópio. . . . .	71

Figura 5.1 – Ilustração das dimensões da ferramenta utilizada nas simulações. . . . .	73
Figura 5.2 – Visão frontal do mecanismo demonstrando os movimentos do punho realizados pela plataforma superior. . . . .	74
Figura 5.3 – Gráfico do espaço de trabalho do manipulador do ponto de vista frontal representando o movimento de inclinação da plataforma. As cores mais escuras representam a capacidade do manipulador de realizar o movimento SU/PR. . . . .	75
Figura 5.4 – Movimento da ferramenta modular delimitando o espaço de trabalho da plataforma em vista tridimensional. . . . .	76
Figura 5.5 – Gráficos a), c) e d) relativos ao ângulo de inclinação do punho, acompanhados dos gráficos de torque do movimento b), d) e e). Relação de transmissão 1:1	78
Figura 5.6 – Gráficos a), c) e d) relativos ao ângulo de inclinação do punho, acompanhados dos gráficos de torque do movimento b), d) e e). Relação de transmissão 5:1	80
Figura 5.7 – Gráficos a), c) e d) relativos ao ângulo de inclinação do punho, acompanhados dos gráficos de torque do movimento b), d) e e). Relação de transmissão 10:1	81
Figura 5.8 – Coeficientes de Pearson para as três variantes do motor. . . . .	82
Figura 5.9 – Gráfico relativo ao ângulo de inclinação do punho. a) Movimento de AB/AD. b) Movimento de EX/FL. c) Movimento de SU/PR. . . . .	83
Figura 5.10–Gráfico relativo ao espectro da frequência de cada movimento. a) Movimento de AB/AD. b) Movimento de EX/FL. c) Movimento de SU/PR. . . . .	84
Figura 5.11–Diagrama de dispersão relativo ao movimento do paciente e do simulador. a) Movimento de AB/AD. b) Movimento de EX/FL. c) Movimento de SU/PR.	84
Figura 5.12–Coeficientes de Pearson para os seis movimentos do punho de acordo com o espectro da frequência. . . . .	85
Figura 5.13–Dados do coeficiente de Pearson para todas as amostras de dados dos pacientes portadores do sintoma do tremor. . . . .	85
Figura 6.1 – Imagens da primeira versão da plataforma real na qual serviu como base para os estudos realizados. . . . .	88

# Lista de Tabelas

Tabela 3.1 – Parâmetros de Denavit-Hartenberg. . . . .	40
Tabela 4.1 – Parâmetros de Massa dos Componentes. . . . .	61
Tabela 4.2 – Parâmetros do Motor e Controle no Simulink. . . . .	66

# Sumário

	List of Notations . . . . .	9
	Sumário . . . . .	14
<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO . . . . .</b>	<b>16</b>
1.1	Objetivos . . . . .	19
1.2	Contribuições . . . . .	20
1.3	Organização da Tese . . . . .	21
1.4	Artigos Associados à Tese de Doutorado . . . . .	22
1.5	Conclusão do Capítulo . . . . .	22
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA . . . . .</b>	<b>23</b>
2.1	Doença de Parkinson . . . . .	23
2.1.1	Caracterização dos Tremores . . . . .	24
2.1.1.1	Possíveis Diagnósticos . . . . .	24
2.1.1.2	Tipos de Tremores . . . . .	25
2.1.2	Grau de Severidade UPDRS . . . . .	27
2.1.3	Quantificação dos Tremores . . . . .	28
2.2	Caracterização das Mãos Humanas . . . . .	30
2.3	Modelo de Punho . . . . .	31
2.4	Formas de Controle do Tremor . . . . .	32
2.4.1	Testes de Dispositivos em Pacientes . . . . .	33
2.5	Conclusão do Capítulo . . . . .	34
<b>3</b>	<b>ROBÔS PARALELOS . . . . .</b>	<b>36</b>
3.1	Plataforma Stewart Generalizada . . . . .	37
3.1.1	Modelagem Cinemática . . . . .	39
3.1.1.1	Cinemática Direta . . . . .	40
3.1.1.2	Cinemática Inversa . . . . .	43
3.1.2	Modelagem Dinâmica por Newton-Euler . . . . .	45
3.1.2.1	Equações dinâmicas das juntas no espaço . . . . .	49
3.2	Modelagem por Sistemas Multicorpos . . . . .	49
3.2.1	Equações de movimento e matrizes . . . . .	51

3.2.2	Ferramentas de simulação de MBD . . . . .	53
3.3	Conclusão do Capítulo . . . . .	55
4	<b>METODOLOGIA</b> . . . . .	56
4.1	Apresentação e Especificações do Modelo . . . . .	56
4.1.1	Complementação da Cinemática Inversa . . . . .	57
4.1.2	Acoplamento de ferramenta modular . . . . .	60
4.1.3	Cinemática Direta e o Modelo Dinâmico . . . . .	62
4.2	Especificações do Motor e Controle . . . . .	64
4.3	O Espaço de Trabalho . . . . .	65
4.4	Avaliação Qualitativa . . . . .	68
4.5	Processamento de dados de Movimentos Reais de Tremores de Parkinson	69
4.6	Conclusão do Capítulo . . . . .	72
5	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> . . . . .	73
5.1	Espaço de Trabalho e Limites Mecânicos . . . . .	74
5.2	Estudo da movimentação em relação a frequência . . . . .	76
5.3	Execução de Movimentos Reais de Tremores de Parkinson . . . . .	82
5.4	Conclusão do Capítulo . . . . .	85
6	<b>CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS</b> . . . . .	87
6.1	Conclusão do Trabalho . . . . .	87
6.2	Trabalhos Futuros . . . . .	87
6.2.1	Em Andamento . . . . .	88
6.2.2	Possibilidades de Desenvolvimento Futuro . . . . .	89
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> . . . . .	91

# 1 Introdução

A Doença de Parkinson (DP) é a segunda maior enfermidade neuro degenerativa mais recorrente, sendo documentado um aumento de sua prevalência de forma significativa nas últimas três décadas (CABREIRA; MASSANO, 2019). Avalia-se que até o ano de 2030, o crescimento da doença terá atingido um número próximo a um índice entre 8,7 e 9,3 milhões de pessoas, sendo este valor o dobro do índice avaliado em 2005 (DORSEY et al., 2006).

O desenvolvimento do parkinsonismo é precedido por uma longa fase prodrômica, que se inicia com o aparecimento de sintomas da doença, na maioria sinais clínicos inespecíficos, onde mais de 50% dos neurônios dopaminérgicos podem ser perdidos da substância negra no momento do diagnóstico inicial (LEE et al., 2022). Esta degeneração reduz a produção de dopamina, e por consequência, diminui a condução dos neurotransmissores. Assim, a redução ou a falta da dopamina afeta também algumas funções motoras. Frequentemente, pessoas com DP sofrem com sintomas relacionados a apatia, constipação, desordem no sono, problemas relacionados a postura corporal, equilíbrio e rigidez nos movimentos, além da perda do olfato e problemas de cognição. No entanto, a doença é mais conhecida em razão de suas implicações ao sistema motor, tendo como resultado os tremores involuntários (LANA et al., 2007).

Os tremores são sintomas presentes em diversas doenças e por muitas vezes impossibilitam o paciente na realização de atividades simples e cotidianas, trazendo um grande prejuízo inclusive para o convívio social do enfermo, podendo afetar diversas áreas do corpo como os pés, mãos, cabeça e a fala. Os tremores nas mãos dificultam tarefas como a escrita, sustentação de objetos e até mesmo a alimentação, refletindo na perda da autonomia e independência destes pacientes. Além disso, implicam também em questões emocionais como a perda a autoestima, depressão e isolamento social por terem receio de serem julgados ou estigmatizados pela sociedade (FERNANDES et al., 2021).

Na busca por melhoria na qualidade de vida, aceleração no processo de busca da cura, ou ainda, na reintrodução destes indivíduos no convívio social, os avanços tecnológicos na área da saúde têm sido importantes e estão demonstrando formas variadas de soluções para redução do sintomas da DP, sejam por tratamentos com abordagem multiprofissional, pelo uso de fármacos (SPAGNOL et al., 2020), cirurgias de eletroestimulação profunda (NEVES; SILVA, 2022) ou ainda, no caso do sintoma do tremor mais especificamente, por meio de tecnologias menos evasivas e que serão foco deste estudo, como os dispositivos vestíveis (MO; PRIEFER, 2021).

Nas últimas décadas as tecnologias vestíveis têm ficado em constante evidência, principalmente em aplicações voltadas para a saúde, onde dispositivos miniaturizados (sensores

e atuadores) são dispostos junto ao corpo, buscando o mínimo de interferência nas atividades do usuário (MAO et al., 2023). Isso se deve, em partes, aos avanços tecnológicos na microeletrônica, que permitiu o desenvolvimento de dispositivos miniaturizados, capazes de coletar dados com qualidade em um espaço reduzido e com baixo consumo energético.

Pode-se citar como exemplo, dispositivos vestíveis aplicados a supressão de tremores. Nestes projetos, são utilizados sensores e atuadores, para que de forma ativa, identifiquem o tremor patológico e realizem a sua supressão, permitindo que o paciente realize tarefas do seu cotidiano que anteriormente poderiam ser custosas. No trabalho de Sabra e Hallett (1984) foi desenvolvido um exoesqueleto robótico chamado WOTAS (*Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression*), onde com o uso de atuadores CC e algoritmos de controle adaptativos buscou suprimir os tremores da DP enquanto permitia que o usuário realizasse os movimentos voluntários normalmente. Outro exemplo é o projeto de Manto et al. (2003) chamado DRIFTS (*Dynamically Responsive Intervention for Tremor Suppression*) no qual objetivou-se a criação de uma prótese vestível para realizar a supressão do tremor de Parkinson de forma ativa.

No mesmo sentido o trabalho de Deuschl et al. (2008) propõe a construção de um exoesqueleto para supressão dos tremores da DP baseado na leitura de sinais de eletromiografia e utilizando redes neurais para a realização do controle. Nos trabalhos de Rocon et al. (2007a) e Herrstadt et al. (2019), foi desenvolvido uma prótese vestível com o objetivo de realizar a supressão dos tremores da Doença de Parkinson. Podemos citar ainda os trabalho de Zhou et al. (2017) com foco na atenuação dos tremores causados pela Doença de Parkinson (DP) onde foram propostos equipamentos que buscam reduzir este sintoma.

No trabalho de Lora-Millan et al. (2021) é feita uma revisão detalhada a respeito de 27 projetos de tecnologias vestíveis aplicados especificamente na supressão de tremores patológicos, onde foram indicados as tecnologias utilizadas, a eficiência de cada projeto e a forma de validação dos dados dos projetos, sendo este último item foco de discussão deste trabalho.

Durante a avaliação dos dados deste artigo de revisão, percebeu-se que dentre os 27 trabalhos listados, 20 projetos utilizaram pacientes para a realização de testes e validação dos projetos e 7 projetos utilizaram a validação por meio de dispositivos eletromecânicos de simulação dos tremores. Ainda a respeito dos simuladores, observou-se que ao avaliar a construção destes projetos é possível observar que todos possuíam apenas 1 grau de liberdade de movimentação. Levando em conta os movimentos de tremor no punho, existem seis movimentos possíveis: adução, abdução, flexão, extensão, supinação e pronação (OMARKULOV et al., 2016), onde para a realização destes movimentos em conjunto seria necessário ao menos 3 graus de liberdade.

Considerando que a utilização de pacientes em testes implica em questões extremamente complexas, tais quais aprovações em comitês de ética, espaço adequado para atendimento destes pacientes, disponibilidade e dificuldade dos voluntários se apresentarem tendo em vista a própria comorbidade, recursos para alimentação, dificuldades estruturais em pequenos centros, dentre outros, entra em questão a motivação de se utilizar pacientes em testes de dispositivos vestíveis de supressão de tremores dada a possibilidade da validação por simuladores.

A hipótese que se levanta é que mesmo frente as dificuldades na realização de testes com seres humanos, naturalmente as análises realizadas são mais completas, considerando toda a complexidade dos movimentos dos tremores reais. Ou seja, devido a dificuldade de desenvolver e disponibilizar equipamentos que simulem, a contento, toda a complexidade do movimento dos membros afetados, ainda é preferível realizar os testes em seres humanos. O desenvolvimento de um mecanismo de simulação apropriado poderia reduzir, ou até mesmo eliminar, os testes em pacientes em diversas etapas. Além disso, existem características próprias nos sintomas de cada paciente, a forma como o tremor se apresenta (variando de indivíduo para indivíduo), a sua evolução, ou ainda, o uso de fármacos, são fatores que devem ser levados em conta. Considerando, mesmo que os testes sejam feitos nos mesmos indivíduos, o espaço temporal pode fazer com que os dados sejam mutáveis.

Para se atingir uma boa variabilidade do espaço amostral para testes, são necessários vários pacientes, onde cada um deles deve possuir características diferentes de movimentos, variados estágios da doença e características físicas diversas. Deste modo, não se torna trivial realizar um comparativo entre técnicas com o objetivo de avaliar de fato a eficiência relativa de cada trabalho, pois todas lidam com conjuntos de dados diferentes.

Com o foco nesta problemática, este trabalho desenvolveu um modelo de manipulador robótico que possui a capacidade de realizar todos os movimentos do punho humano de modo que possa simular a complexidade dos tremores de forma mais fiel a real. Este trabalho iniciará o estudo, replicando os tremores de repouso da Doença de Parkinson. O objetivo principal é desenvolver um mecanismo robótico que possa melhorar a qualidade dos testes durante a fase de desenvolvimento de dispositivos vestíveis e até mesmo, em alguns casos, dispensar a captura prévia de dados de tremores em pacientes enfermos. Com esta contribuição espera-se que seja possível acelerar o desenvolvimento de novas tecnologias vestíveis com a temática de supressão de tremores, eliminando ou reduzindo a participação direta de pacientes. Este trabalho restringiu-se, neste momento, aos movimentos do punho, apesar de existir a possibilidade de simular a movimentação de outros membros, tais como cabeça e pés. Assim, iniciou-se o desenvolvimento desta plataforma por meio de um simulador que permite a análise cinemática e dinâmica de um manipulador paralelo com 6 graus de liberdade baseado na plataforma Stewart (STEWART, 1965; GOUGH, 1957).

O simulador poderá demonstrar, antes da construção física, o seu espaço de trabalho (alcance e limitações), as forças envolvidas em cada movimento, bem como realizar movimentos de tremores com variabilidade na frequência, amplitude e posicionamento no espaço tridimensional, sendo possível encontrar os requisitos ótimos para o desenvolvimento do protótipo físico final. As características dos tremores da DP já são bem conhecidos, fazendo parte de diversos estudos e a partir destes, será possível implementar futuramente um sistema real, objetivando a redução do tempo de exposição dos pacientes de DP aos testes, sem prejudicar o desenvolvimento de novas tecnologias.

## 1.1 Objetivos

Os objetivo geral desta Tese de doutorado é apresentado a seguir:

Com o auxílio de ferramentas de modelagem e simulação computacional, objetiva-se desenvolver um sistema mecatrônico baseado na plataforma Stewart-Gough que replique, de forma satisfatória, tremores patológicos de repouso nas mãos como os causados pela doença de Parkinson, permitindo assim, que soluções baseadas em sistemas de controle embarcados que realizem a supressão destes tremores em tempo real, sejam desenvolvidos de forma a eliminar ou minimizar o uso de pacientes em testes de validação e desempenho.

Os objetivos específicos desta Tese de doutorado incluem:

1. Realizar um estudo aprofundado acerca das características dos tremores oriundos da doença de Parkinson, avaliando sua forma, amplitude, frequência, evolução temporal, etc.
2. Efetuar um levantamento de trabalhos incluam técnicas de modelagem e controle necessárias à implementação, tanto do sistema mecatrônico de simulação quanto do sistema de supressão de tremores.
3. Avaliar em trabalhos correlatos, as formas mais empregadas e eficientes de aquisição de dados de movimento com o intuito de fechar a malha de controle dos conjuntos.
4. Simular o modelo cinemático e dinâmico do sistema mecatrônico em ambiente computacional com o objetivo de possibilitar a avaliação do modelo físico ótimo que reproduza movimentos com característicos do tremor de Parkinson.
5. Desenvolver um sistema que seja modular e permita o acoplamento de diferentes ferramentas e dispositivos vestíveis, sejam objetivando a coleta de dados ou ainda a supressão dos tremores gerados.

6. Gerar dados a partir do modelo virtual que auxilie na implementação do modelo robótico real que se adéque as parâmetros requeridos pelo projeto.
7. Validar os dados experimentais obtidos por meio de simulação computacional dos modelos teóricos em modelos reais, realizando comparativos com experimentos encontrados na literatura.
8. Motivar a produção científica e submissão de artigos em periódicos.

## 1.2 Contribuições

As contribuições deste trabalho de Tese são:

1. Desenvolvimento de um sistema de simulação que permite a realização de alterações de projeto com rápida simulação. Qualquer alteração no design do manipulador pode ser alterado no software CAD e rapidamente exportado para a plataforma do Simulink no Matlab®.
2. Auxiliar na identificação de falhas de design e identificar requisitos necessários para o desenvolvimento de uma manipulador robótico real. A avaliação dos dados de simulação contribuem para a realização de melhorias no projeto antes da implementação real, reduzindo tempo e custos de fabricação.
3. Demonstrar a aplicabilidade de um robô paralelo na realização de movimentos de tremor da Doença de Parkinson. Com a simulação é possível realizar testes de execução de movimento e demonstrar a aptidão do manipulador com determinada configuração e parâmetros.
4. Contribuir com o desenvolvimento e melhorias de dispositivos vestíveis sem necessariamente depender da presença de pacientes enfermos nas mais diversas fases de testes durante o desenvolvimento destas tecnologias.
5. Viabilizar a reprodução de tremores patológicos através da adaptação dos sinais reais em simulações, possibilitando a modificação da amplitude dos tremores. Isso facilita a replicação da progressão temporal do sintoma da doença ampliando sua intensidade, ou ainda, a sua mitigação para os casos de replicar o efeito do emprego de medicamentos específicos.
6. Possibilitar a aplicação deste projeto em outros membros do corpo humano, utilizando a mesma metodologia é possível realizar um estudo de tremores em outros membros

sensíveis do corpo humano, tendo em vista que a doença de Parkinson pode afetar regiões superiores e inferiores do corpo.

### 1.3 Organização da Tese

Esta Tese de Doutorado consiste em seis capítulos, incluindo este capítulo introdutório. O texto aborda fundamentos importantes para a exploração completa do trabalho, as características e os tipos de modelagens da plataforma robótica utilizada neste projeto. Por fim, há um capítulo de demonstração de resultados e possibilidades de trabalhos futuros, delimitando o fechamento do trabalho de tese. Em resumo, pode-se elencar:

- **Capítulo 1** introduz o tema deste trabalho, discorrendo a respeito de temas correlatos como os dispositivos baseados em tecnologias vestíveis, a aquisição de dados dos tremores de Parkinson, demonstrando a problemática, delimitando o tema e destacando as possibilidades e as contribuições que este projeto pode trazer para a sociedade;
- **Capítulo 2** introduz de forma resumida a Doença de Parkinson, evidenciando alguns aspectos importantes como a causa da doença, os principais sintomas, um resumo a respeito dos tipos de tremores existentes, como é feita a avaliação do grau severidade da doença;
- **Capítulo 3** explora basicamente a Plataforma Stewart-Gough, discutindo suas características, o equacionamento matemático da sua cinemática e modelos dinâmicos. Além disso, destaca a técnica de modelagem utilizada neste trabalho baseada na teoria de multicorpos;
- **Capítulo 4** discute a metodologia de desenvolvimento do trabalho, a etapas de implementação do simulador utilizando o método de multicorpos, as ferramentas, equacionamentos, informações a respeito dos testes que serão executados e algoritmos utilizados;
- **Capítulo 5** discute os resultados obtidos por meio da execução dos diferentes testes realizados, observações, descrição dos dados de entrada e saída, avaliações e conclusões baseadas nos dados das simulações computacionais;
- **Capítulo 6** apresenta as conclusões gerais do trabalho, expectativas para continuidade do tema em futuras publicações e outras possíveis abordagens que podem se tornar foco de estudos futuros.

## 1.4 Artigos Associados à Tese de Doutorado

Contribuições do trabalho de Tese por meio de artigos científicos publicados em periódicos e gerados a partir de resultados dentro da temática de pesquisa de doutorado.

[A] **Fajardo, J., Jr.,**Melo, L.F.d. *Towards a Modular Pathological Tremor Simulation System Based on the Stewart Platform.* **Sensors.** vol. 23, n. 22, Nov. 2023. DOI:10.3390/s23229020

[B] **Fajardo Junior, J.,**de Melo, L. F. *Desenvolvimento de sistema de simulação de tremores nas mãos causados pela Doença de Parkinson, visando a substituição de pacientes em testes com dispositivos vestíveis de supressão.* **Brazilian Journal of Health Review.** vol. 6, n. 3, Ago. 2023. DOI:10.34119/bjhrv6n4-252

## 1.5 Conclusão do Capítulo

Neste capítulo foram apresentados alguns conceitos, temas correlatos introdutórios e objetivos relativos à temática de pesquisa até o momento. Foram evidenciados os motivos do projeto e de que forma se daria a sua contribuição. Finalmente, foi discutido a organização deste trabalho de Tese de Doutorado, delimitando os temas que serão abordados em cada capítulo.

## 2 Fundamentação Teórica

### 2.1 Doença de Parkinson

A DP é uma enfermidade neurodegenerativa progressiva que afeta o sistema nervoso central. Basicamente ocorre devido a degeneração de células que produzem a substância dopamina situadas na região do cérebro chamada substância negra. Esta substância realiza a condução dos neurotransmissores. Assim, a redução ou a falta da dopamina afeta algumas funções motoras. O desenvolvimento do parkinsonismo é precedido por uma longa fase prodromática, que precede o aparecimento de sintomas da doenças, sendo a maioria dos sinais clínicos inespecíficos, onde mais de 50% dos neurônios dopaminérgicos podem ser perdidos da substância negra no momento do diagnóstico inicial (LEE et al., 2022). A Figura 2.1 mostra a diferença visual do mesencéfalo entre uma pessoa saudável e uma pessoal portadora da DP.

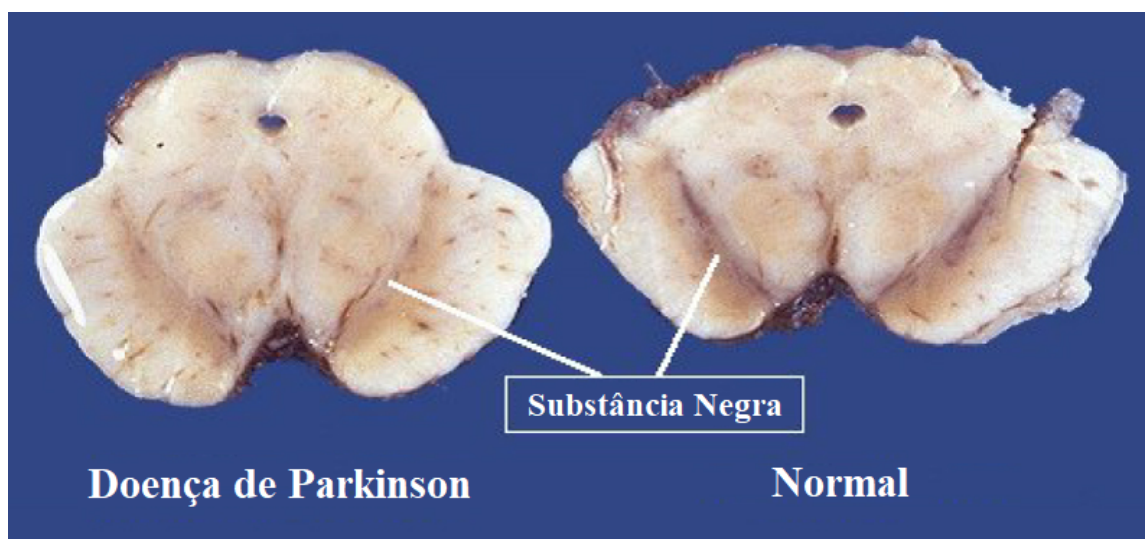


Figura 2.1 – Esquerda: corte do mesencéfalo mostrando perda de células pigmentadas da substância negra na DP. Direita: seção do mesencéfalo mostrando substância negra normal. Fonte: (NEVEEN, 2019)

Frequentemente, pessoas com DP sofrem com sintomas relacionados a apatia, depressão, constipação, desordem no sono, problemas relacionados a postura corporal, equilíbrio e rigidez nos movimentos, além da perda do olfato e problemas de cognição. No entanto, é mais conhecida em razão de suas implicações ao sistema motor, tendo como resultado os tremores involuntários (LANA et al., 2007). Estima-se que a doença afete aproximadamente 1% das pessoas com idade superior a 60 anos, e até 4% das pessoas com idade superior a 80 anos (LAU; BRETELER,

2006), sendo que em 70% dos casos são afetados pelo tremor. Avalia-se que até o ano de 2030, o crescimento da doença tenha atingido um número próximo a um índice entre 8,7 e 9,3 milhões de pessoas em 2030, sendo este valor o dobro do índice avaliado em 2005 (DORSEY et al., 2006). A DP é a segunda maior enfermidade neuro degenerativa mais recorrente, sendo documentado um aumento de sua prevalência de forma significativa nas últimas três décadas (CABREIRA; MASSANO, 2019).

A causa da doença na maioria dos pacientes é desconhecida, mas diferentes fatores genéticos foram identificados. Embora os casos familiares de DP representem apenas 5% a 15% dos casos, os estudos sobre essas famílias forneceram informações interessantes sobre a genética e a patogênese da doença, permitindo a identificação de genes implicados em sua patogênese e oferecendo informações críticas sobre os mecanismos da doença, além disso, podem ser apontados alguns fatores hereditários e ambientais em indivíduos geneticamente predispostos (BALESTRINO; SCHAPIRA, 2019).

Apesar desta doença não ter cura, existem tratamentos específicos que atenuam seus sintomas característicos e conduzem a uma melhora na qualidade de vida dos portadores. Além dos avanços nos fármacos e nas terapias, a ciência também tem buscado o desenvolvimento de técnicas e ferramentas que auxiliem os enfermos neste sentido. Nas últimas décadas, uma das vertentes que tem sido exploradas são as “Tecnologias Vestíveis” (*Wearables Technologies*) que promovem um melhor acompanhamento ao enfermo por meio de sensores ou de forma ativa melhorem as habilidades funcionais. Assim, iniciando uma nova forma de interação homem-máquina com o rápido desenvolvimento da tecnologia da informação e comunicação (LEE et al., 2016). Estas ferramentas têm se desenvolvido principalmente devido ao avanço computacional, os novos tipos de sensores e a sua miniaturização (PARK; JAYARAMAN, 2003) e o desenvolvimento de modelos matemáticos e eletromecânicos que buscam simular e gerar ferramentas mais precisas e efetivas (BROWN; ROTHERY, 1993.).

## 2.1.1 Caracterização dos Tremores

De acordo com os tipos de tremores observados, pode-se então, surgir alguns possíveis diagnósticos, tendo como principais o tremor essencial, a exacerbação de tremor fisiológico e as síndromes parkinsonianas.

### 2.1.1.1 Possíveis Diagnósticos

O tremor essencial é conhecido como um tremor benigno, é uma desordem na função motora do cérebro que faz com que uma parte do corpo comece a vibrar de forma incontrolável e involuntária, sendo as mãos e o antebraço as áreas geralmente mais afetadas. Em alguns raros

casos, estes tremores podem afetar as pernas e os pés. Mantendo-se como o mais comum, ele pode surgir em qualquer idade. No entanto, ainda se observa que a maioria dos portadores são pessoas com idade avançada. Segundo [Cohen et al. \(2003\)](#) neste tipo de enfermidade é mais comum a existência do tremor de ação, porém, ainda existem casos de portadores de tremor de repouso. Habitualmente, o tremor essencial é caracterizado por tremores de 4 Hz a 12 Hz, sendo que em [Hanson et al. \(2007\)](#), verificou-se que ao capturar dados utilizando sensores inerciais, havia um pico espectral dominante na faixa de 9,4 Hz.

Já o tremor fisiológico exacerbado é o tipo mais comum de tremor e pode estar presente em pessoas saudáveis. É caracterizado por movimentos de baixa amplitude e alta frequência, sendo as causas deste tipo as mais variadas, como: cansaço físico, estresse, ingestão de bebidas alcoólicas ou estimulantes, certos tipos de medicamentos ou ainda algum tipo de doenças como o hipertireoidismo. Uma variante deste tremor é o denominado tremor fisiológico exagerado, geralmente possui frequência mais alta, de 7 Hz a 12 Hz e baixa amplitude ([VIEIRA, 2005](#)).

As síndromes parkinsonianas são referências a um grupo de anormalidades relativas ao movimento, como a rigidez no qual está relacionada ao aumento do tônus muscular de resistência ao movimento, a instabilidade postural onde o indivíduo tem dificuldade em manter a posição ortostática, a bradicinesia que causa a lentidão nos movimentos voluntários, e por fim, o tremor no qual o mais comum é o tremor de repouso. Os portadores de síndromes parkinsonianas não necessariamente possuem a DP, pois estes sintomas podem surgir a partir de outros diagnósticos como o parkinsonismo atípico, evento cerebrovascular, seqüela de encefalites ou ainda podem ser induzidos pela ingestão de medicamentos ([SRIVANITCHAPOOM et al., 2018](#)).

### 2.1.1.2 Tipos de Tremores

Sendo os tremores um dos sintomas mais conhecidos da DP, podem surgir nos braços, pernas e também na cabeça, se distinguindo como movimentos rítmicos, involuntários, oscilatórios, de frequência constante no tempo e com amplitude variada ([ANOUTI; KOLLER, 1995](#)). A maioria dos tremores são principalmente rotações oscilatórias de uma parte do corpo em torno de uma articulação ou múltiplas articulações. Por exemplo, o tremor da mão pode se originar da rotação trêmula no punho, cotovelo ou ombro. Da mesma forma, o tremor da cabeça é principalmente a rotação da cabeça em torno do pescoço ([ELBLE; MCNAMES, 2016](#)). Seu diagnóstico envolve uma abordagem focada nos históricos dos enfermos e em análises neurológicas baseadas nas nuances da fenomenologia do tremor ([LOUIS, 2016](#)). A principal observação a ser feita é classificar o tremor como tremor de ação ou tremor de repouso.

O tremor de ação ocorre quando existe uma movimentação intencional de um membro, como ao caminhar ou estender a mão para pegar um objeto, podendo ser dividido em: tremor

de intenção, que se manifesta quando o portador se movimenta em direção a um alvo; tremor cinético que é visível somente no final do movimento em direção a um alvo. O tremor postural no qual um membro permanece esticado em uma posição contra a ação da gravidade ocorrendo, geralmente, na frequência de 4,5 Hz a 12 Hz (SABRA; HALLETT, 1984), sendo ilustrado na Figura 2.2.

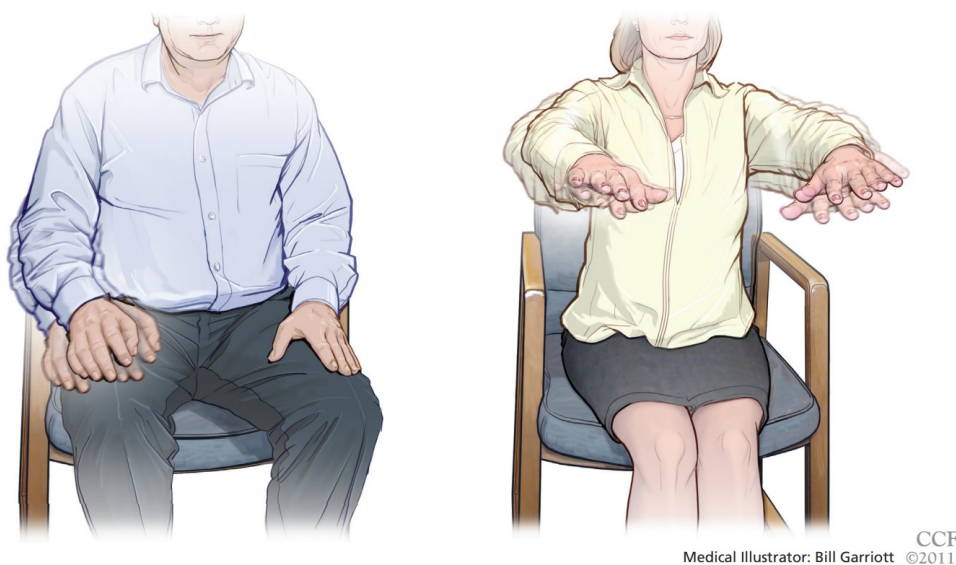


Figura 2.2 – Esquerda: o paciente demonstra o sintoma do tremor de repouso típico parkinsoniano quando acompanhado de rigidez e bradicinesia; Direita: paciente com Tremor Essencial, demonstrando um tremor postural quando suporta o braço contra a força da gravidade. Fonte: (ABBOUD et al., 2011)

Por sua vez, o tremor de repouso sobrevém de forma involuntária, no momento em que a parte do corpo afetada se encontra totalmente apoiada ou em repouso. As causas podem ser físicas ou psicológicas, porém, na maior parte dos casos, está associada com a DP, consistindo em um tipo de tremor mais grave. Este sintoma, ocorre tipicamente de forma unilateral, afetando significativamente as mãos e diagnosticado com menor frequência junto aos membros inferiores. O que pode ser observado é que a sua intensidade aumenta no momento em que ocorre um esforço mental ou quando o portador movimenta outra parte do corpo e pode ser aliviado com o movimento voluntário do membro afetado. Normalmente, este tremor se caracteriza por movimentos involuntários com frequência de 4 Hz a 6 Hz (DEUSCHL et al., 2008).

A amplitude do tremor é relativamente baixa, que pode variar de alguns milímetros a alguns centímetros. A amplitude do tremor de repouso pode variar dependendo da gravidade da condição subjacente, da localização do tremor e de outros fatores individuais. Geralmente sendo maior na manhã e diminuindo à medida que o dia avança. Além disso, o tremor pode ser mais grave em momentos de estresse ou ansiedade. Em geral é um dos sintomas mais comuns e

característicos da DP, mas a amplitude do tremor pode variar muito entre pacientes e pode ser afetada pelo tratamento. A amplitude dos tremores podem ser medidas usando vários métodos, como a observação visual, medidas com acelerômetros, ECG, dentre outros equipamentos específicos (HAUBENBERGER et al., 2016). Esses métodos permitem quantificar a amplitude do tremor, o que é útil para avaliar a evolução da doença e a eficácia dos tratamentos.

Em 2001 uma equipe de pesquisadores (MATSUMOTO et al., 2001) publicaram uma escala de tremor da extremidade superior com 0-4 classificações de tremor em repouso, postura anterior do membro, postura da asa e movimentos dedo-nariz-dedo. As classificações de 0 a 4 têm âncoras métricas de 0 (sem tremor), < 2 cm de amplitude, 2 a 4 cm de amplitude, 4 a 10 cm de amplitude e > 10 cm de amplitude, não havendo alterações significativas na frequência do movimento. Âncoras semelhantes são usadas na Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS) (GOETZ et al., 2008).

### 2.1.2 Grau de Severidade UPDRS

A avaliação do grau de severidade da DP é importante para acompanhar a evolução da doença e para avaliar a eficácia do tratamento. Uma das formas mais comuns de avaliar a severidade da doença é o Escala de Avaliação da Doença de Parkinson da Universidade de Toronto.

A UPDRS (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*) é composta por seis itens que avaliam na escala os sintomas da DP, assim determinando a gravidade da doença. O tremor está entre estes itens e a sua avaliação envolve a observação dos movimentos tremelicos dos membros e da face do paciente, incluindo as mãos, os braços, a cabeça e a face. O tremor é avaliado em uma escala de 0 a 4, com 0 indicando ausência de tremor e 4 indicando tremor grave. Um tremor leve é caracterizado por movimentos discretos, que são mais visíveis quando o paciente está descansando, enquanto um tremor grave é caracterizado por movimentos incontroláveis e visíveis mesmo durante o movimento (HOLDEN et al., 2017).

Alguns trabalhos (BORZI et al., 2020; SIBLEY et al., 2022; WANJALE et al., 2020) abordam esta temática, onde por meio de sensores e algoritmos específicos de inteligência artificial, avaliam os tremores do paciente e o acompanham durante um período e analisam de forma contínua o seu estado com o objetivo de identificar em qual grau UPDRS de severidade o paciente com a DP se encontra.

Além dos tremores, são avaliadas a rigidez, bradicinesia (lentidão de movimentos), instabilidade postural, disfonia (distúrbios da fala) e disartria (distúrbios da fala e da coordenação muscular). Cada item é avaliado em uma escala de 0 a 4, com 0 indicando ausência de sintomas e 4 indicando sintomas graves. A pontuação total da UPDRS varia de 0 a 24, com uma pontuação

mais alta indicando uma DP mais grave. No trabalho de Goetz (GOETZ et al., 2007), é feita uma revisão do formato de avaliação UPDRS, onde contém 50 questões, divididas em Part I (13 questões), Parte II (13 questões), Parte III (18 questões) e finalmente a Parte IV (6 questões).

É importante notar que a UPDRS é uma ferramenta de avaliação da severidade da DP, e é amplamente utilizada em estudos clínicos para avaliar a eficácia do tratamento da DP, sendo considerada uma ferramenta válida e confiável para avaliar a severidade da doença. Além disso, a contínua observação da UPDRS pode ajudar a monitorar a evolução da doença e ajustar o tratamento de acordo com as necessidades do paciente (GOETZ et al., 2008). Geralmente é realizada por um médico ou outro profissional de saúde qualificado e pode ser feita de forma objetiva, com base em observações clínicas ou subjetiva, com base nas respostas do paciente.

A avaliação objetiva envolve o médico ou profissional de saúde observando o paciente enquanto ele realiza determinadas tarefas, como levantar e mover os braços, falar, andar, etc. A rigidez, a bradicinesia, a instabilidade postural e outros sintomas relacionados à DP são avaliados e pontuados. Já a avaliação subjetiva envolve o paciente respondendo a perguntas sobre sua condição e como ela afeta sua vida cotidiana. Por exemplo, o paciente pode ser perguntado sobre a frequência e a gravidade dos tremores, a capacidade de realizar tarefas diárias como se vestir ou escovar os dentes, ou a presença de problemas de fala ou equilíbrio.

Do ponto de vista do projeto, é importante que um dispositivo de simulação possa reproduzir o tremor em diferentes estágios, ou seja, possibilite que testes em dispositivos sejam feitos levando em conta um tremor leve e de baixa intensidade e um tremor grave de alta intensidade, reproduzindo diferentes estágios de avaliação UPDRS.

### 2.1.3 Quantificação dos Tremores

Com o intuito de realizar uma análise mais aprofundada a respeito das características dos tremores, a evolução da enfermidade e a sua intensidade, existem trabalhos, os quais serão citados neste subtópico, em que se utilizam de diversas ferramentas e técnicas de aquisição de dados para realizar os estudos mais aprofundados dos sinais biológicos e processá-los a posteriori.

Os tremores são oscilações aproximadamente sinusoidais que podem ser caracterizadas em termos de amplitude e frequência definido por  $Asen(\omega t)$ , onde  $A$  refere-se a amplitude do sinal (ABBOUD et al., 2011). A variação ciclo a ciclo na frequência é geralmente pequena, mas a variação na amplitude é considerável. As variações na amplitude e na frequência são amplamente aleatórias, de modo que as gravações digitalizadas do tremor são séries temporais estatísticas que podem ou não ser estacionárias ao longo do tempo (isto é, média e variação são constantes). A frequência e a amplitude do tremor são comumente calculadas com a análise

espectral de Fourier, mas outros métodos de análise são possíveis nos domínios da frequência e do tempo. (ELBLE; MCNAMES, 2016).

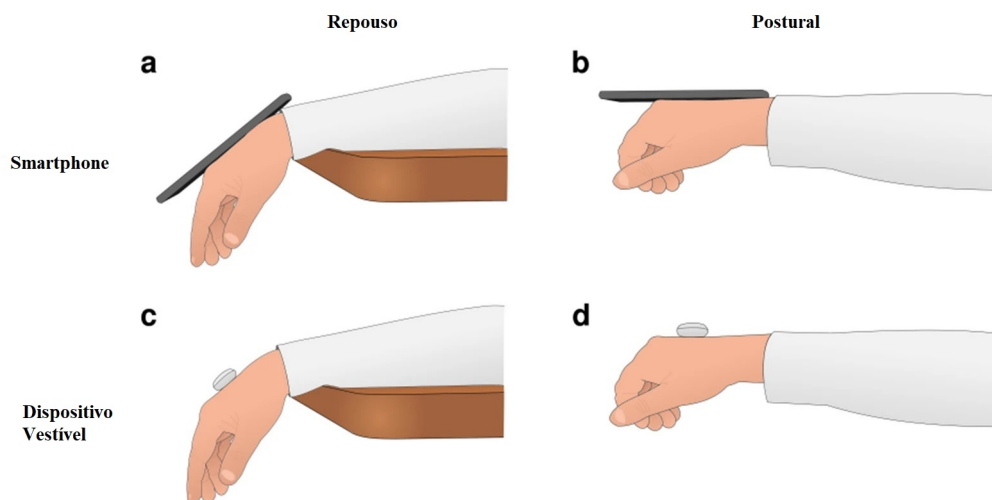


Figura 2.3 – Posicionando o sistema embarcado de baixo peso e um smartphone para avaliar o tremor na mão na condição de descanso e na condição postural. (a) Smartphone na condição de descanso. (b) Condição postural com smartphone. (c) Condição de descanso e dispositivo vestível. (d) Condição postural e um sensor de baixo peso. Fonte: (ABBOUD et al., 2011)

Com o intuito de realizar a análise dos movimentos por meio de rastreamento dos tremores por vídeo, no trabalho de (GALNA et al., 2014) foi utilizado o Microsoft® Kinect que é basicamente um sensor fundamentado em câmera de vídeo para o rastreamento de jogadores em um console proprietário. Com o sensor de profundidade (incluso no equipamento) é possível realizar a captura tridimensional a uma taxa de 30 fps (*frames per second*), não só do movimento do paciente como também da sua postura. A solução do rastreamento por câmeras também foi adotada por Figueiredo (2013) visando a análise da não linearidade do tremor na DP. Uma das vantagens é a captura dos dados sem qualquer contato físico de sensores, assim a aquisição é feita sem a interferência de equipamentos e dispositivos, que devido a sua massa, possam interferir nos dados do tremor (ABBOUD et al., 2011).

Outra abordagem sem contato foi feita no trabalho de Butt et al. (2018) onde se utilizou o sensor *Leap Motion Controller* com o objetivo principal de desenvolver e testar a habilidade do dispositivo em avaliar a disfunção motora em pacientes com DP, baseado nos exercícios do teste UPDRS. Os participantes realizaram movimentos de mão padronizados com o sensor, sendo possível a aquisição de dados como tempo, características no domínio da frequência relativas a velocidade, ângulo e amplitude.

No trabalho de Pan et al. (2015), optou-se por uma plataforma doméstica para a captura de sinais. Pensando na acessibilidade do usuário às ferramentas de monitoramento, este trabalho

utilizou um smartphone para captura dos tremores tanto dos pés quanto das mãos. Esta solução mobile, permitiu a captura e o envio dos dados, por meio de um aplicativo chamado “mHealth”, para um servidor na nuvem que realizava o processamento dos dados continuamente e os classificava de acordo com a severidade dos sintomas. Na Figura 2.3 é possível visualizar a forma como foi feita a leitura dos tremores em pacientes com a DP.

Outra possibilidade pode ocorrer por meio de sensores vestíveis inerciais, tendo em vista que muitos pacientes com a DP são idosos em estado crônico (PATEL et al., 2012). Estes sensores podem também estar contidos dentro de smartwatches (YANG et al., 2021), que possibilitam maior conforto ao usuário. Este método é o mais utilizado em pesquisas para capturar dados referente a dinâmica dos movimentos nos sintomas de tremores em pacientes com a DP (LEMOYNE et al., 2009; HANSON et al., 2007; SAMA et al., 2012).

## 2.2 Caracterização das Mãos Humanas

O centro de massa da mão humana é geralmente considerado como sendo localizado na articulação metacarpofalângica (articulação entre os ossos metacarpais e falanges dos dedos). No entanto, a localização exata do centro de massa da mão varia de acordo com a posição e ação da mão, pois a mão é composta por muitos ossos e músculos que podem afetar a distribuição de massa. A localização do centro de massa também pode ser estimada usando medidas de aceleração e orientação de um único sensor inercial colocado no membro (PAVEI et al., 2020).

Em relação a massa da mão, com base no estudo publicado no artigo de Im et al. (2012) se observa que, embora o peso de um membro possa variar por fatores como etnia e idade, em geral, a mão humana representa em média 0,7% do peso corporal de um indivíduo, ou seja, uma pessoa pesando 80 kg a mão representará uma massa de aproximadamente 0,448 kg.

Em relação a movimentação o punho detêm algumas limitações no alcance de seus movimentos. Com base na Figura 2.4, o movimento de supinação, possui um alcance de 85° da mesma forma que os movimentos de extensão e flexão, já o alcance da pronação é de até 90°. O desvio radial (abdução) atinge 15° de movimentação, enquanto o desvio ulnar (adução) tem a amplitude de até 45°, considerando a posição neutra da mão (OMARKULOV et al., 2016).

É de se ressaltar que neste projeto não será discutida metodologias para se encontrar o centro de massa da mão, no entanto, cabe esta observação para dispor este parâmetro de parametrização no momento da caracterização da simulação, tendo em vista que cada membro do indivíduo possui uma massa e um centro de massa específico de acordo com suas características físicas. Em relação a variação da massa da mão, o simulador deverá prover esta possibilidade de configuração, pois a variação da massa impacta diretamente na dinâmica da plataforma Stewart,

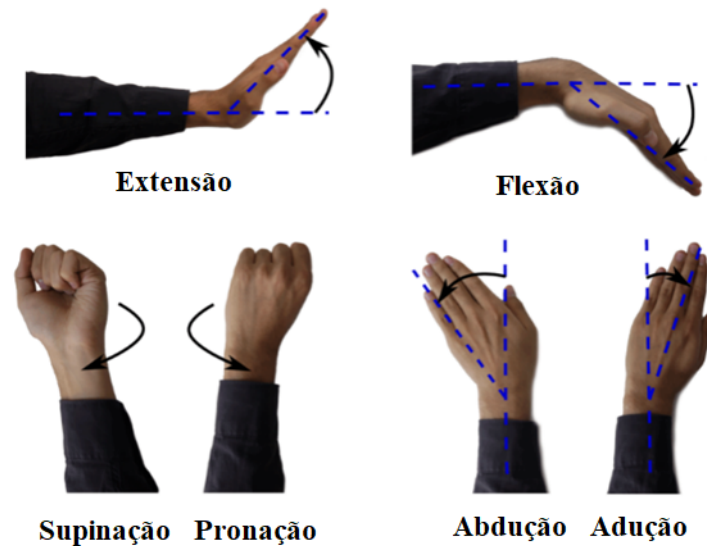


Figura 2.4 – Limites médios de movimentação do punho humano. Fonte: (OMARKULOV et al., 2016)

bem como a resposta que seus atuadores devem dar a uma requisição de movimento.

## 2.3 Modelo de Punho

No intuito de reproduzir os movimentos do punho é possível implementar soluções robóticas com mecanismos seriais ou em cadeia fechada (robôs paralelos). No trabalho de Allington et al. (2011) foi desenvolvido um sistema robótico SUE baseado em exoesqueleto com 2-DOF (*Degree Of Freedom*) capaz de realizar os movimentos de supinação/pronação e flexão e extensão do punho por meio de atuadores pneumáticos. Em Pehlivan et al. (2012) foi desenvolvido o mecanismo robótico chamado RiceWrist-S que contempla todos os graus de liberdade, alcance e torque necessários para a movimentação do punho. Foi utilizado um motor DC com redução para cada DOF, possibilitando a realização de forças com alto torque.

Outro robô com 3-DOF chamado NU-Wrist (OMARKULOV et al., 2016) foi desenvolvido com uma estrutura também baseada em um exoesqueleto, onde todas as suas partes foram impressas em uma impressora 3D. Todos os trabalhos supracitados foram projetados com mecanismos seriais, implicando na complexidade estrutural e a necessidade de um único motor dedicado à cada DOF. Neste caso, é necessário um atuador de alto torque para a realização de uma única tarefa, reduzindo velocidade do equipamento e aumentando os seus custos.

Para exemplificar os robôs de cadeia fechada, em Spencer et al. (2008) foi projetado o robô CRAMER com 3-DOF para desenvolver um sistema menos complexo (quando comparados

aos mecanismos seriais), mais leve, portátil e de baixo custo. Neste projeto, foi utilizado sensores inerciais de aceleração, contidos no controle do videogame Nintendo Wii, para realizar a aquisição dos movimentos. Outro exemplo de robô muito conhecido na engenharia é a plataforma Stewart-Gough na qual possui 6-DOF. Esta plataforma apresenta diversas vantagens quando comparados aos atuadores seriais, sendo elas, rigidez estrutural elevada, alta precisão de movimento, velocidade, aceleração e capacidade de carga elevada no que diz respeito ao torque relativo exigido pelo motor. Tais motivos, em conjunto com os seis graus de liberdade derivados da topologia de atuador paralelo adotada, fazem da Plataforma de Stewart excelente para movimentos de alta precisão em geral (KANG et al., 2001; KANG; MILLS, 2001; TSAI, 1999; UCHIYAMA, 1993).

A plataforma Stewart-Gough, continua sendo estudada atualmente para diversas aplicações como no trabalho de Patel et al. (2017) onde é detalhado o estudo do emprego de plataformas Stewart para a utilização como robôs cirúrgicos. Da mesma forma, no trabalho de Eftekhari e Karimpour (2018) se verifica um modelo construído para emular todos os movimentos de uma aeronave, com base nas ações de um piloto. Por sua vez, Dabiri et al. (2017) utiliza a mesma plataforma para realizar a reabilitação dos pés em pacientes com neuropatia, sendo utilizado por prover o movimento de rotação pura. Neste sentido, a utilização da plataforma Stewart-Gough como via para a prototipação de um modelo de simulação do punho humano se mostra extremamente viável. Além disso, como seria necessário apenas 3 DOF, os graus excedentes podem ser utilizados na correção do movimento, caso seja necessário.

## 2.4 Formas de Controle do Tremor

O principal motivo de se obter um modelo que replique os movimentos involuntários oriundos da DP é a possibilidade de que, a partir deste, seja crível encontrar soluções, se baseado nos estudos realizados na modelagem juntamente com métodos de controle que de fato atuem para suavizar os tremores. Sob o mesmo ponto de vista, vários trabalhos (os quais serão citados neste tópico) tem buscado diferentes soluções no intuito de suprimir, de formas distintas, os sintomas do tremor. Por meio de cirurgias, existem pesquisas (OERTEL et al., 2016) (SCHURMAN et al., 2000) (KOLLER et al., 1997) (LIMOUSIN et al., 1999) (FASANO et al., 2012) nas quais utilizam a estimulação do núcleo talâmico com o objetivo de reduzir tremores de Parkinson. A estimulação ocorre aplicando sinais elétricos em alta frequência por meio de eletrodos implantados diretamente no cérebro. Esta solução tem-se mostrado eficiente na redução dos sintomas, porém em razão de sempre depender de cirurgias complexas, apresentam riscos aos pacientes. Partindo deste ponto de vista, em busca de soluções não

intrusivas e seguras, no trabalho de [Rocon et al. \(2007b\)](#) foi desenvolvido um exoesqueleto robótico chamado WOTAS (*Wearable Orthosis of Tremor Assessment and Suppression*) com o intuito de realizar a supressão de tremores patológicos. Neste trabalho, foram utilizados motores CC e algoritmos de controle adaptativos na busca pela supressão dos tremores. Na dissertação de mestrado de [Lopez \(2015\)](#), para tratar do problema da atenuação dos tremores foi utilizada o método de controle  $H_\infty$  no qual consiste de um método de otimização no domínio da frequência em sistemas em malha fechada, tendo como premissa a minimização do maior pico do valor singular da matriz de transferência. Com este modelo, foi possível determinar as forças atuantes no braço durante a ocorrência do tremor em repouso.

Em [Kelley e Kauffman \(2018\)](#), para realizar a supressão do tremor patológico foi utilizado o algoritmo com filtro adaptativo notch, no qual tinha a função de estimar o torque do movimento e a força que o atuador deveria aplicar naquele instante. Neste mesmo artigo, foi utilizado como atuador um elastômero dielétrico, onde segundo o autor, a vantagem da utilização da deste é a sua baixa rigidez quando comparados aos atuadores tradicionais e também em relação as suas propriedades mecânicas que são semelhantes às do tecido humano. Os resultados se mostraram significativos para o controle dos tremores com mudanças lentas de amplitude e menos eficientes para variações bruscas de amplitudes.

Avaliados todos os trabalhos citados neste tópico, observa-se que apresentaram bons resultados, porém as metodologias utilizadas foram variadas, bem como os algoritmos de controle e os tipos de atuadores. Desta forma, seria interessante um estudo que realize o comparativo entre as possíveis soluções buscando uma elucidação acerca dos métodos mais eficientes. Interessante se tornaria também o aprofundamento da utilização destas técnicas, considerando os diferentes cenários de tremores e variados estágios evolutivos da doença.

### 2.4.1 Testes de Dispositivos em Pacientes

Durante a fase de desenvolvimento de uma tecnologia ou dispositivo físico, é inevitável a necessidade de constante realização de testes durante o processo, seja para aprimoramento do hardware ou software, ou ainda, para detecção de falhas de funcionamento ou de resistência. Em alguns casos, na fase de prototipagem os dispositivos são testados em equipamentos eletromecânicos que simulam o uso cotidiano ou estressam o dispositivo propositalmente até a sua falha, este teste é conhecido como AST (*Accelerating Stress Testing*) ([LU et al., 2000](#)). Posteriormente ou de forma concomitante, são realizados testes de uso em campo, visando a experiência do usuário final, no ambiente próprio de funcionamento do dispositivo ou sistema.

Algumas empresas preferem desenvolver o produto por completo e somente na fase de finalização iniciar uma grande fase de testes. No entanto, descobriu-se que os custo de

revisão do projeto já na fase final de seu desenvolvimento acarreta grandes custos de projeto e revisão (REINERTSEN, 1998). A principal questão deste problema é como balancear o custo adicional da realização de testes no início ou durante o projeto com o real valor que a informação deste teste pode trazer, ou seja, o teste que for realizado tem que ser de boa qualidade e trazer informações significativas para o projeto e compensar futuramente com a redução do tempo de desenvolvimento.

Aplicando a mesma lógica de testes e desenvolvimento em tecnologias assistivas, agora outro custo foi agregado com a necessidade de alguns deles serem feitos em pacientes enfermos. Muitas vezes estes pacientes já trazem, por efeito da doença, algum tipo de debilitação, dificuldade de movimentação, tremores, etc. Podemos citar por exemplo, os trabalhos Rocon et al. (2007a), Herrstadt et al. (2019) e Zhou et al. (2017) com foco na atenuação dos tremores causados pela DP onde foram propostos equipamentos que buscam reduzir este sintoma. No primeiro trabalho foram utilizados 10 pacientes. Já no segundo e terceiro foram utilizados 9 e 18 pacientes respectivamente.

É possível realizar a captura de dados reais e posteriormente, utilizá-los na fase de desenvolvimento do dispositivo para a validação de comprovação de sua funcionalidade. No entanto, do ponto de vista da DP, alguns dos sintomas como o tremor (conforme comentado no item 2.1.1.2), são mutáveis durante o tempo de acordo com a medicação, evolução da doença, alteração nas características físicas do paciente como o peso. Sendo assim, é necessária uma ampla variabilidade no espaço amostral e isso implica necessariamente, mais pacientes enfermos.

Para reduzir esta necessidade de pacientes para testes é necessário então um dispositivo que replique toda a complexidade dos movimentos, ou seja, um equipamento robótico que, replique os tremores de repouso, por exemplo

## 2.5 Conclusão do Capítulo

Neste capítulo foi apresentado um breve resumo a respeito da DP, os sintomas, características dos pacientes, tratamento, etc. Foram descritos os principais tipos de tremores, com diferentes características e causas.

Observou-se também que nem todos os tremores podem ser atribuídos a DP. No entanto, é possível diferenciá-los ao analisar suas características próprias. Ao avaliarmos especificamente o tremor de repouso, que será explorado neste trabalho, verificou-se que a sua frequência fica em torno de 4 Hz a 6 Hz, sua amplitude é variável de indivíduo para indivíduo, conforme seu peso, estatura, o uso de medicamentos, ou estágio evolutivo da doença, porém, essas características

são utilizadas para poder-se aferir o grau de severidade (UPDRS) da DP.

Todas essa heterogeneidade no comportamento do tremor de repouso faz com que seja necessário um grande espaço amostral para cobrir a realização de testes em dispositivos vestíveis que tem como objetivo eliminar ou reduzir os tremores da doença, seja ela de forma ativa ou passiva. Entretanto, para se atingir toda esta variabilidade é necessário elencar diversos pacientes, muitas vezes em estado debilitante, para a realização da captura dos dados. Além disso, geralmente é necessário a realização de testes intermediários durante todo o processo de desenvolvimento, sendo essencial para testes capazes de replicar toda a complexidade do movimento do tremor.

Assim, é possível constatar a necessidade de um dispositivo que realize a tarefa de simulação do tremor de Parkinson para minimizar a necessidade do impacto dos testes nos pacientes, acelerar o desenvolvimento e que possa prover dentro das especificidades do tremor, uma ampla variabilidade do espaço amostral. Esta ferramenta ainda deve ser configurável levando em conta as variações que podem ocorrer de indivíduo a indivíduo para que se obtenha um conjunto de dados generalizado.

### 3 Robôs Paralelos

Robôs paralelos são dispositivos formados por múltiplos eixos de movimentos simultâneos acoplados em uma base fixa e uma plataforma móvel. Tais eixos, ou cadeias cinemáticas, indicam a quantidade de graus de liberdade do robô e são movimentados por meio de atuadores (prismáticos, rotacionais, etc), onde em conjunto e de forma síncrona, realizam o movimento da plataforma móvel. A grande vantagem dos robôs de cadeias fechadas é a sua aplicação em tarefas onde são exigidas grandes cargas, velocidade e precisão, por possuírem geralmente cadeias curtas e estrutura robusta, tornando-os simples e rígidos contra movimentos indesejados. Entretanto, devido a necessidade de combinação de diferentes posições em suas cadeias para a realização de um único movimento do efetuador final, existe a necessidade de sincronia de seus atuadores, resultando em cálculos complexos de cinemática e dinâmica.

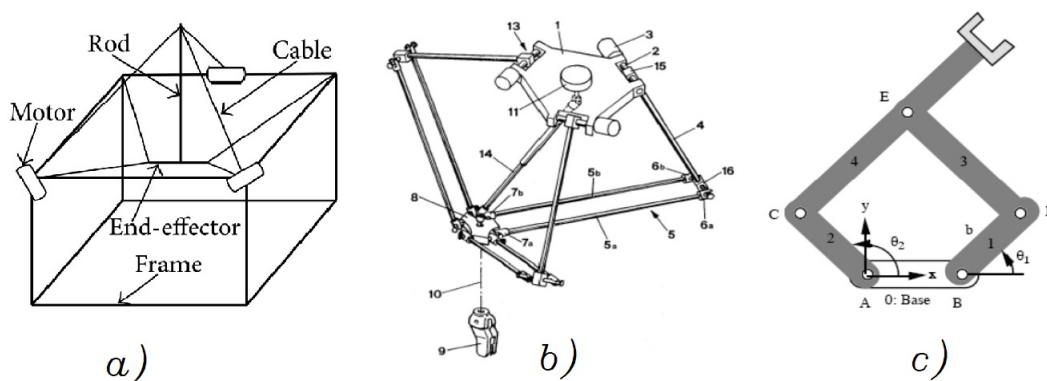


Figura 3.1 – Exemplos de robôs paralelos. (a) Guiado por cabos flexíveis. (b) Robô Delta. (c) Robô SCARA. Fonte: (TANG, 2014; PANDILOV; DUKOVSKI, 2014)

Entre os robôs paralelos, encontramos várias configurações, desde modelos de cadeia completamente fechada até modelos mistos, nos quais alguns graus de liberdade do manipulador são de cadeia aberta. Além disso, esses robôs são utilizados para diversos propósitos, podendo apresentar diferentes graus de liberdade. No trabalho de Tang (2014) é feita uma revisão a respeito de robôs paralelos os quais a movimentação do efetuador final é guiado por meio de cabos flexíveis e não por hastes rígidas, citando exemplos de aplicação nas áreas de observação astronômica, estruturas de construção, salvamento e tarefas de reabilitação de pacientes, dentre outros. Já o robô tipo Delta, normalmente usado em ambientes industriais para tarefas *pick-and-place*, possui três graus de liberdade, tendo em vista a sua estrutura ser formada por três braços paralelos utilizados para movimentar a plataforma móvel (BONEV, 2001). No trabalho de Gosselin, 2016 foi utilizado o robô SCARA (*Selective Compliance Assembly Robot Arm*) no

qual possui duas juntas rotativas paralelas para fornecer conformidade em um plano, permitindo a movimentação do efetuador em dois eixos, neste trabalho foi apresentada uma ferramenta de rotação infinita sem o uso de um grau de liberdade redundante (GOSSELIN et al., 2016).

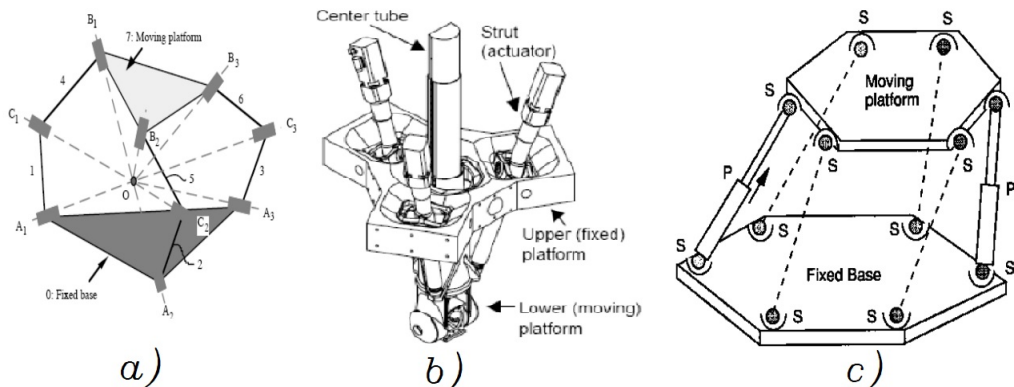


Figura 3.2 – Exemplos de robôs paralelos. (a) Robô esférico. (b) Robô Misto. (c) Plataforma Stewart. Fonte: (PANDILOV; DUKOVSKI, 2014)

Existe também o manipulador esférico paralelo (BAI et al., 2019) é também conhecido como robô com junta esférica, consiste em três ou mais braços conectados a uma plataforma que realiza o movimento esférico e são constantemente aplicados à painéis solares, sistemas de estabilização de câmeras, telescópios, robôs humanoides e exoesqueletos. O robô paralelo misto, no qual combina as características dos robôs seriais e paralelos, é utilizado em tarefas que requerem alta precisão e alta velocidade de movimento. Por fim podemos citar a Plataforma Stewart-Gough, na qual é formada por duas plataformas: a plataforma base/fixa e a plataforma superior/móvel. Além disso é composta por atuadores paralelos que possibilita que a plataforma móvel tenha vários graus de liberdade. Existem centenas de variações desta plataforma sendo a Plataforma Stewart Generalizada a mais conhecida (STEWART, 1965; GOUGH, 1957). Esta plataforma será discutida com maior profundidade na próxima seção deste capítulo tendo em vista a sua aplicação neste trabalho.

### 3.1 Plataforma Stewart Generalizada

A Plataforma Stewart é um manipulador paralelo com 6-DOF. Tendo em vista as diversas vantagens que este robô de cadeia fechada possui como, precisão, mobilidade, velocidade robustez e alta capacidade de carga, fazendo com que a Plataforma Stewart seja altamente recomendada para aplicações na área da saúde em cirurgias (PATEL et al., 2018), em simuladores (CETIN et al., 2022) (HUANG et al., 2016) e também na indústria em geral (TUNC; SHAW, 2016).

Proposta por Stewart (1965), a sua estrutura básica é composta por uma plataforma inferior fixa e uma plataforma superior móvel. Ambas as plataformas são acopladas, por meio de juntas, à seis atuadores espaçados entre si. A combinação do movimento de todos os atuadores permitem que a plataforma móvel se movimente no espaço de forma linear (eixos x, y e z) e também executando os movimentos de rotação (roll), inclinação (pitch) e guinada (yaw), possuindo 6-DOF como pode ser visualizada na Figura 3.4. No entanto, existe uma grande variedade de arquiteturas, conforme ilustrado na Figura 3.3. O modelo mais conhecido e constantemente referido como o formato original é a Plataforma Stewart Generalizada. Este modelo 6-UPS (*universal-prismatic-spherical*) é o que mais se aproxima do primeiro projeto. Existe uma controvérsia histórica, tendo em vista que este projeto foi apresentado anteriormente por Gough, fazendo com que este modelo também seja conhecido como Plataforma Stewart-Gough. Neste trabalho iremos chamar apenas de Plataforma Stewart.

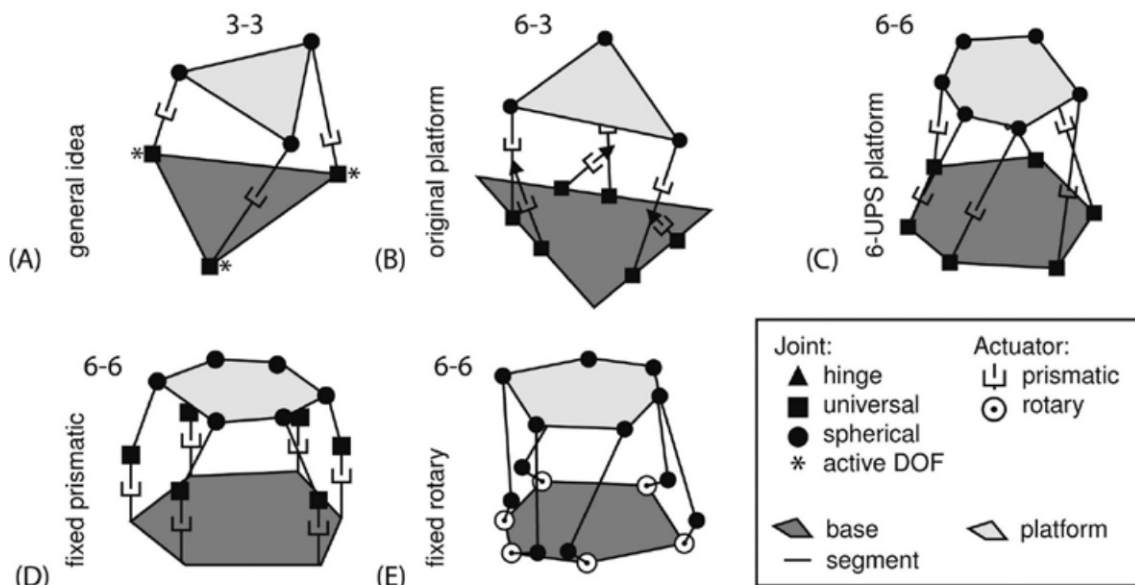


Figura 3.3 – Descrição simplificada de variações da Plataforma Stewart. a) A ideia original de Stewart. b) Plataforma com 6 atuadores hidráulicos prismáticos. c) O modelo 6-UPS mais conhecido da plataforma apresentado originalmente por Gough. d) Plataforma Stewart com atuadores prismáticos fixos. e) Plataforma Stewart com atuadores rotacionais fixos. Fonte: (SZUFNAROWSKI, 2013).

Para realizar a modelagem cinemática e dinâmica de uma plataforma Stewart é necessário primeiramente identificar a geometria da estrutura mecânica, determinando as dimensões das plataformas, incluindo comprimento dos braços, posições dos eixos e outras informações relevantes. As informações geométricas serão variáveis para o cálculo das equações cinemáticas que descrevem a relação entre as posições dos eixos e a posição final da plataforma móvel.

Além disso, fornecem informações de velocidades e acelerações e determinam a sequência de movimentos necessários para alcançar uma dada posição.

A modelagem dinâmica é baseada em equações que descrevem como as forças e torques atuam sobre o robô e implicam em sua movimentação, podendo causar erro de posicionamento ou variações indesejáveis na velocidade e aceleração (FURQAN et al., 2017).

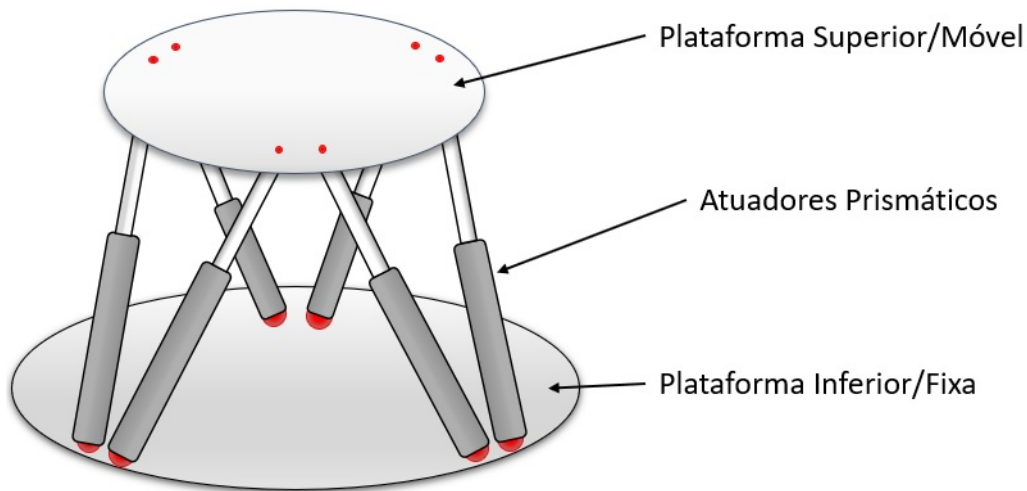


Figura 3.4 – Ilustração da Plataforma Stewart Generalizada.

Estas equações são importantes também para determinar a sua estabilidade e capacidade de realizar movimentos precisos. Estas avaliações fazem parte da etapa de simulação e validação onde as equações cinemáticas e dinâmicas são usadas para simular o comportamento da plataforma e validar sua modelagem. Caso sejam necessários ajustes, as equações devem ser atualizadas e a simulação repetida até que seja obtido um modelo preciso da plataforma.

### 3.1.1 Modelagem Cinemática

O modelo cinemático envolve as dimensões, formato, tipos de juntas utilizadas, graus de liberdade, etc. Já o modelo dinâmico é necessário um estudo das energias envolvidas, tanto da plataforma quanto de cada braço que realiza a movimentação da plataforma. Para realizar o controle do movimento e posição do mecanismo, utiliza-se a cinemática direta ou a cinemática inversa.

A diferença entre as duas cinemáticas é a abordagem matemática, onde a primeira, de posse dos dados referentes aos movimentos dos atuadores e ângulos das juntas, encontra-se a posição e a orientação do ponto central da plataforma móvel. Já a cinemática inversa, de posse dos dados de posição e orientação da plataforma móvel, encontra-se os dados dos atuadores e ângulos das juntas. Sendo um método complementar ao outro.

### 3.1.1.1 Cinemática Direta

Para os robôs de cadeia fechada, o cálculo da cinemática direta é muito mais complexo que a cinemática inversa. Isso se dá devido às inúmeras singularidades ou múltiplas soluções com equações altamente não lineares (KARMAKAR; TURNER, 2023). Para resolver este problema, diversos pesquisadores tentam abordagens diferentes. No trabalho de Jakobovic e Jelenković (2002) foi utilizado o método canônico derivando 9 equações com 9 variáveis e aplicando múltiplos métodos de otimização para resolve-las. Já Cardona (2016), utilizou o método de Newton-Raphson para encontrar as possíveis soluções baseadas em um conjunto de dados referentes aos atuadores e as juntas. Neste caso, todas as soluções devem ser testadas manualmente. No trabalho de Wang (2006), as múltiplas soluções da cinemática direta foram derivadas para calcular uma pequena variação nos ângulos das juntas e também nas distâncias dos atuadores lineares. No livro Angeles (2007) é descrita a modelagem da cinemática direta utilizando o método de solução por Denavit-Hartenberg, sendo este um modelo popular e será utilizado como exemplo neste trabalho.

Tabela 3.1 – Parâmetros de Denavit-Hartenberg.

Eixos	$\alpha_i$	$d_i$	$\Theta_i$	$r_i$
1	0	d	0	0
2	0	0	$\theta_2$	a
3	$\theta_3$	0	0	b

A Plataforma Stewart possui o sistema de coordenadas fixos no centro da plataforma móvel e da plataforma inferior (fixa) sendo (X,Y,Z) para posição e ( $\varphi, \phi, \psi$ ) para orientação, como uma função de suas coordenadas generalizadas representadas por:

$$\mathbf{x} = f(\Theta) \quad (3.1)$$

onde  $\Theta = (d \ \theta_2 \ \theta_3)$  está relacionada às posições das juntas e  $\mathbf{x} = (p_x \ p_y \ p_z \ \varphi \ \phi \ \psi)$  a tabela de posição do vetor, permitindo assim calcular o movimento o efetuator final como resultado do movimento das juntas. Esta função é não linear e não existe uma solução trivial analítica. No entanto, esta relação pode ser expressa por meio de uma matriz de transformação homogênea, unindo o sistema de coordenadas do elemento  $i$  com o sistema do elemento anterior  $i - 1$  conforme a equação :

$$[\mathbf{n}^T \ \mathbf{s}^T \ \mathbf{a}^T \ \mathbf{p}^T = \mathbf{T}_n] = \mathbf{A}_{0,1} \mathbf{A}_{1,2} \mathbf{A}_{2,3} \quad (3.2)$$

com  $\mathbf{p} = [p_x p_y p_z]$  sendo o vetor de posição e  $\mathbf{n} = [n_x n_y n_z]$ ,  $\mathbf{s} = [s_x s_y s_z]$ ,  $\mathbf{a} = [a_x a_y a_z]$  vetores ortonormais que descrevem a orientação. Aplicando o procedimento de Denavit-Hartenberg

e isolando os parâmetros  $\Theta_i$ ,  $\mathbf{r}_i$ ,  $\mathbf{d}_i$  e  $\alpha_i$  presentes na Tabela 3.1, a solução vem de um objeto alocado no centro da plataforma com dimensões ( $L_x L_y L_z$ ) dado por:

$$\begin{aligned} p_x &= L - x c_2 c_3 - L_y s_1 + L_z c_2 s_3 \\ p_y &= L_x s_2 c_3 + L_y c_2 + L_z s_2 c_3 + d \\ p_z &= -L_x s_2 + L_z c_2 + (a + b) \end{aligned} \quad (3.3)$$

onde os ângulos de orientação ( $\varphi \phi \psi$ ) são dados por:

$$\mathbf{T}(\varphi\phi\psi) = \text{rot}(x, \psi)\text{rot}(y, \phi)\text{rot}(z, \varphi) \quad (3.4)$$

$$\mathbf{T}(\varphi\phi\psi) = \begin{bmatrix} c_\psi c_\phi & -c_\psi s_\phi s_\varphi - c_\psi s_\varphi & c_\psi s_\phi c_\varphi + s_\psi s_\varphi \\ s_\psi c_\phi & -s_\psi s_\phi s_\varphi + c_\psi c_\varphi & c_\psi s_\phi c_\varphi - c_\psi s_\varphi \\ -s_\phi & c_\psi s_\varphi & c_\psi c_\varphi \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

com

$$\varphi = \arctan^2 \left[ \frac{s_\psi a_x - c_\psi a_y}{-s_\psi s_x + c_\psi s_y} \right] \quad (3.6)$$

$$\phi = \arctan^2 \left[ \frac{n_y}{n_x} \right] \quad (3.7)$$

$$\psi = \arctan^2 \left[ \frac{-n_z}{c_\phi n_x + s_\phi n_y} \right] \quad (3.8)$$

onde a função  $\arctan^2$  significa que o arco da tangente é calculado de acordo com um algoritmo que leva em conta que os valores de ambos os senos e cosseno são conhecidos, desta forma o quadrante do ângulo pode ser deduzido. As outras variáveis são  $n_z = c_2$ ,  $n_y = s_2$ ,  $n_x = 0$ ,  $s_x = -s_2 c_3$ ,  $s_y = c_2 c_3$ ,  $s_z = s_3$ ,  $a_x = s_2 s_3$ ,  $a_y = -c_2 s_3$ ,  $a_z = c_3$ , considerando a simplificação de  $s\alpha = \text{sen}(\alpha)$  e  $c\alpha = \text{cos}(\alpha)$ .

A Matriz de Transformação ( $\mathbf{T}$ ) é a transformação do vetor associado com cada atuador linear em uma nova configuração e também corresponde ao termo relacionado com o movimento de translação (GAO et al., 2005). Para derivar o modelo cinemático, tanto a plataforma superior quanto a inferior foram definidas como um hexágono irregular, onde em cada vértice corresponderá a um ponto de ancoragem dos atuadores, como demonstrado na Figura 3.5.

Os parâmetro  $\alpha, \beta, \delta, \epsilon, a, b, d, e$  presentes na Figura 3.5, serão aplicados nas equações da posição dos vetores da base inferior e superior,  $P_s$  e  $P_i$ , sendo que  $h$  representa a posição do centro de massa da plataforma superior na configuração inicial.

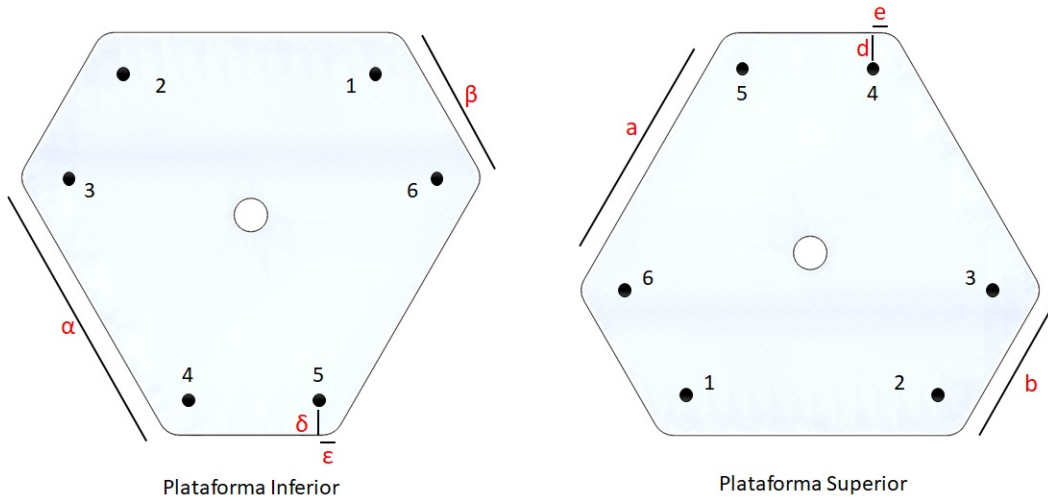


Figura 3.5 – Parâmetros das plataformas e pontos de ancoragem dos atuadores.

$$\mathbf{P}_i = \begin{bmatrix} \alpha/2 - \epsilon & A - \delta & 0 \\ -\alpha/2 + \epsilon & A - \delta & 0 \\ -\alpha/2 + \epsilon + B & C & 0 \\ -\beta/2 + \epsilon & -A + \delta & 0 \\ \beta/2 + \epsilon & -A + \delta & 0 \\ \alpha/2 - \epsilon - B & C & 0 \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

$$\mathbf{P}_s = \begin{bmatrix} b/2 - e & E - d & h \\ -b/2 + e & E - d & h \\ -a/2 + e + D & F & h \\ -a/2 + e & -E + d & h \\ a/2 - e & -E + d & h \\ a/2 - e - D & F & h \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

onde

$$\begin{aligned} A &= \frac{\alpha + \beta}{2} \cos(k), \\ B &= (2\epsilon - \beta) \cos(s), \\ C &= A - \delta - (\beta - s\epsilon) \cos(k), \\ D &= (2\epsilon - b) \cos(s), \\ E &= \frac{a + b}{2} \cos(k), \\ F &= -E + d + (b - 2e) \cos(K), \end{aligned}$$

com  $k = \frac{\pi}{6}$  e  $s = \frac{\pi}{3}$ .

### 3.1.1.2 Cinemática Inversa

A cinemática inversa é aplicada à plataforma Stewart determinando as posições ótimas dos eixos para atingir a posição desejada. Este método baseia-se em equações matemáticas que descrevem a relação entre as posições dos eixos e a posição final da plataforma. Assim, para a realização de um dado movimento é necessário encontrar o deslocamento linear  $l_i$  de cada atuador prismático. No entanto, primeiramente deve ser determinado as coordenadas dos pontos de ancoragem  $B_i$  relativos a plataforma base e  $P_i$  relativos a plataforma móvel.

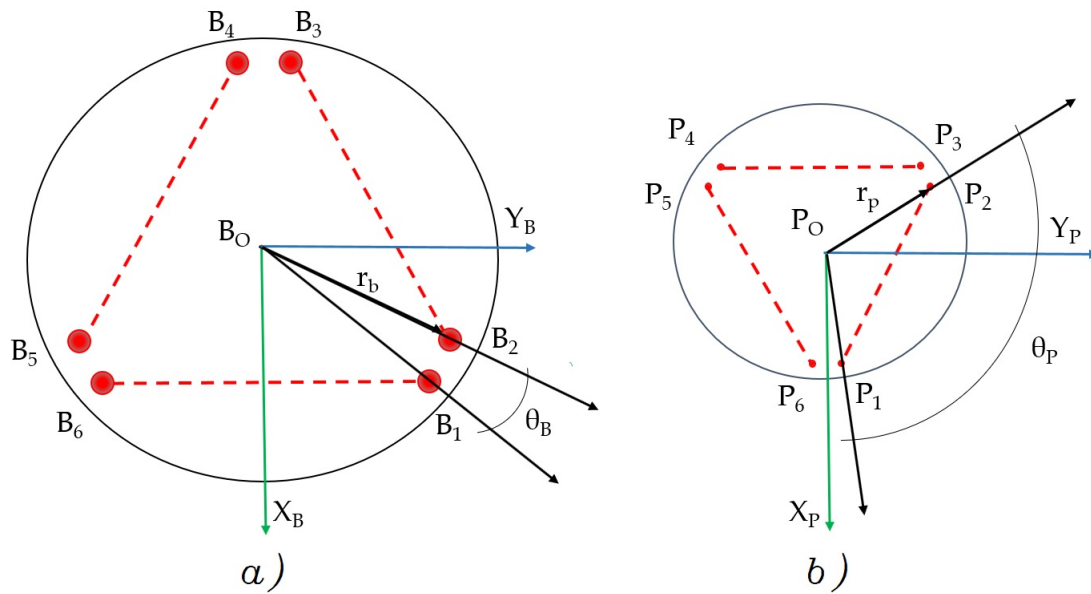


Figura 3.6 – Parâmetros de construção e dimensionamento do manipulador. a) Plataforma inferior. b) Plataforma superior.

Na Figura 3.6 é possível observar as origens de cada plataforma  $B_O = [x_B, y_B, z_B]^T$  e  $P_O = [x_P, y_P, z_P, \varphi, \phi, \psi]^T$ . Para determinar a posição espacial dos pontos de ancoragem da plataforma base, utiliza-se a equação 3.11 definida por:

$$\mathbf{B}_i = \begin{bmatrix} r_b \cos(\lambda_i) \\ r_b \sin(\lambda_i) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{3.11}$$

$$\lambda_i = \frac{i\pi}{3} - \frac{\theta_b}{2}, \quad i = 1, 3, 5$$

$$\lambda_i = \lambda_{i-1} + \theta_b, \quad i = 2, 4, 6$$

De forma similar, podemos encontrar os pontos de ancoragem da plataforma móvel por meio da equação 3.12:

$$\mathbf{P}_i = \begin{bmatrix} r_p \cos(\lambda_i) \\ r_p \sin(\lambda_i) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

$$\vartheta_i = \frac{i\pi}{3} - \frac{\theta_p}{2}, \quad i = 1, 3, 5$$

$$\vartheta_i = \vartheta_{i-1} + \theta_p, \quad i = 2, 4, 6$$

Considerando que o movimento de cada atuador influencia a posição do efetuador final da plataforma, é necessário então calcular a sua orientação  $P_O$  relativa à base  $B_O$ . Matematicamente, esta relação  ${}^P R_B$  é possível utilizando os ângulos de Euler é feita através das seguintes sequências de rotações:

$${}^P \mathbf{R}_B = R_z(\psi) \cdot R_y(\phi) \cdot R_x(\varphi) \quad (3.13)$$

sendo que,

$${}^P \mathbf{R}_B = \begin{bmatrix} c_\psi c_\phi & c_\psi s_\phi s_\varphi + c_\varphi s_\psi & c_\varphi s_\psi - c_\varphi c_\psi s_\phi \\ -c_\phi s_\psi & c_\varphi c_\psi - s_\varphi s_\phi s_\psi & c_\psi s_\varphi + c_\varphi s_\phi s_\psi \\ s_\phi & -s_\varphi c_\phi & c_\varphi c_\phi \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

onde  $S = \text{sen}$  e  $C = \text{cos}$ .

Assim, para determinar a extensão do vetor  $l_i$  é utilizada a equação 3.15.

$$l_i = T + {}^P R_B \cdot p_i - b_i \quad (3.15)$$

O vetor  $T$  é a representação da translação da origem  $B_O$  na plataforma base até a origem  $P_O$  no efetuador final, onde  $T = (t_x, t_y, t_z) \in \mathbb{R}^3$ . Os pontos de junção são representados pelos vetores  $b_i$  e  $p_i$  âmbos representados na Figura 3.7. O vetor  $l_i$  representa a extensão do atuador prismático.

Por fim, para representar as velocidades de cada atuador, refletindo na velocidade da plataforma móvel é utilizada a matriz Jacobiana. A matriz Jacobiana é amplamente utilizada em manipuladores paralelos sendo representada pela seguinte equação:

$$\dot{L} = J\dot{X} \quad (3.16)$$

onde  $\dot{L}$  representa a matriz de velocidades dos atuadores e  $\dot{X}$  a velocidade da plataforma móvel.

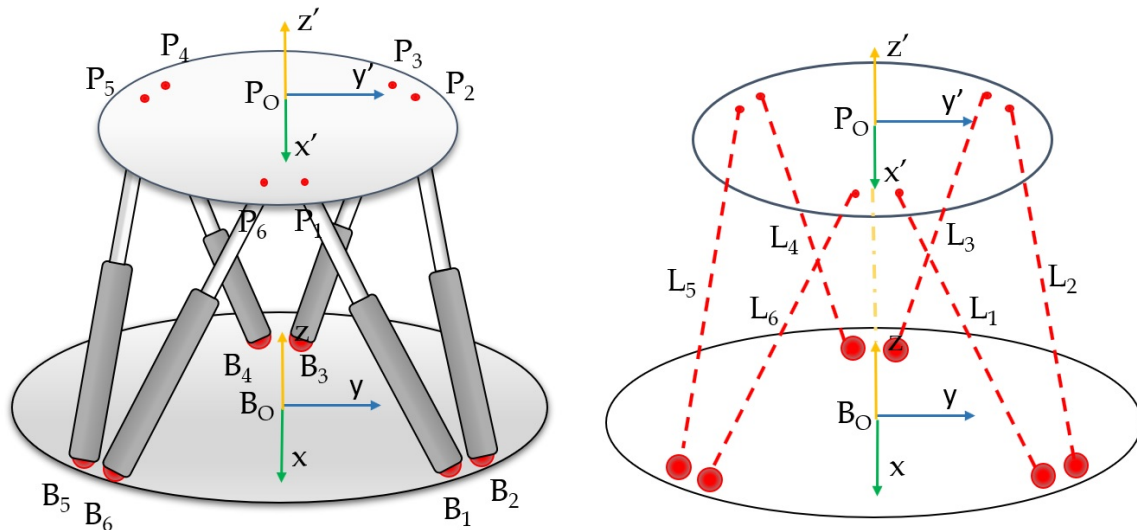


Figura 3.7 – Detalhamento do pontos de ancoragem de e a extensão do atuador prismático.

### 3.1.2 Modelagem Dinâmica por Newton-Euler

Para realizar um estudo completo desta plataforma é necessário desenvolver um modelo que permita avaliar a cinemática dos seus movimentos na qual depende da forma, dimensões e como são dispostos os componentes estruturais, bem como a sua dinâmica, realizando um estudo de como as forças atuam na planta de acordo com os materiais, a sua densidade, massa, centro de massa, etc. Este modelo descritivo e representativo pode ser estruturado de forma matemática. Cabe ainda compreender que a análise dinâmica de um manipulador paralelo geralmente é mais complexo quando comparado a um manipulador serial, devido a existência das diversas cadeias cinemáticas fechadas.

Os métodos mais populares de implementação matemática são os métodos de Newton-Euler e Lagrange. Ambos conseguem representar bem o comportamento dos dispositivos robóticos de cadeia fechada, apesar de apresentarem características diferentes em termos de representação e complexidade computacional. No método de Lagrange, as equações descrevem a interação entre as forças que atuam sobre a plataforma e as suas velocidades. Estas equações são obtidas a partir da função Lagrangiana, que é a diferença entre a energia cinética e a energia potencial da plataforma (BINGUL; KARAH, 2012). No artigo (DASGUPTA; MRUTHYUNJAYA, 1998), utilizando o método de Newton-Euler, as equações são calculadas com base no ponto de equilíbrio dos componentes, considerando o cálculo do momento inercial.

Utilizando o método de Newton-Euler e com base na especificações da Figura 3.8, podemos realizar a análise dinâmica considerando as acelerações dos centros de gravidade  $\mathbf{a}_d$  e  $\mathbf{a}_u$ , as massas  $m_d$  e  $m_u$  e as distâncias  $\mathbf{r}_d$  e  $\mathbf{r}_u$  referente a parte inferior e fixa do atuador

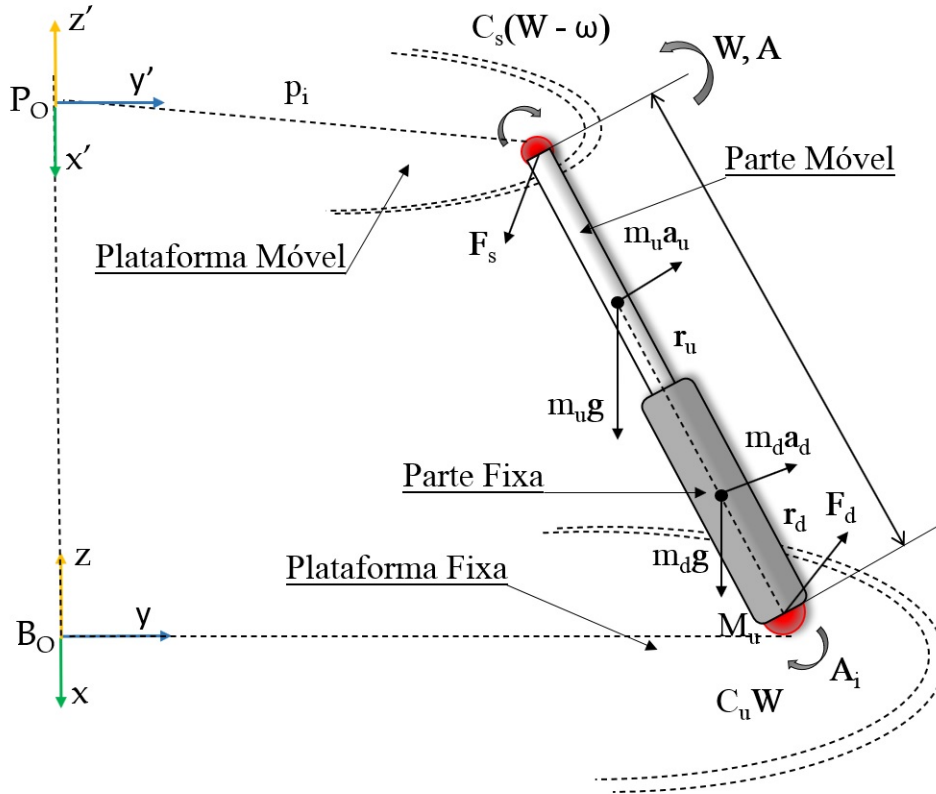


Figura 3.8 – Detalhamento das forças e distâncias envolvidas para modelagem do atuador da plataforma.

prismático e a haste da parte superior móvel do atuador, respectivamente. Além disso, devemos considerar a velocidade angular  $\mathbf{W}$  e a aceleração  $\mathbf{A}$  do atuador sendo influenciados pela força da gravidade  $\mathbf{g}$ . Desta forma, obtém-se a seguinte equação de Euler:

$$\begin{aligned} -m_d \mathbf{r}_d \times \mathbf{a}_d - m_u \mathbf{r}_u \times \mathbf{a}_u + (m_d \mathbf{r}_d + m_u \mathbf{r}_u) \mathbf{g} - (\mathbf{I}_d + \mathbf{I}_u) \mathbf{A} \\ - \mathbf{W} \times (\mathbf{I}_d + \mathbf{I}_u) \mathbf{W} + M_u \mathbf{s} + \mathbf{S} \times \mathbf{F}_s - C_u \mathbf{W} - \mathbf{f} = 0, \end{aligned} \quad (3.17)$$

onde foi considerado o equilíbrio rotacional total do atuador incluindo ambas as partes fixa e móvel. O momento do atrito viscoso da junta esférica  $\mathbf{f}$  é definida na equação 4.17.

$$\mathbf{f} = C_s (\mathbf{W} - \boldsymbol{\omega}) \quad (3.18)$$

A força de restrição  $\mathbf{F}_s$  situada junto a junta esférica na plataforma móvel envolve o vetor  $\mathbf{a}_p$  em vários termos como pode ser visto na equação 3.19. Todos estes termos foram agrupados em forma de  $\mathbf{Qa}_p$  sendo  $\mathbf{Q}$  uma matriz  $3 \times 3$  de parâmetros dos atuadores e da configuração do manipulador.

$$\begin{aligned}
\mathbf{F}_s = & m_u \left[ \mathbf{s} \cdot \mathbf{a}_p + \frac{1}{L} \{ (\mathbf{s} \cdot \mathbf{r}_u) \mathbf{s} \cdot \mathbf{a}_p - \mathbf{r}_u \cdot \mathbf{a}_p \} \right] \mathbf{s} \\
& - \frac{1}{L} \left[ \frac{m_d r_d^2}{L} \{ (\mathbf{s} \cdot \mathbf{a}_p) \mathbf{s} \cdot \mathbf{a}_p \} + \frac{m_d}{L} (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_d \cdot \mathbf{a}_p) (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_d) \right. \\
& + \frac{m_u r_u^2}{L} \{ (\mathbf{s} \cdot \mathbf{a}_p) \mathbf{s} - \mathbf{a}_p \} + \frac{m_u}{L} (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_u \cdot \mathbf{a}_p) (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_u) \\
& \left. + m_u \{ \mathbf{r}_u - (\mathbf{s} \cdot \mathbf{r}_u) \mathbf{s} \} \mathbf{s} \cdot \mathbf{a}_p + \frac{1}{L} \mathbf{s} \times (\mathbf{I}_d + \mathbf{I}_u) (\mathbf{s} \times \mathbf{a}_p) \right] + \mathbf{V} - \mathbf{sF} \quad (3.19)
\end{aligned}$$

Após a realização de manipulações algébricas tem-se a forma reduzida da equação:

$$\mathbf{F}_s = \mathbf{Q} \mathbf{a}_p + \mathbf{V} - \mathbf{sF} \quad (3.20)$$

onde,

$$\mathbf{Q} = \left[ m_u \left( 1 + \frac{2\mathbf{s} \cdot \mathbf{r}_u}{L} \right) - \frac{m_d r_d^2 + m_u r_u^2}{L^2} \right] \mathbf{s}^T + \frac{m_d r_d^2 + m_u r_u^2}{L^2} \mathbf{E}_3 \quad (3.21)$$

$$- \frac{m_u}{L} (\mathbf{s} \mathbf{r}_u^T + \mathbf{r}_u \mathbf{s}^T) - \frac{1}{L^2} [m_d (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_d) (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_d)^T] \quad (3.22)$$

$$+ m_u (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_u) (\mathbf{s} \times \mathbf{r}_u)^T - \tilde{\mathbf{s}} (\mathbf{I}_d + \mathbf{I}_u) \tilde{\mathbf{s}}] \quad (3.23)$$

Utilizando a indexação do  $i$ -ésimo atuador  $i$ , chega-se na seguinte equação reduzida da força de restrição  $(F_s)_i$ :

$$(\mathbf{F}_s)_i = \mathbf{Q}_i \ddot{\mathbf{t}} - \mathbf{Q}_i \tilde{\mathbf{q}}_i \alpha + \mathbf{V}_i - \mathbf{s}_i \mathbf{F}_i \quad (3.24)$$

Desta forma, os vetores  $\mathbf{V}_i$ ,  $\mathbf{s}_i$  e  $\mathbf{q}_i$  devem ser computados individualmente para cada atuador, da mesma forma que o momento do atrito viscoso resultante da equação 4.17  $\mathbf{f}_i$  sendo agora:

$$\mathbf{f}_i = C_s (\mathbf{W}_i - \omega_i) \quad (3.25)$$

Tratando agora as equações dinâmicas da plataforma móvel e considerando o equilíbrio de forças atuando sobre ela, a formulação por Newton pode ser escrita como:

$$-M\mathbf{a} + M\mathbf{g} + \mathfrak{R}\mathbf{F}_{ext} - \sum_{i=1}^6 (\mathbf{F}_s)_i \quad (3.26)$$

Assumindo que possibilidade de existência de forças externas  $\mathbf{F}_{ext}$  e momento  $\mathbf{M}_{ext}$  presentes na plataforma móvel. Considerando que a aceleração do centro de gravidade é dado por:

$$\mathbf{a} = \alpha \times \mathbf{R} + \omega \times (\omega \times \mathbf{R}) + \ddot{\mathbf{t}}, \quad (3.27)$$

é possível substituir  $\mathbf{a}$  (equação 3.27) e  $\mathbf{F}_s)_i$  (equação 3.24) na equação 3.26 e a partir do momento do ponto de referência na plataforma móvel, tem-se a equação de Euler com a nova formulação:

$$-M\mathbf{R} \times \mathbf{a} + M\mathbf{R} \times \mathbf{g} - \mathbf{I}_\alpha - \omega \times \mathbf{I}_\omega + \mathfrak{K}\mathbf{M}_{ext} - \sum_{i=1}^6 [\mathbf{q}_i \times \mathbf{F}_s)_i] + \sum_{i=1}^6 \mathbf{f}_i = 0 \quad (3.28)$$

Por fim, obter-se o equacionamento completo do modelo dinâmico a partir a combinação de equações temos:

$$\mathbf{J} \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{t}} \\ \alpha \end{bmatrix} + \eta = \mathbf{H}\mathbf{F} + \begin{bmatrix} \mathfrak{K}\mathbf{F}_{ext} \\ \mathfrak{K}\mathbf{M}_{ext} \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

onde,

$$\mathbf{J} = \mathbf{J}_{plat} + \sum_{i=1}^6 \mathbf{J}_i ; \quad \eta = \eta_{plat} + \sum_{i=1}^6 \eta_i \quad (3.30)$$

e

$$\mathbf{J}_{plat} = \begin{bmatrix} M\mathbf{E}_3 & -M\tilde{\mathbf{R}} \\ M\tilde{\mathbf{R}} & \mathbf{I} + M(R^2\mathbf{E}_3 - \mathbf{R}\mathbf{R}^T) \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

$$\mathbf{J}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_i & -\mathbf{Q}_i\tilde{\mathbf{q}}_i \\ \mathbf{Q}_i\tilde{\mathbf{q}}_i & \tilde{\mathbf{q}}_i\mathbf{Q}_i\tilde{\mathbf{q}}_i \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

$$\eta_{plat} = \begin{bmatrix} M[\omega \times (\omega \times \mathbf{R}) - \mathbf{g}] \\ \omega \times \mathbf{I}\omega + M\mathbf{R} \times [(\omega \cdot \mathbf{R})\omega - \mathbf{g}] \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

$$\eta_i = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_i \\ \mathbf{q}_i \times \mathbf{V}_i - \mathbf{f}_i \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \mathbf{s}_1 & \mathbf{s}_2 & \mathbf{s}_3 & \mathbf{s}_4 & \mathbf{s}_5 & \mathbf{s}_6 \\ \mathbf{q}_1 \times \mathbf{s}_1 & \mathbf{q}_2 \times \mathbf{s}_2 & \mathbf{q}_3 \times \mathbf{s}_3 & \mathbf{q}_4 \times \mathbf{s}_4 & \mathbf{q}_5 \times \mathbf{s}_5 & \mathbf{q}_6 \times \mathbf{s}_6 \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_1 & \mathbf{F}_2 & \mathbf{F}_3 & \mathbf{F}_4 & \mathbf{F}_5 & \mathbf{F}_6 \end{bmatrix}^T \quad (3.36)$$

A matriz  $\mathbf{H}$  descreve a transformação entrada-saída da força, sendo o Jacobiano dado pela sua transposição inversa  $\mathbf{H}^{-T}$ . A matriz de inércia  $\mathbf{J}$  demonstra o alto grau de acoplamento dinâmico da plataforma Stewart.

### 3.1.2.1 Equações dinâmicas das juntas no espaço

Até esta etapa, foi definido então, o equacionamento dinâmico para simulação e controle do centro de gravidade, ou seja, foi considerado apenas o equilíbrio estático. Para realizar a simulação incluindo movimentos dinâmicos e controle de suas juntas é necessário o equacionamento dos movimentos das juntas no espaço tridimensional. Desta forma, tem-se que a equação de aceleração do movimento linear entre a parte fixa e a parte móvel do atuador é definida como:

$$\begin{aligned}\ddot{\mathbf{L}}_i &= \mathbf{s}_i \cdot (\mathbf{a}_p)_i + u_i = \mathbf{s}_i \cdot (\ddot{\mathbf{t}} + \alpha \times \mathbf{q}_i) + u_i \\ &= \mathbf{s}_i \cdot \ddot{\mathbf{t}} + (\mathbf{q}_i \times \mathbf{s}_i) \cdot \alpha + u_i = \mathbf{s}_i^T (\mathbf{q}_i \times \mathbf{s}_i)^T \alpha + u_i\end{aligned}$$

Combinando a expressão anterior para todos os atuadores ( $i = 1 - 6$ ) temos:

$$\ddot{\mathbf{L}}_i = [\mathbf{s}_i^T (\mathbf{q}_i \times \mathbf{s}_i)^T] \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{t}} \\ \alpha \end{bmatrix} + u_i \quad (3.37)$$

ou ainda,

$$\begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{t}} \\ \alpha \end{bmatrix} = \mathbf{H}^{-T} (\ddot{\mathbf{L}} - \mathbf{u}) \quad (3.38)$$

Substituindo a equação 3.38 na equação 4.26 pode-se reescreve-la nos seguintes termos:

$$\mathbf{H}^{-1} \mathbf{J} \mathbf{H}^{-T} \ddot{\mathbf{L}} + \mathbf{H}^{-1} (\boldsymbol{\eta} - \mathbf{J} \mathbf{H}^{-T} \mathbf{u}) = \mathbf{F} + \mathbf{H}^{-1} \begin{bmatrix} \mathfrak{R} \mathbf{F}_{ext} \\ \mathfrak{R} \mathbf{M}_{ext} \end{bmatrix} \quad (3.39)$$

Em relação a complexidade computacional, percebe-se que o equacionamento das juntas no espaço é mais complexo do que o equacionamento do centro de gravidade da plataforma, sendo esta um característica dos manipuladores paralelos.

## 3.2 Modelagem por Sistemas Multicorpos

A modelagem robótica utilizando o método de sistemas multicorpos (MBD, do inglês *Multibody Dynamics*) é uma abordagem para simular o comportamento dinâmico de sistemas robóticos complexos. Este método é baseado na teoria da mecânica dos sólidos, onde é possível

realizar o estudo do movimentos de corpos interconectados, os quais estão sujeitos a forças externas e restrições, objetivando a análise e compreensão do comportamento dos sistemas complexos em movimento. O MBD é amplamente utilizado em vários setores, incluindo automotivo, aeroespacial, indústria mecânica e robótica (CARDONA; CENA, 2019) e permite a modelagem de sistemas robóticos compostos por muitos corpos interligados por juntas e ligamentos, representando assim as interações físicas entre os componentes do sistema. Além disso, o MBD permite a simulação de efeitos dinâmicos, tais como oscilações, vibrações e colisões, o que é importante para a análise da performance e segurança dos sistemas robóticos.

Esta é uma abordagem altamente precisa e confiável para a modelagem robótica, e permite a simulação de vários tipos de robôs, incluindo robôs industriais, robôs de braços, robôs móveis e robôs humanoides. Assim sendo, o MBD pode ser aplicado para validação de projetos robóticos, na otimização de sistemas e na geração de controle para robôs.

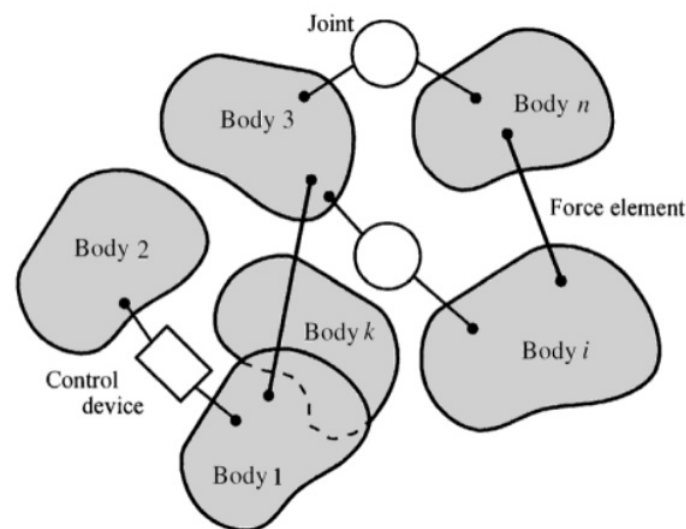


Figura 3.9 – Exemplo de sistema MBD composto por diversos corpos e interligados por juntas, estruturas fixas e sistema de controle. Fonte: (SHABANA, 2020)

A estrutura de um modelo utilizando o método de sistemas MBD é composta por vários componentes, incluindo corpos rígidos e/ou flexíveis, juntas, forças e contatos. Cada corpo rígido e/ou flexível é modelado como uma entidade distinta, representando um componente físico do sistema robótico, como uma peça, uma estrutura, uma mão, etc. Cada corpo rígido é descrito por sua posição, velocidade e aceleração no espaço, bem como sua massa, inércia e geometria. Já as juntas representam as interações físicas entre os corpos rígidos.

Na dinâmica do MBD, o movimento e comportamento de cada corpo individual são definidos por um conjunto de equações que levam em consideração as forças atuantes sobre ele, bem como as restrições impostas por suas conexões com outros corpos no sistema. Essas

equações podem ser usadas para simular o comportamento do sistema ao longo do tempo, permitindo que engenheiros e projetistas testem e otimizem seus projetos. Basicamente, existem dois tipos de coordenadas: a primeira é a coordenada fixa no tempo e única para todos os corpos do sistema, sendo referenciada como global ou inercial, a segunda coordenada é variável no tempo podendo ser transladada e/ou rotacionada, sendo única para cada corpo do sistema. Esta coordenada será referenciada como global do corpo de referência base.

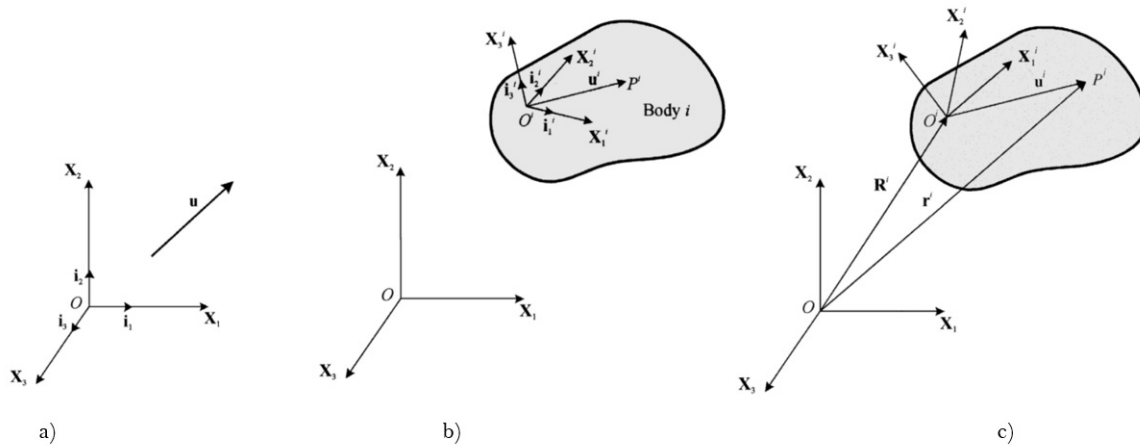


Figura 3.10 – Início de montagem de um sistema multicorpos. a) Coordenada fixa de base. b) Adição de um corpo com coordenadas próprias. c) Referenciamento do corpo com a estrutura de base. Fonte: (SHABANA, 2020)

Existem vários tipos de juntas, incluindo juntas revolutas, prismáticas, esféricas, cilíndricas, etc., que descrevem a forma como os corpos rígidos se movimentam em relação uns aos outros. As forças, representam as interações externas aplicadas ao sistema, incluindo forças gravitacionais, forças aerodinâmicas, forças elásticas, dentre outras. Elas são modeladas como entidades matemáticas e são aplicadas aos corpos rígidos no modelo. E por fim devemos citar os contatos, que são usados para modelar interações físicas entre corpos rígidos, tais como colisões, fricção e atrito. Estes são descritos por suas propriedades de contato, como rigidez e amortecimento, bem como as condições iniciais e as restrições de contato.

### 3.2.1 Equações de movimento e matrizes

As equações de movimento de sistemas MBD descrevem a evolução das variáveis de estado do sistema ao longo do tempo. Essas variáveis incluem a posição, a velocidade e a aceleração de cada corpo no sistema, bem como as variáveis associadas às juntas e restrições. Podem ser obtidas a partir das leis de Newton (DASGUPTA; MRUTHYUNJAYA, 1998) ou das equações de Lagrange (BINGUL; KARAH, 2012), dependendo da abordagem de modelagem

escolhida. No caso da abordagem newtoniana, as equações de movimento são obtidas a partir da aplicação das leis de Newton a cada corpo individual do sistema. Estes conjuntos de equações diferenciais não lineares precisam ser resolvidas numericamente a cada passo de tempo da simulação. Existem várias técnicas numéricas disponíveis para a resolução das equações de movimento, como o método de Runge-Kutta (NEGRUT et al., 2003) e o método de integração temporal implícito (ZHANG et al., 2022).

Além das equações de movimento, é comum utilizar equações de restrição para garantir que as juntas e restrições sejam satisfeitas ao longo da simulação. Essas equações de restrição podem ser adicionadas ao sistema de equações diferenciais e resolvidas junto com as equações de movimento (SHABANA, 2020). Os parâmetros dos modelos a serem simulados são mantidos dentro de matrizes específicas usadas para representar as relações matemáticas entre os diferentes elementos do sistema, como corpos rígidos, juntas, forças e contatos, sendo elas:

- **Matrizes de massa:** A matriz de massa é uma matriz quadrada que descreve a relação entre as acelerações dos corpos rígidos e as forças externas aplicadas ao sistema. A matriz de massa é uma matriz diagonal que representa a massa dos corpos rígidos.
- **Matrizes de rigidez:** As matrizes de rigidez descrevem as relações entre as acelerações dos corpos rígidos e as forças resultantes das juntas. As matrizes de rigidez são usadas para representar as forças resultantes das juntas, tais como molas, amortecedores, etc.
- **Matrizes de força:** As matrizes de força são usadas para representar as forças externas aplicadas ao sistema, tais como forças gravitacionais, forças aerodinâmicas, forças elásticas, etc.
- **Matrizes de contato:** As matrizes de contato descrevem as interações entre os corpos rígidos, incluindo colisões, fricção e atrito. As matrizes de contato são usadas para modelar as propriedades de contato, como rigidez e amortecimento, bem como as condições iniciais e as restrições de contato.

Estas matrizes são usadas em conjunto com equações dinâmicas, como a equação de Lagrange ou a equação de Euler-Lagrange, para descrever o comportamento dinâmico do sistema. A solução destas equações permite a simulação do comportamento dinâmico do sistema e a geração de resultados úteis, tais como trajetórias de movimento, forças e torque aplicados aos corpos, etc.

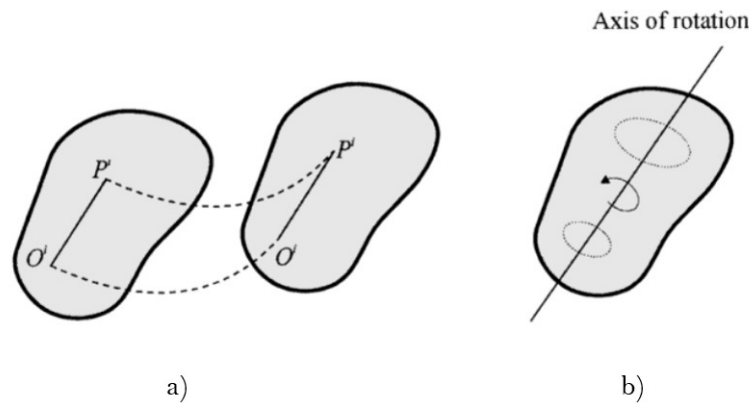


Figura 3.11 – Movimentação dos corpos rígidos. a) Translação; b) Rotação. Fonte: (SHABANA, 2020)

### 3.2.2 Ferramentas de simulação de MBD

As ferramentas de simulação de sistemas multicorpos são essenciais para o projeto e análise desses sistemas. Essas ferramentas permitem a modelagem do sistema, a resolução das equações de movimento e a visualização do comportamento do sistema em movimento, que requerem a utilização de conceitos de mecânica clássica, matemática e computação. Existem várias abordagens e técnicas disponíveis para a modelagem e simulação de sistemas multicorpos, e a escolha da abordagem depende do tipo de sistema em análise e das simplificações adotadas na modelagem.

Existem várias ferramentas de simulação de sistemas multicorpos disponíveis comercialmente que oferecem recursos avançados de modelagem, resolução de equações de movimento e visualização de resultados. Algumas destas ferramentas disponíveis são comerciais e outras de código aberto, que oferecem recursos avançados de modelagem, resolução de equações de movimento e visualização de resultados. Dentre elas podemos citar:

- **ADAMS (*Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems*)**: é uma das ferramentas de simulação de sistemas multicorpos mais utilizadas no mundo. Ele é desenvolvido pela MSC Software Corporation e é um software comercial. O ADAMS possui recursos avançados de modelagem, análise e visualização de resultados. Além disso, permite a modelagem de sistemas mecânicos complexos, como veículos, robôs, máquinas industriais, sistemas de suspensão, sistemas de direção, entre outros. Ele também possui recursos para a análise de desempenho, como análise de energia, análise de esforços, análise de vibração, etc. Existe ainda, o MSC ADAMS View que é uma ferramenta de visualização de resultados do ADAMS. Ele permite a visualização de resultados de simulação em tempo real, bem como a análise de dados de simulação, sendo este um software comercial

amplamente utilizado em diversas áreas da engenharia, incluindo recursos avançados de visualização de resultados, como gráficos 3D, animação e visualização de dados de sensores (ORLANDEA, 2016) (SCHIEHLEN, 2012).

- OpenModelica: é uma ferramenta de simulação de sistemas multicorpos de código aberto desenvolvido pela Open Source Modelica Consortium e é distribuído sob a licença do modelo BSD. O sistema permite a modelagem e simulação de sistemas multicorpos, incluindo sistemas mecânicos, elétricos e hidráulicos. O OpenModelica possui também uma interface gráfica para a modelagem e simulação de sistemas, bem como recursos avançados para a análise de desempenho, como análise de frequência, análise de resposta transitória, e outras atividades. Ele também oferece recursos para a exportação de modelos para outras ferramentas de simulação (FRITZSON et al., 2020) (TUNDIS et al., 2017).
- Biblioteca Simscape Multibody (MATLAB<sup>®</sup>/Simulink): o MATLAB<sup>®</sup> é um software de computação numérica amplamente utilizado em diversas áreas da engenharia. O Simulink é uma ferramenta de simulação desenvolvida pela MathWorks, que é integrada ao MATLAB. O MATLAB<sup>®</sup>-Simulink possui uma biblioteca chamada Simscape Multibody na qual permite a modelagem e simulação de sistemas multicorpos dinâmicos complexos. O sistema oferece uma interface gráfica para a modelagem e simulação de sistemas, bem como recursos avançados para a análise de desempenho, como análise de frequência, análise de resposta transitória, entre outros. Ele também possui recursos para a exportação de modelos para outras ferramentas de simulação (NOSKIEVIC; WALICA, 2020) (MOHAPATRA et al., 2019).
- Dymola: é uma ferramenta de simulação de sistemas multicorpos desenvolvida pela Dassault Systèmes, baseada na linguagem de modelagem Modelica e é amplamente utilizado em diversas áreas da engenharia. O Dymola permite a modelagem e simulação de sistemas multicorpos, incluindo sistemas mecânicos, elétricos e hidráulicos, incluindo recursos avançados de modelagem e bibliotecas de componentes pré-construídos, com uma interface gráfica intuitiva para a criação de modelos. Ele também oferece recursos para a análise de desempenho, como análise de frequência, análise de resposta transitória, entre outros (BRÜCK et al., 2002).

Outra grande vantagem em relação ao uso de sistemas multicorpos é a existência de recursos nativos de sistemas multicorpos em softwares de CAD. Alguns softwares de CAD (*Computer-Aided Design*) possuem recursos nativos de modelagem e simulação de sistemas multicorpos permitindo a criação de modelos multibody a partir de componentes CAD e a simulação de movimento e desempenho desses sistemas. Além disso, existem plugins

para exportar os modelos CAD para softwares específicos de modelagem multibody. Alguns exemplos de softwares de CAD que possuem recursos nativos de sistemas multicorpos incluem o SolidWorks<sup>®</sup>, o Inventor<sup>®</sup> e o CATIA<sup>®</sup>. Esses recursos são úteis para projetistas e engenheiros que desejam avaliar rapidamente o desempenho de sistemas mecânicos quando uma alteração no projeto mecânico é necessária, importante também para a otimização do design e a previsão de possíveis falhas.

Existem diversas ferramentas de simulação de sistemas multicorpos disponíveis, desde software comercial até ferramentas de código aberto e recursos nativos em softwares de CAD. Cada ferramenta possui seus próprios recursos e limitações, e a escolha da ferramenta mais adequada depende das necessidades específicas do projeto. Este método de modelagem está se tornando cada vez mais importante no desenvolvimento de sistemas mecânicos tendo em vista a rápida simulação dos sistemas de forma eficiente e confiáveis.

### **3.3 Conclusão do Capítulo**

Neste capítulo foi realizada uma revisão a respeito das características e tipos de robôs de cadeia fechada. Foi abordado os métodos de modelagem robótica por meio do equacionamento matemático puro e também por meio de sistemas multicorpos, sendo esta técnica aplicada neste trabalho. No próximo capítulo será discutida a metodologia utilizada para o desenvolvimento deste trabalho bem como as ferramentas de design e simulação.

## 4 Metodologia

A proposta final deste trabalho é o desenvolvimento de um manipulador robótico baseado na Plataforma Stewart com a capacidade de replicar a complexidade dos movimentos dos tremores da Doença de Parkinson. Assim sendo, nesta etapa será apresentado o sistema de simulação, onde é possível extrair dados relativos a mobilidade do manipulador por meio do estudo do espaço de trabalho e o comportamento dinâmico do robô, levando em conta o motor acoplado, as massas e forças envolvidas. O estudo destes dados por meio do ambiente de simulação auxiliará no posterior desenvolvimento de uma plataforma real de forma mais assertiva e eficiente. Neste trabalho será demonstrado também os dados adquiridos por meio do ambiente de simulação e as possibilidades de estudos que podem ser feitos para replicar o tremor da Doença de Parkinson, onde neste estudo de caso, o foco se dará na avaliação dos requisitos em cima do tremor de repouso.

### 4.1 Apresentação e Especificações do Modelo

O modelo de Plataforma Stewart utilizado possui formato hexagonal, sua estrutura é constituída por uma plataforma inferior, seis atuadores rotacionais independentes e interligados por meio de juntas esféricas às hastes de carbono inflexíveis que transmitem o movimento do motor para a plataforma superior. Sua estrutura pode ser vista na Figura 4.1. Diante da necessidade de replicar movimentos de tremor, buscou-se o uso de materiais mais leves, mas com resistência suficiente para suportar as forças envolvidas nos movimentos. Os materiais e massas envolvidos na plataforma estão apresentados com mais detalhes posteriormente na seção de resultados. O sistema de simulação da Plataforma Stewart, foi implementado utilizando o método de sistemas multicorpos (capítulo 3.2), onde o estudo é feito por meio da interligação de corpos, determinando parâmetros específicos de massa, centro de gravidade e inércia e características dimensionais de cada corpo, baseados em um projeto CAD tridimensional.

O modelo utilizado neste trabalho é similar a Plataforma Stewart Generalizada, no entanto, possui algumas particularidades em relação ao atuador e está representada na Figura 3.3 na letra "e)". A base da teoria aplicada a sua modelagem se mantém praticamente a mesma exposta no capítulo 3, sendo necessário apenas uma complementação do estudo tendo em vista o uso de atuadores rotacionais no lugar de atuadores lineares conforme a plataforma generalizada.

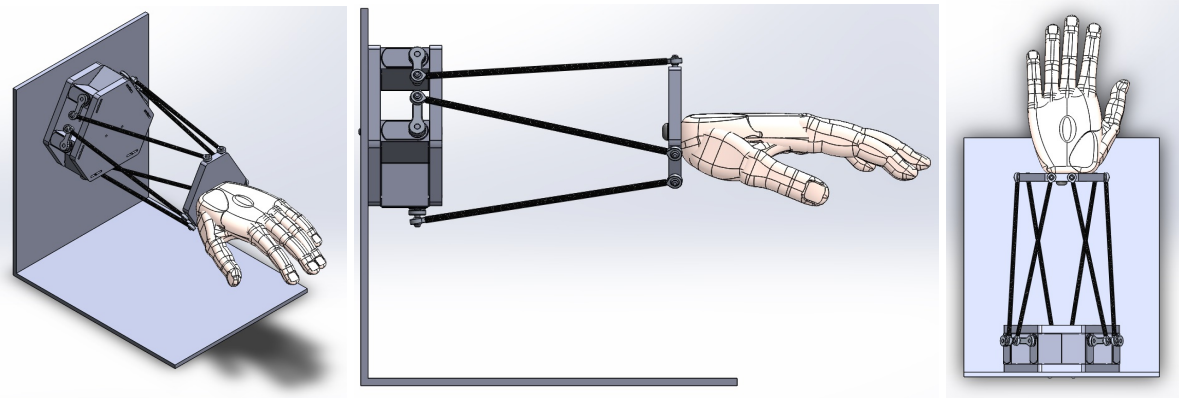


Figura 4.1 – Representação gráfica, em diversas perspectivas, da plataforma robótica idealizada para o projeto de simulação de tremores de Parkinson.

### 4.1.1 Complementação da Cinemática Inversa

As plataformas, tanto a superior quanto a inferior, possuem formatos hexagonais, sendo interligadas por seis atuadores rotacionais, onde cada um está unido a duas hastes inflexíveis que transmitem o movimento dos motores para a plataforma superior. As hastes de alumínio estão acopladas aos eixos dos motores com medidas  $R_m$ , que por sua vez estão interligadas por outras hastes maiores e compostas por duas juntas esféricas de mesmo material e estrutura de carbono, com medida  $D$ . Esta modificação implica na necessidade do cálculo de conversão de movimento, tendo em vista que a Plataforma Stewart Generalizada utiliza um atuador prismático. A estrutura pode ser visualizada na Figura 4.2. Assim sendo, o movimento prismático será convertido em um movimento rotacional  $\Delta_i$  que resulte em um movimento equivalente ao anterior  $l_i$ . Esta composição pode ser observada na Figura 4.3.

Com o uso de atuadores rotacionais houve a necessidade de complementar a cinemática inversa apresentada no capítulo 2. Desta forma, com base no artigo de [Szufnarowski \(2013\)](#), observamos que  $R_m$  representa a diferença entre os pontos  $M_i$  e  $B_i$ , bem como a haste  $D$  é representada pela diferença entre  $P_i$  e  $M_i$ , assim temos o seguinte equacionamento:

$$R_m = R_{mi} = |M_i - B_i| \quad (4.1)$$

$$D = D_i = |P_i - M_i| \quad (4.2)$$

O ponto final do vetor  $M_i$  é encontrado por meio da seguinte transformação:

$$M_i = (x_{mi} \ y_{mi} \ z_{mi})^T = {}^{mi}T_b + {}^{mi}R_b (R_m \ 0 \ 0)^T \quad (4.3)$$

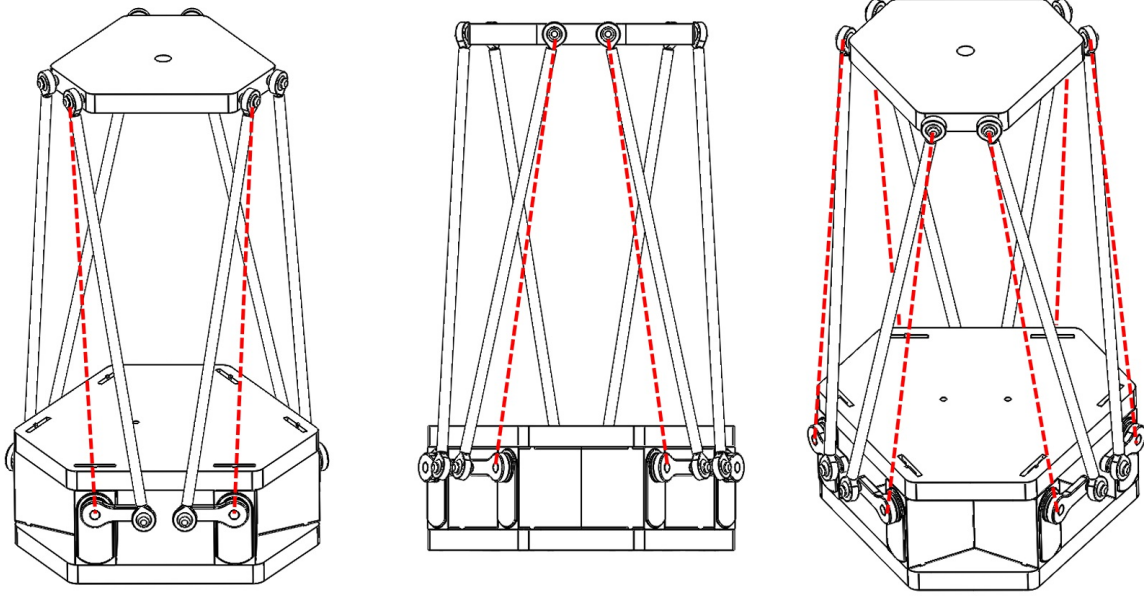


Figura 4.2 – Visualização da posição dos links (em pontilhado) na Plataforma Stewart original e no modelo desenvolvido.

onde

$${}^{mi}T_b = ( x_i \quad y_i \quad z_i )^T \quad (4.4)$$

$${}^{mi}R_b = R_z(\gamma_i - \frac{\pi}{2})R_y(\Delta_i) \quad (4.5)$$

Entretanto, a matriz de rotação acima somente é válida para os servos de índice  $i$  pares, os servos ímpares possuem as juntas acopladas no lado oposto. Assim sendo, para diferenciar as duas configurações, é necessária somente uma mudança de sinal na expressão a seguir:

$$\begin{pmatrix} x_{mi} \\ y_{mi} \\ z_{mi} \end{pmatrix} = R_m \begin{pmatrix} \pm \cos(\Delta_i) \sin(\gamma_i) + x_i \\ \pm \cos(\Delta_i) \cos(\gamma_i) + y_i \\ \sin(\Delta_i) + z_i \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

O sinal positivo nos termos  $x_{mi}$  e  $y_{mi}$  revela a expressão válida para os servos pares e o sinal negativo válido para os servos ímpares. A cada nova posição ou orientação dos servos, surge um novo conjunto de vetores  $P_i$  e de forma subsequente o braço virtual  $L_i$  é obtido, sendo necessário encontrar a rotação do motor  $\Delta_i$  que satisfaça.

$$R_m^2 = (M_i(\Delta_i) - B_i)^T (M_i(\Delta_i) - B_i) \quad (4.7)$$

$$D^2 = (P_i - M_i(\Delta_i))^T (P_i - M_i(\Delta_i)) \quad (4.8)$$

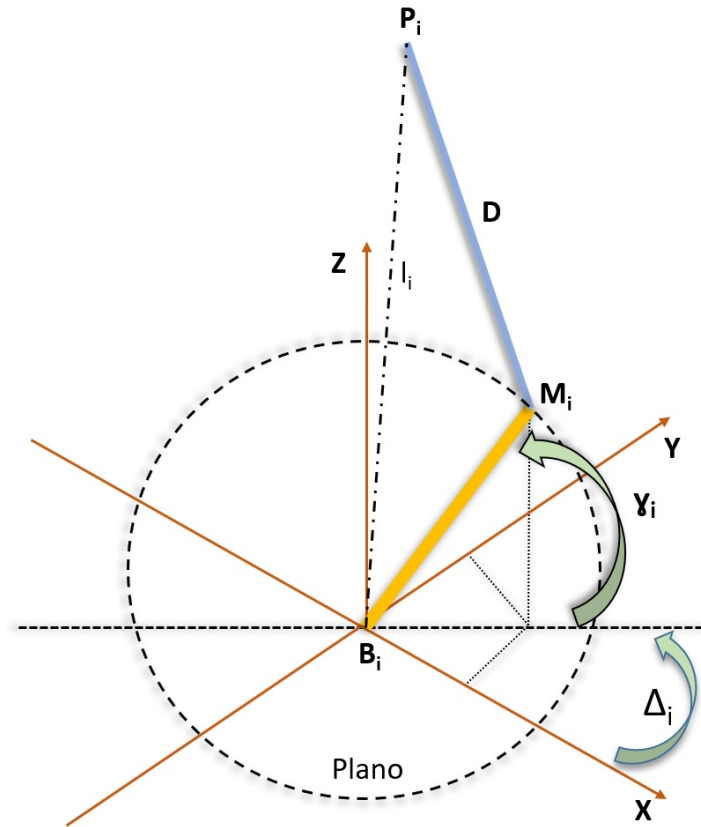


Figura 4.3 – Plano representando as hastes de ligação entre a plataforma inferior e a plataforma móvel.

$$|L_i|^2 = (P_i - B_i)^T (P_i - B_i) \quad (4.9)$$

para todo  $i \in \{1, \dots, 6\}$  e combinando as equações anteriores nos leva à:

$$|L_i|^2 - D^2 + R_m^2 = 2(B_i - M_i(\Delta_i))^T (B_i - P_i) \quad (4.10)$$

onde após a substituição pela equação 4.3 temos que:

$$\begin{aligned} \pm(|L_i|^2 - D^2 + R_m^2) &= 2R_m(Z_{pi} - z_i)\sin(\Delta_i) \\ &+ 2R_m[\sin(\gamma_i)(x_{pi} - x_i) - \cos(\gamma_i)(y_{pi} - y_i)]\cos(\Delta_i) \end{aligned} \quad (4.11)$$

Utilizando as funções trigonométricas de identidade,

$$a \sin(\phi) + b \cos(\phi) = \sqrt{a^2 + b^2} \sin(\phi + \varphi) \quad (4.12)$$

com,

$$\varphi = \arctan\left(\frac{b}{a}\right) + \begin{cases} 0, & a \geq 0 \\ \pi, & a < 0 \end{cases} \quad (4.13)$$

Com estas considerações obtemos que:

$$a_i = 2R_m(z_{pi} - z_i) \quad (4.14)$$

$$b_i = 2R_m[\sin(\gamma_i)(x_{pi} - x_i) - \cos(\gamma_i)(y_{pi} - y_i)] \quad (4.15)$$

$$c_i = |L_i|^2 - D^2 + R_m^2 \quad (4.16)$$

assumindo que  $a_i$  seja uma variável com sinal positivo, podemos encontrar o ângulo do servo  $\Delta_i$  a seguir:

$$\Delta_i = \arcsin\left(\frac{\pm c_i}{\sqrt{(a_i^2 + b_i^2)}}\right) - \arctan\left(\frac{b_i}{a_i}\right). \quad (4.17)$$

A obtenção de  $\Delta_i$  possibilita o posicionamento correto do  $i$ -ésimo motor, de forma que o movimento resultante na plataforma superior conectada por duas hastes, seja equivalente ao movimento da plataforma portando atuadores lineares semelhantes a Plataforma Stewart Generalizada. Assim é possível determinar a posição e orientação desejada da plataforma móvel se todas as juntas obtiverem uma solução real para todo  $i$ .

### 4.1.2 Acoplamento de ferramenta modular

Tendo em vista a possibilidade do uso desta plataforma para testes diversos, existe a possibilidade de acoplar, trocar e reconfigurar ferramentas modulares na plataforma superior. Assim sendo, foi adicionada uma ferramenta modular com o intuito de simular a massa da mão humana neste trabalho, conforme ilustrado na Figura 4.4. Basicamente é uma esfera de massa configurável acoplada a uma haste com distância regulável. Cabe salientar que existe a possibilidade de acoplar diferentes ferramentas de acordo com a necessidade do projeto em discussão, adicionando massas complementares, sensores específicos ou ainda componentes flexíveis. As especificações e formato da ferramenta irão depender exclusivamente da aplicação em cada projeto. Para este trabalho, foi utilizada a esfera como referência de massa e a haste que faz parte da ferramenta acoplada teve sua massa desprezada para este projeto. Todos os materiais utilizados na composição da plataforma são leves e inflexíveis.

Outro ponto a ser observado é a possibilidade de alterar a direção e a orientação da força da gravidade em relação a plataforma, sendo possível avaliar o membro robótico em diferentes

posições em relação ao solo. Neste projeto, em que o sistema visa simular o punho em situação de repouso, foi considerada a posição horizontal, evidenciando um paciente sentado com os punhos apoiados sobre um encosto e a força da gravidade atuando de forma perpendicular. Assim sendo, os movimentos de pitch, roll e yaw serão análogos aos de abdução/adução (EX/FL), supinação/pronação (SU/PR) e extensão/flexão (AB/AD) realizados pelo punho respectivamente.

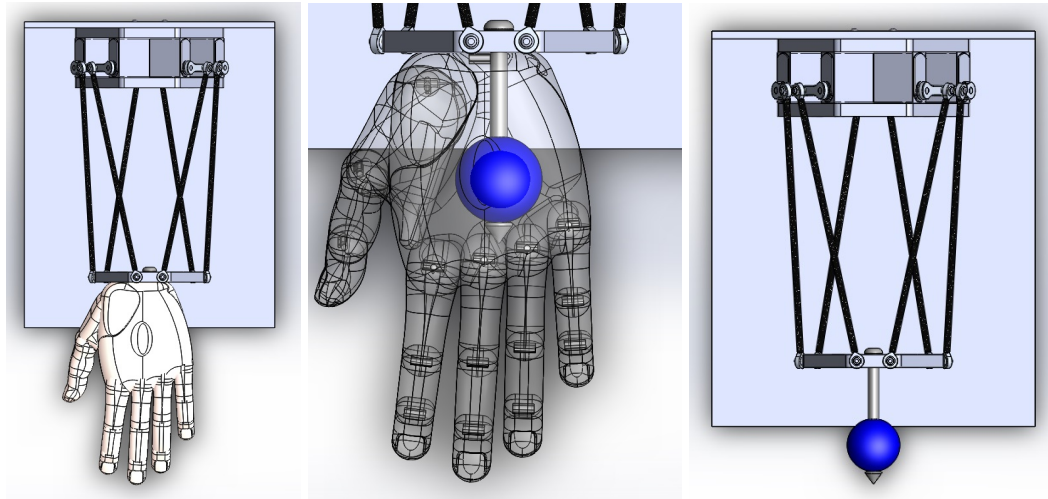


Figura 4.4 – Ferramenta acoplada à Plataforma Stewart como forma de representar a mão humana.

Os dados referentes as características dos materiais estão disponíveis na Tabela 4.2.

Tabela 4.1 – Parâmetros de Massa dos Componentes.

<b>Simulador da Plataforma Stewart</b>	
<b>Componentes</b>	<b>Massa</b>
Haste do Motor ( $R_m$ )	6,26 g
Haste da Plataforma ( $D$ )	37,14 g
Plataforma Móvel	95,24 g
Haste da Ferramenta	0 g (desconsiderada)
Massa da Ferramenta	450 g

### 4.1.3 Cinemática Direta e o Modelo Dinâmico

Após o desenvolvimento do modelo complementar da cinemática inversa, por meio da análise de sistemas multicorpos, é possível então, implementar a análise da cinemática direta e dinâmica, combinando as características do design de cada componente da plataforma desenvolvido em ambiente CAD (massa, centro de massa, inercia), juntamente com a avaliação de suas juntas por meio da interligação de blocos específicos, onde pode ser extraído dados como, movimento, velocidade, aceleração, torque, etc.

Levando em consideração o comportamento não linear e a complexidade do mecanismo, o processo de desenvolvimento do sistema de simulação foi realizado em duas etapas. Na primeira etapa, foi realizado o desenvolvimento do modelo tridimensional no software de desenho CAD. O software utilizado foi o Solidworks® v2017 onde cada componente da plataforma foi desenhado separadamente, respeitando as dimensões e materiais a serem empregados. Posteriormente foi realizada a montagem virtual no mesmo software, onde todas as partes são acopladas umas as outras e é feita a primeira avaliação de compatibilidade entre os componentes. Cabe também neste estágio identificar os ângulos e os movimentos onde as peças possam se chocar. Após esta etapa utilizou-se um plugin da biblioteca Simscape Multibody do Matlab®, no qual tem a função de exportar o modelo já montado do Solidworks® para dentro do ambiente Simulink, gerando um modelo prévio da plataforma. Esta integração com os dois softwares implica na redução do tempo de simulação e modificação do modelo. Caso exista alguma necessidade de alteração ou ajuste nos componentes físicos, basta exportá-los novamente por meio deste plugin.

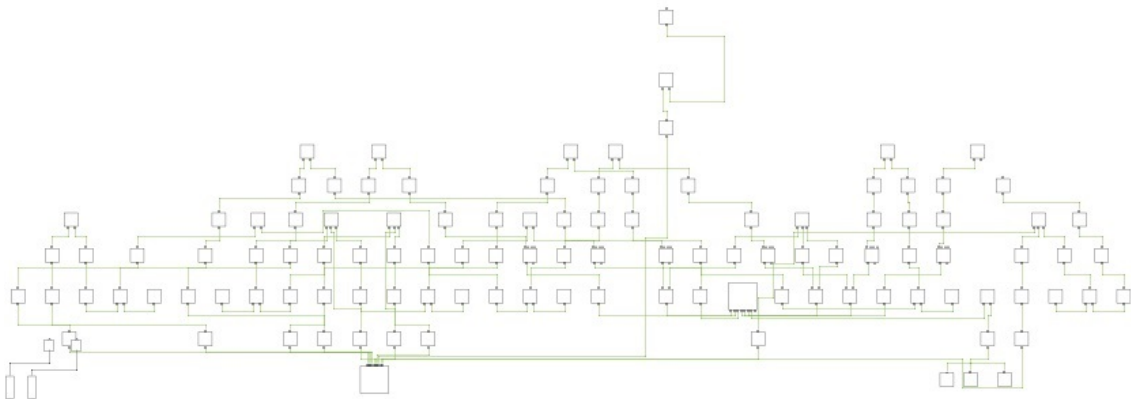


Figura 4.5 – Modelo do Simulink gerado automaticamente pelo plugin de exportação dos dados do Solidworks.

É possível também projetar cada elemento diretamente dentro da plataforma do Matlab®, no entanto o ambiente não dispõe de ferramentas específicas de CAD que auxiliam no projeto. O

ambiente do software é mais intuitivo e permite que seja feito um detalhamento maior das peças. Nesse sentido, o programa Solidworks® mantém disponível uma biblioteca onde constam referenciadas as características específicas de diversos materiais que foram utilizados neste projeto, estas informações influenciam diretamente no comportamento dinâmico da plataforma, bem como em suas características funcionais. Sendo possível até mesmo realizar testes de esforço para melhorar o dimensionamento das peças.

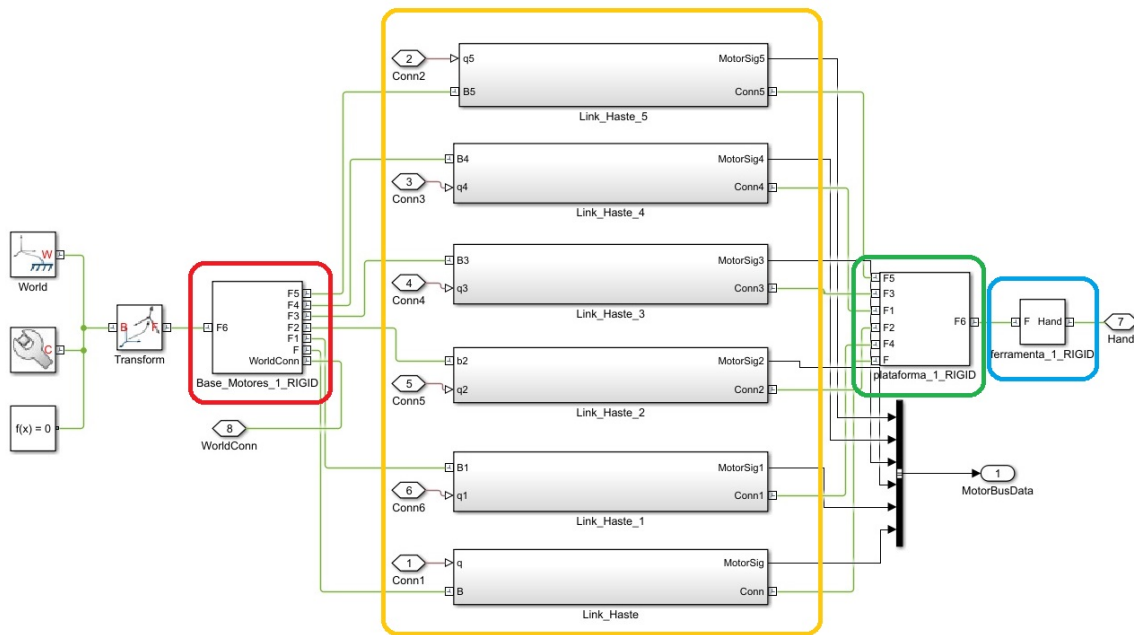


Figura 4.6 – Modelo gráfico utilizado na modelagem da Plataforma Stewart por meio do MBD. Em vermelho está representado o bloco da plataforma base/fixa, em amarelo cada um dos motores e hastes de ligação, em verde de a plataforma superior/móvel e em azul está representado a ferramenta do modelo.

Como pode ser visualizado na Figura 4.5 o primeiro modelo entregue pelo plugin de forma automática consta em um arquivo *\*.xml* com uma pré-montagem que se mostra desorganizada e carece de uma revisão para verificar eventuais falhas ocorridas no momento da montagem, no entanto, ele realiza a tarefa de interconexões entre blocos e integrando todas as juntas ao modelo completo. Na Figura 4.6 é possível visualizar o modelo de simulação da plataforma, agora organizado, onde os quatro principais grupos da plataforma estão envoltos por retângulos. No retângulo vermelho está sendo representada a plataforma fixa/inferior, onde neste caso, está sendo utilizada como corpo base de referência. O retângulo laranja indica o bloco composto pelas hastes de ligação, juntas e também está demonstrando os atuadores e sensores. Em verde, encontra-se a plataforma móvel/superior e na sequência, o retângulo azul representando a ferramenta modular acoplada a plataforma.

Além disso, disponibiliza um arquivo de extensão *\*.m* onde consta estruturas de dados que formam as tabelas características de sistemas multicorpos, incluindo as características do materiais utilizados, identificação, massa, momento de inércia (MoI), produto de inércia (PoI), centro de massa (CoM), cor, opacidade, e outros, assim como os dados resultantes das operações de transformação de cada componente. Estas informações são importadas diretamente do modelo construído no software de CAD. Com a ferramenta Mechanics Explorer é possível avaliar se as juntas, a base de referências, as transformadas e os elementos estão corretamente interligados. Na Figura 4.7 estão sendo exibidos os dados construtivos de ambas as plataformas, sendo estes dados utilizados principalmente para encontrar a localização de todos os pontos  $B_i$  e  $P_i$ .

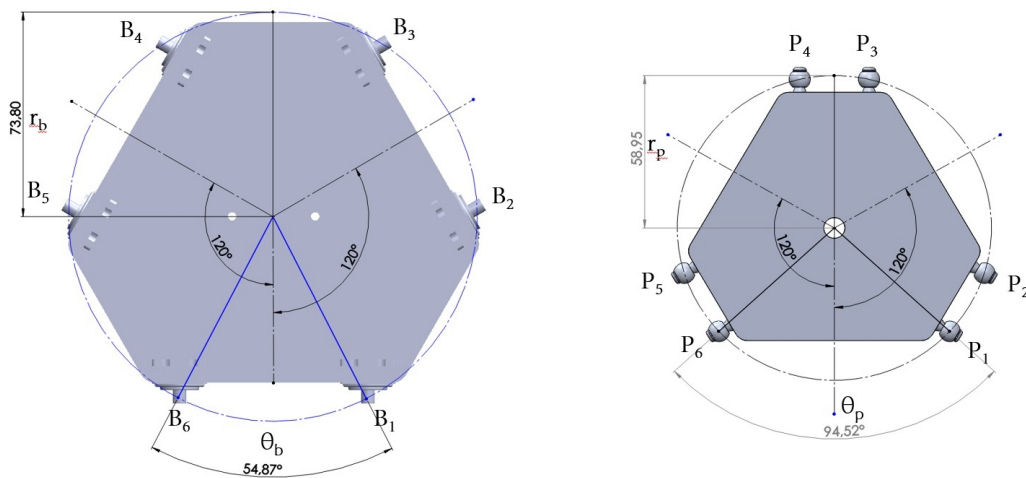


Figura 4.7 – Dados construtivos das plataformas, sendo a primeira Figura a plataforma inferior/fixa e a segunda a plataforma superior/móvel.

## 4.2 Especificações do Motor e Controle

O ambiente de simulação permite a avaliação em dois modelos. O primeiro, baseado em um motor ideal onde é possível extrair informações a respeito de forças estáticas e dinâmicas envolvidas em uma determinada posição ou movimento, considerando a direção e o sentido em que a força da gravidade atua sobre a plataforma, massa dos materiais, inércia, estrutura da plataforma e a ferramenta acoplada à plataforma móvel, sendo este estudo importante no momento da definição das especificações dos atuadores necessárias para o funcionamento de uma eventual plataforma real a ser desenvolvida, permitindo a avaliação dos requerimentos do motor para uma determinada ação ou função.

A segunda forma de simulação é a partir do uso de um atuador já especificado, possibilitando o estudo do movimento e forças dado um determinado motor. Este simulador permite a simulação de motores BLDC, motores de passo e motores DC. Para este estudo de caso, foi considerado o uso de motores DC, conforme mostra a Figura 4.8. Para a sua simulação foram utilizados parâmetros genéricos de um motor DC e o modelo foi aplicado a cada um dos seis motores da plataforma. Com a modelagem do motor é necessário um sistema de controle, onde neste caso, foi utilizado um controlador PID, que realiza a correção da posição do efetuator baseado na posição requerida (*setpoint*) em comparação com a posição atual do motor  $\Delta_j$ .

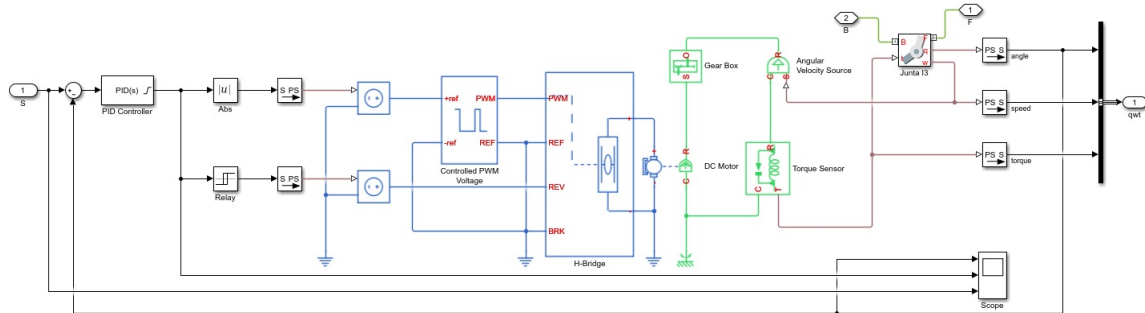


Figura 4.8 – Visualização da posição dos links (em pontilhado) na Plataforma Stewart original e no modelo desenvolvido.

Também está presente além do modelo do motor, o controlador PID utilizado na simulação do no ambiente do Simulink. Os parâmetros utilizados na especificação do motor estão representados na Tabela 4.2. Para o estudo de sintonia dos parâmetros do PID utilizou-se o método de Ziegler-Nichols.

### 4.3 O Espaço de Trabalho

De acordo com Omarkulov et al. (2016), o punho possui algumas limitações dentro do seu espaço de movimentos. No Capítulo 2 foi demonstrado os ângulos máximos e mínimos de uma forma geral dentro da população, levando em conta cada tipo de movimento. Seguindo a anatomia do punho, os movimentos de extensão e flexão são os mais afetados pelo tremor de repouso. O trabalho de Matsumoto, 2001, demonstra que os pacientes com PD no estágio severo realizam movimentos de tremor nas mãos com uma amplitude de inclinação  $> 10$  cm aproximadamente, ou seja, por mais que o punho tenha um grande espaço de movimentação, os tremores de repouso não utilizam todo este espaço. Assim sendo, as simulações do tremor de Parkinson podem utilizar menor espaço de trabalho.

Tabela 4.2 – Parâmetros do Motor e Controle no Simulink.

<b>Parâmetros do Motor</b>	
<b>Parâmetros</b>	<b>Valor</b>
Resistência de Armadura ( $R_a$ )	1,0012 $\Omega$
Indutância de Armadura ( $L_a$ )	1,201.10 <sup>-6</sup> H
Constante de Torque ( $K_t$ )	0,0208 N.m/A
Inércia do Rotor ( $J$ )	0,42.10 <sup>-9</sup> kg.m <sup>2</sup>
Amortecimento do Rotor ( $I_{am}$ )	0,82.10 <sup>-11</sup> N.m/(rad/s)
Relação de Transmissão	10
<b>Controlador PID</b>	$K_p = 20, K_i = 4, K_d = 8$

O estudo do espaço de trabalho da Plataforma Stewart pode ser dividida em três classes metodológicas. O primeiro é o método Jacobiano (SPENCER et al., 2008) no qual se definem limites dos espaços de trabalho como conjuntos jacobianos singulares. Já o segundo método (KANG et al., 2001) difere do primeiro, pois o espaço de trabalho é determinado por um algoritmo que permite a representação gráfica das regiões de alcance em duas ou três dimensões no espaço cartesiano. Por fim, o método da discretização, sendo este o modelo utilizado como base deste trabalho. Basicamente, este modelo determina a definição de uma região de trabalho específica, então cada ponto desta região é verificado pela plataforma, a fim de verificar de forma incremental, quais pontos realmente fazem parte do espaço de trabalho do robô.

Estruturalmente, as dimensões das plataformas móvel e base, em conjunto com as juntas, as dimensões das hastes de apoio da plataforma móvel e o dimensionamento da ferramenta, influenciam diretamente na habilidade do manipulador de se movimentar e é determinante na avaliação do espaço de trabalho do robô. Esta avaliação é extremamente importante já que a simulação define os limites mecânicos e os choques entre peças durante a movimentação e se torna imprescindível para verificar se o mecanismo projetado irá ter condições para replicar os tremores de Parkinson de forma próxima a real. Para investigar e determinar o espaço de trabalho da plataforma Stewart, o maior número possível de posições e orientações deve ser avaliado. Como a execução do modelo de simulação consome recursos computacionais, o espaço de trabalho deve ser investigado de forma eficiente. A aproximação resultante do espaço de trabalho é assim criada ao reunir múltiplas camadas de espaço de trabalho únicas com diferentes coordenadas Z e orientação constante. No entanto, neste caso em específico onde a plataforma realiza apenas movimentos esféricos, foi utilizada a função com desenho espiral,

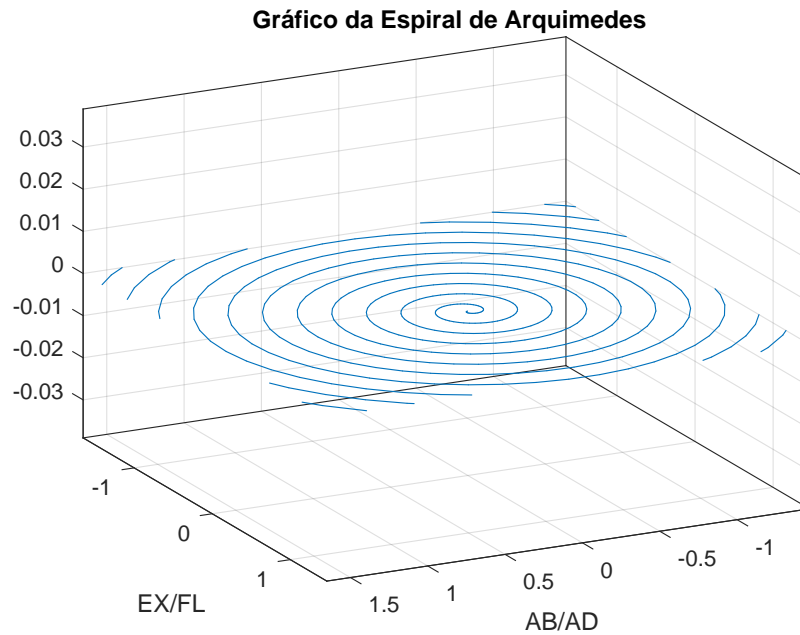


Figura 4.9 – Representação gráfica da Espiral de Arquimedes utilizada como entrada nos movimentos EX/FL e AB/AD no simulador.

com base nas equações 4.18, 4.19 e 4.20 a seguir:

$$\phi_s = (a + bt)\cos(t) \quad (4.18)$$

$$\varphi_s = (a + bt)\sin(t) \quad (4.19)$$

$$\psi_s = A \sin(2\pi f) \quad (4.20)$$

Conhecida como espiral de Arquimedes, a entrada representada na Figura 4.9, foi utilizada como base para o estudo do espaço de trabalho e foi aplicada na realização de movimentos esféricos, tendo em vista que os movimentos do tremor no punho realizam somente os movimentos esféricos e rotacionais. Este método foi utilizado também no trabalho de Petr e Dominik (2020) para investigar o espaço de trabalho de uma Plataforma Stewart.

A cada volta realizada pela função espiral ocorre de forma progressiva uma alteração no ângulo do movimento, desta forma, permitindo que a ferramenta percorra o espaço de trabalho de acordo com a quantidade de espirais da função, ou seja, a precisão da representação do espaço de trabalho está diretamente ligada a quantidade de espirais da função e a proximidade com que cada interação irá ocorrer, percorrendo todo o espaço de trabalho por sondagem.

A variável  $a$  representa o centro da espiral,  $b$  determina o fator de distância entre cada interação rotacional e  $t$  determina o ângulo de rotação. Como  $t$  é incremental, o formato espiral é formado, já os valores de  $x$ ,  $y$  e  $z$ , nesta avaliação, foram considerados constantes conforme demonstrado na Figura 4.10.

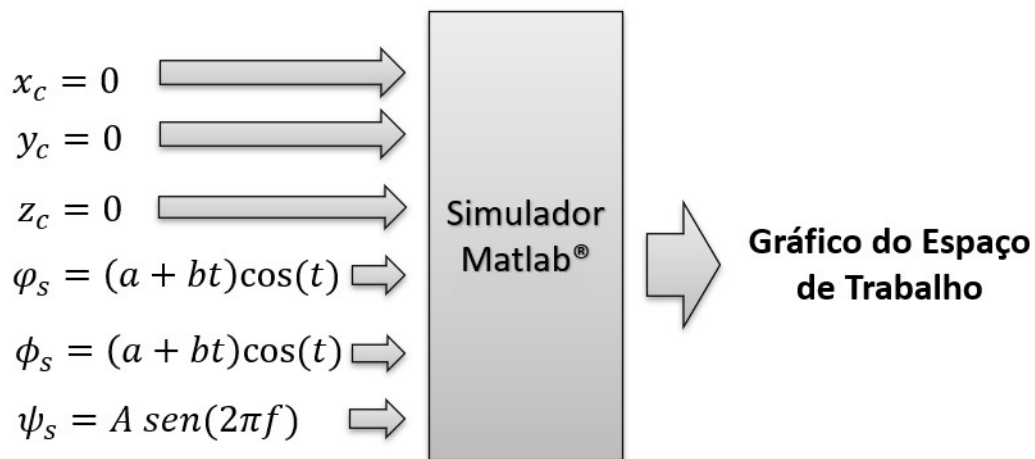


Figura 4.10 – Dados inseridos na entrada do simulador para a geração dos gráficos de avaliação do espaço de trabalho.

A cada novo ponto único gerado pela equação 4.18 e equação 4.19, os limites com valores predeterminados de rotação ( $max \geq A \geq min$ ) da plataforma foi verificado, por meio da execução de um sinal senoidal demonstrado na equação 4.20. Assim, é possível analisar os três graus de liberdade em um gráfico de duas dimensões. O gráfico resultante da evolução dos movimentos conforme a função de entrada 4.18, 4.19 e 4.20, pode ser visualizado na Figura 5.3 do próximo capítulo. A orientação da plataforma se encontra na posição horizontal, com a força da gravidade atuando no sentido do movimento de flexão do punho, conforme demonstrado na Figura 4.1.

## 4.4 Avaliação Qualitativa

Além de avaliar o espaço de trabalho, neste trabalho também foram executados dados de tremores na entrada do simulador, tanto dados simulados como também dados reais. Desta forma, é necessário avaliar a qualidade com que ocorreu esta execução. Para tanto, foram utilizadas algumas métricas para avaliação do comportamento da plataforma durante os testes, a fim de identificar a capacidade da plataforma de reproduzir os sinais de entrada.

A correlação de Pearson é uma métrica estatística que avalia o grau de relação linear entre dois conjuntos de dados, resultando em um número que pode variar de -1 a 1, onde 1 representa um sinal completamente correlacionado ao sinal original, o 0 representa sem correlação e -1 o sinal possui correlação inversa. Desta forma espera-se que os sinais de saída no simulador sejam próximos a 1, representando que a plataforma possui uma boa aptidão de simulação dos tremores de entrada. Basicamente, o cálculo do Coeficiente de Correlação de

Pearson é realizado baseado na equação 4.21 no qual permite calcular o coeficiente entre os dois conjuntos de dados:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{n \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (4.21)$$

onde,  $r$  é o coeficiente de correlação de Pearson. Em relação ao conjunto de dados avaliados,  $x_i$  e  $y_i$  são os valores de referência correspondentes,  $\bar{x}$  e  $\bar{y}$  faz referência as médias,  $n$  é o número de elementos de dados e por fim,  $\sigma_x$  e  $\sigma_y$  são os desvios padrão. Além do coeficiente de correlação de Pearson, os dados serão avaliados de forma visual por meio da sobreposição de gráficos no domínio do tempo, da frequência e apresentado o diagrama de dispersão para avaliar a correlação entre os dados de entrada e os dados de saída do simulador.

## 4.5 Processamento de dados de Movimentos Reais de Tremores de Parkinson

A utilização dos dados reais de pacientes portadores do tremor de Parkinson, permite a execução além das frequências dos tremores, as frequências de ressonância ou harmônicas, os três eixos de movimentação estarão sendo atuados em conjunto, além da ruídos nos sinais capturados, bem como a interferência dos próprios sensores nos movimentos de tremor nos pacientes. Assim, esta simulação se torna mais próxima do real ao replicar os tremores do Parkinson, podendo ser avaliado com mais precisão o comportamento da plataforma.

Os dados foram coletados a partir de um estudo (ARAÚJO et al., 2020) e gentilmente cedidos para este trabalho. Originalmente participaram deste estudo 18 pacientes com Parkinson ( $n = 18$  indivíduos, 8 mulheres e 10 homens), com faixa etária entre 48 a 73 anos de idade. Para esta aquisição foi utilizado o sensor MetaMotionC, embarcado com sensor giroscópio de três eixos e acelerômetro (16 bits,  $\pm 2000$  °/s,  $\pm 16$  g). Os pacientes se encontravam sentados em posição de relaxamento, a fim de evidenciar os dados referentes ao tremor de repouso, conforme demonstrado na figura 4.11.

A partir das informações dos sensores, foi aplicado o Filtro de Kalman (FK) com o intuito de realizar a fusão entre os sensores e transformar os sinais de aceleração e velocidade angular em sinais de inclinação do punho, sendo possível então, executá-los na entrada do simulador.

Proposto por Rudolf Kalman em 1960 (KALMAN, 1960), o FK é um algoritmo utilizado para obter estimativas precisas do estado de um sistema, mesmo quando esse estado é parcialmente observado e sujeito a incertezas. Dentre as características do FK pode-se citar a



Figura 4.11 – Imagem extraída do artigo (ARAÚJO et al., 2020) demonstrando o posicionamento do sensor em perspectiva (A e B) nos pacientes.

capacidade de combinar informações passadas e presentes de forma otimizada, levando em consideração as incertezas associadas a uma planta mesmo sem um modelo matemático preciso. Com amplas aplicações na área da engenharia, navegação, robótica e processamento de sinais, o FK utiliza um modelo matemático que descreve a dinâmica do sistema e realiza a fusão de dados entre diferentes sensores, resultado em dados mais confiáveis como resultado final. Desta forma, é particularmente eficaz quando as medições estão sujeitas a ruídos e quando se deseja obter estimativas mais precisas com um número limitado de observações. Além disso, o FK é computacionalmente eficiente, o que o torna adequado para implementações em tempo real.

Em relação aos modelos utilizados foi considerado a equação 4.22 para o acelerômetro e a equação 4.23 para o giroscópio.

$$\alpha_{acc} = \alpha_{external} - g + b_a + n_a \quad (4.22)$$

$$\omega_{gyro} = \omega + b_g + n_g \quad (4.23)$$

Conforme demonstrado na Figura 4.12, o algoritmo do FK é composto por duas etapas principais: a etapa de predição e a etapa de atualização. Na etapa de predição, é utilizado o modelo matemático do sistema e uma estimativa do estado anterior para prever o estado atual do sistema. Essa predição é acompanhada por uma estimativa da incerteza associada a essa previsão.

No algoritmo,  $\mathbf{F}$  e  $\mathbf{B}$  são matrizes de transição de estado e de entrada do sistema,  $\mathbf{u}$  representa o vetor de entrada e  $\mathbf{P}$  e  $\mathbf{Q}$  são matrizes de covariância estimada e de ruído do processo, o índice  $K-1$  representa o estado anterior. Neste algoritmo foram utilizados valores de  $dt=0,01$ ,  $Q_a=0,001$ ,  $Q_{bias}=0,003$  e  $R_{meas}=0,03$  sendo:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} 1 & -\Delta t \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.24)$$

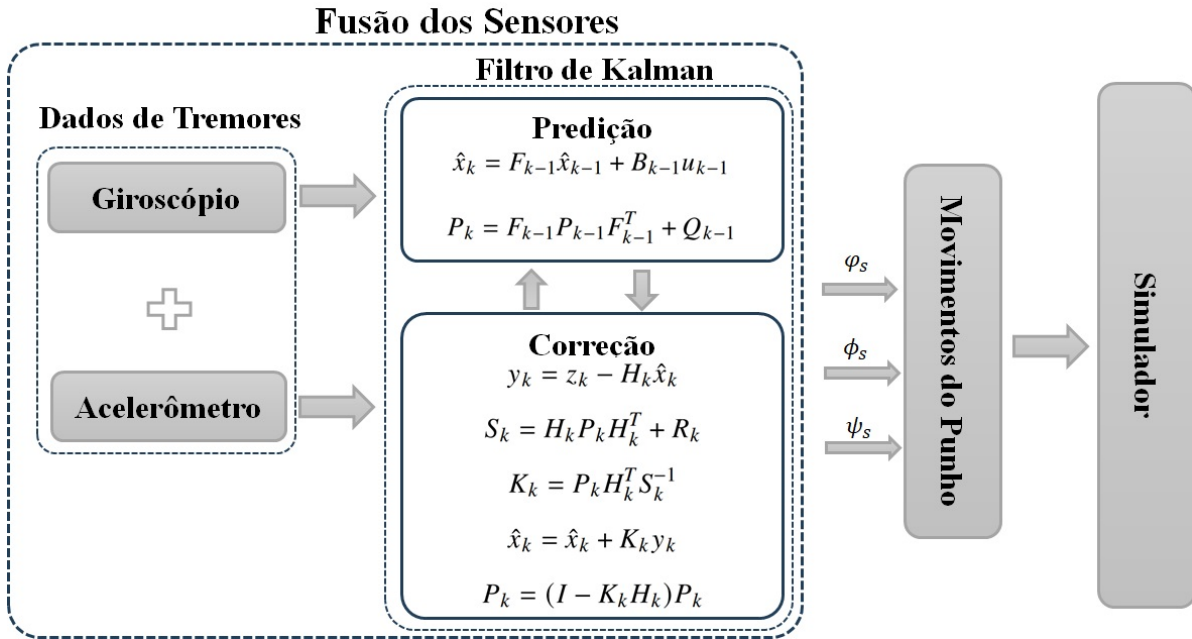


Figura 4.12 – Sequencia de fusão e processamento dos dados dos sensores de aceleração e giroscópio.

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} \Delta_t \\ 0 \end{bmatrix} \tag{4.25}$$

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} Q_a & 0 \\ 0 & Q_{bias} \end{bmatrix} \tag{4.26}$$

Na etapa de atualização, o FK incorpora as observações recentes para refinar a estimativa do estado atual do sistema. Ele combina a previsão anterior com as informações observadas, levando em consideração a incerteza tanto da previsão quanto das medições. Com base em cálculos estatísticos, o FK ajusta a ponderação dessas informações para obter uma estimativa mais precisa e uma redução da incerteza, sendo agora o índice  $k$  referindo-se ao estado atual. A medição observada é representada por  $z$ ,  $H$  é a matriz de transição de observação do estado para a medição,  $R$  é a covariância do ruído de medição,  $y$  é a inovação e  $S$  é a sua covariância e finalmente  $K$  refere-se ao ganho de Kalman.

Como resultado da saída do FK tem-se então os ângulos referentes a movimentação do punho, incluindo o ângulo de rotação. Desta forma, os dados estão prontos para serem utilizados como entrada do sistema como demonstrado na Figura 4.12.

## 4.6 Conclusão do Capítulo

Neste capítulo foi abordado a metodologia com que o trabalho foi desenvolvido. Foi apresentado o modelo utilizado baseado no método de sistemas multicorpos, os softwares, a ferramenta modular acoplada a plataforma móvel, a complementação deste modelo por meio da cinemática inversa, a metodologia de avaliação do espaço de trabalho da plataforma, bem como os algoritmos e ferramentas, que aplicados, resultaram na análise dos dados do próximo capítulo.

## 5 Resultados e Discussões

Nesta análise dos resultados pretende-se avaliar os dados extraídos das execuções do simulador, enfatizando as possibilidades de estudos dos requisitos impostos pelo projeto a fim de que a plataforma cumpra os requisitos necessários para o seu funcionamento. Cabe salientar ainda que neste momento não pretende-se obter as especificações definitivas, mas sim observar as possibilidades e as vantagens que o simulador pode trazer no auxílio da escolha dos materiais, dimensões da plataforma real a ser desenvolvida. Desta forma, o desenvolvimento do simulador objetiva reduzir os custos e o tempo de implementação de uma plataforma real posteriormente.

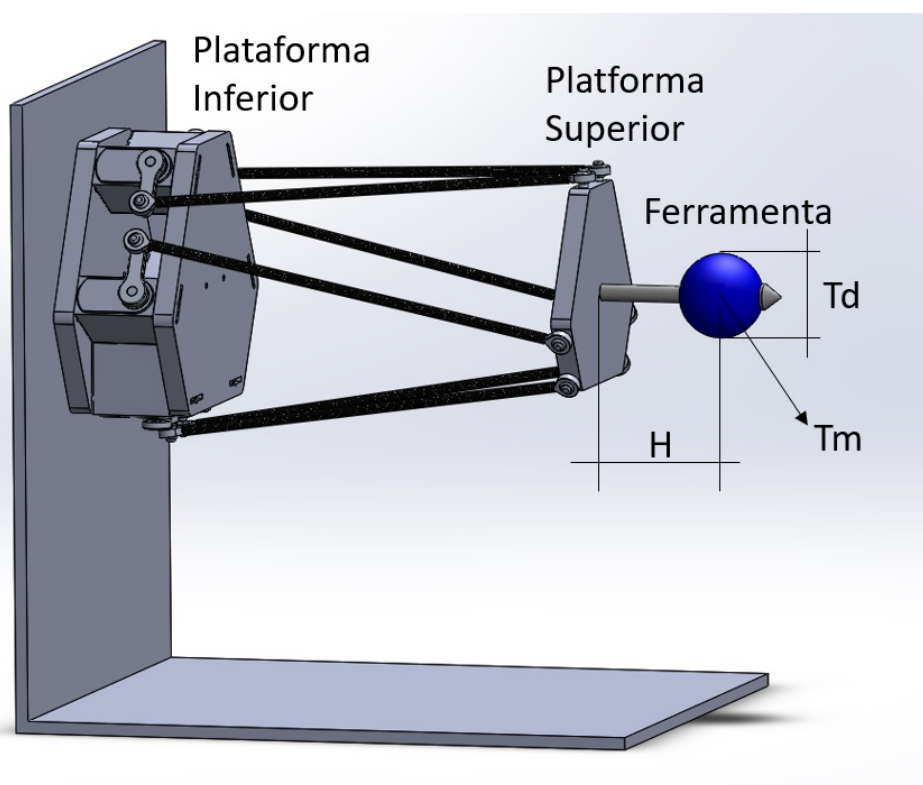


Figura 5.1 – Ilustração das dimensões da ferramenta utilizada nas simulações.

Com isso em mente, as especificações e dimensões das plataformas (tanto a superior, quanto a inferior) usada no estudo são exibidas na Figura 4.7. A plataforma inferior possui um raio de  $r_b = 73,8$  mm e um ângulo entre os pontos de ancoragem  $B_6$  e  $B_1$  de  $\theta_B = 54,87^\circ$ , enquanto a plataforma superior possui um raio de  $r_p = 58,95$  mm e o ângulo entre os pontos de ancoragem  $P_6$  and  $P_1$  de  $\theta_p = 94,52^\circ$ . Outro dado importante é a dimensão das hastes de ligação entre o atuador e a plataforma superior, onde a haste acoplada ao motor possui dimensão

de  $R_m = 24$  mm and  $D = 214,5$  mm. A ferramenta modular instalada sobre a plataforma superior é formada por uma haste de tamanho configurável. No entanto, para este trabalho esta haste terá  $H = 100$  mm e sua massa foi desprezada. Já a esfera ilustrada na Figura 5.1, na qual tem a função de representar a massa da mão humana, tem o diâmetro de  $Td = 40$  mm e massa  $Tm = 450$  g, apesar de fixos para as simulações, estes valores podem ser modificados de acordo com a necessidade do experimento.

Conforme foi descrito no Capítulo 4, os movimentos da plataforma são ilustrados na Figura 5.2.

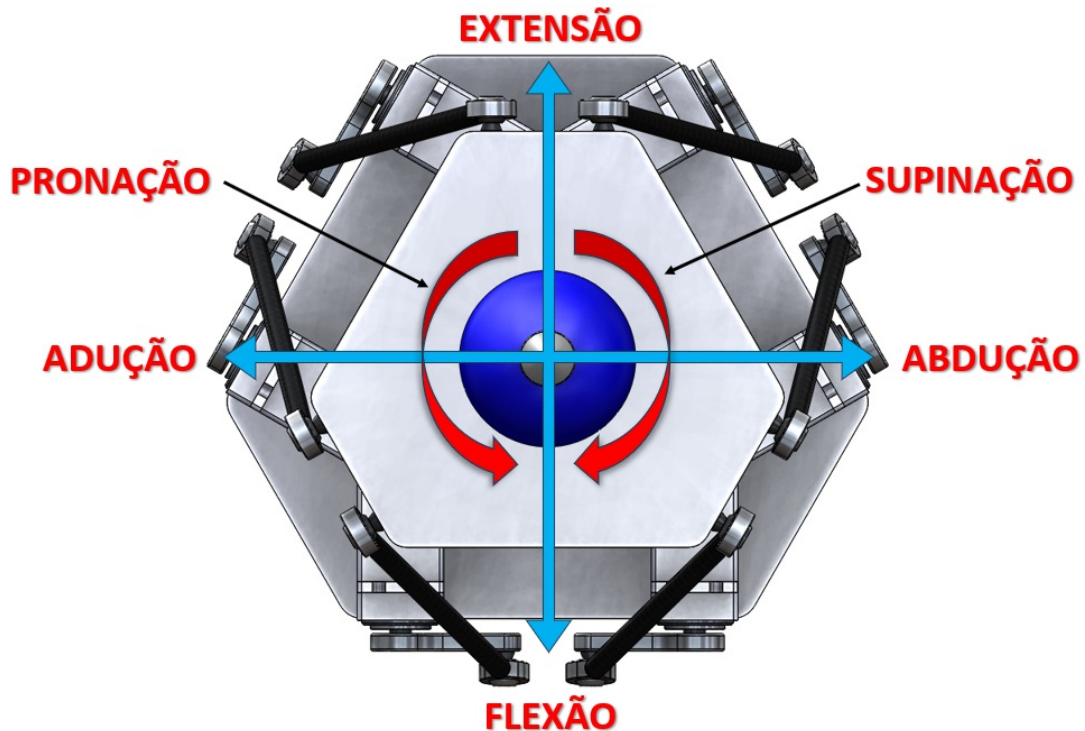


Figura 5.2 – Visão frontal do mecanismo demonstrando os movimentos do punho realizados pela plataforma superior.

## 5.1 Espaço de Trabalho e Limites Mecânicos

Com o objetivo de visualizar os limites mecânicos da plataforma, foi utilizado o simulador provido de um motor ideal, uma vez que não serão avaliados neste momento as forças envolvidas no movimento. No gráfico da Figura 5.3 é possível observar o espaço de trabalho completo em duas dimensões, onde constata-se o alcance da ferramenta levando em consideração a perspectiva do plano frontal, com a plataforma posicionada de forma semelhante a ilustrada na Figura 5.2. A coloração do gráfico define a amplitude máxima da

mobilidade de rotação da plataforma, onde as cores escuras representam uma capacidade maior de supinação/pronação, enquanto as cores claras indicam menor mobilidade de rotação dada uma posição específica. É possível observar também que no espaço onde existe um alto grau de inclinação, tanto para extensão/flexão quanto para abdução/adução, implica em uma menor capacidade da plataforma realizar o movimento de rotação do punho (SU/PR). Isso se deve ao fato de que o alto grau de inclinação da plataforma realiza um maior estresse nos limites de alguns atuadores, impedindo o movimento de outro DOF. No entanto, esta é uma característica construtiva esperada da própria Plataforma Stewart.

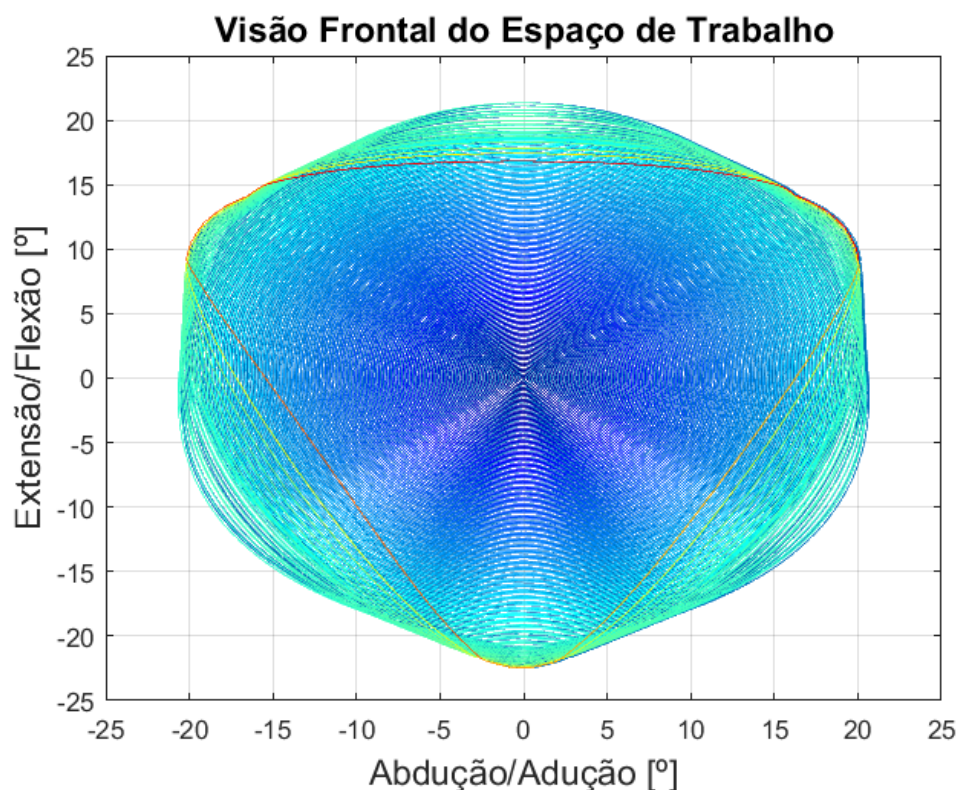


Figura 5.3 – Gráfico do espaço de trabalho do manipulador do ponto de vista frontal representando o movimento de inclinação da plataforma. As cores mais escuras representam a capacidade do manipulador de realizar o movimento SU/PR.

Considerando os limites das juntas, quanto mais ao centro estiver a plataforma, maior será sua capacidade de rotação SU/PR, ficando limitada entre  $\pm 21,1^\circ$ . O aumento do diâmetro da espiral na função de entrada resulta em ângulos de inclinação mais oblíquos, tendo em vista que a entrada bidimensional da Figura 5.3 foi inserida em um sistema de coordenada esférica, ficando limitados a aproximadamente  $\pm 20,8^\circ$  tanto para SU/PR quanto para AB/AD, totalizando uma capacidade de inclinação de  $41,6^\circ$  para ambas os DOFs.

Para melhor visualização do espaço de trabalho, a Figura 5.4 demonstra o deslocamento espacial da ferramenta acoplada à plataforma móvel em uma perspectiva tridimensional. É possível perceber que ao tentar ultrapassar os limites de movimento de guinada e inclinação, a plataforma móvel começa a apresentar erros de movimentação. Este comportamento se deve aos limites mecânicos que são intrínsecos ao projeto desenvolvido. Desta forma, valores acima destes limites serão evitados nos próximos testes.

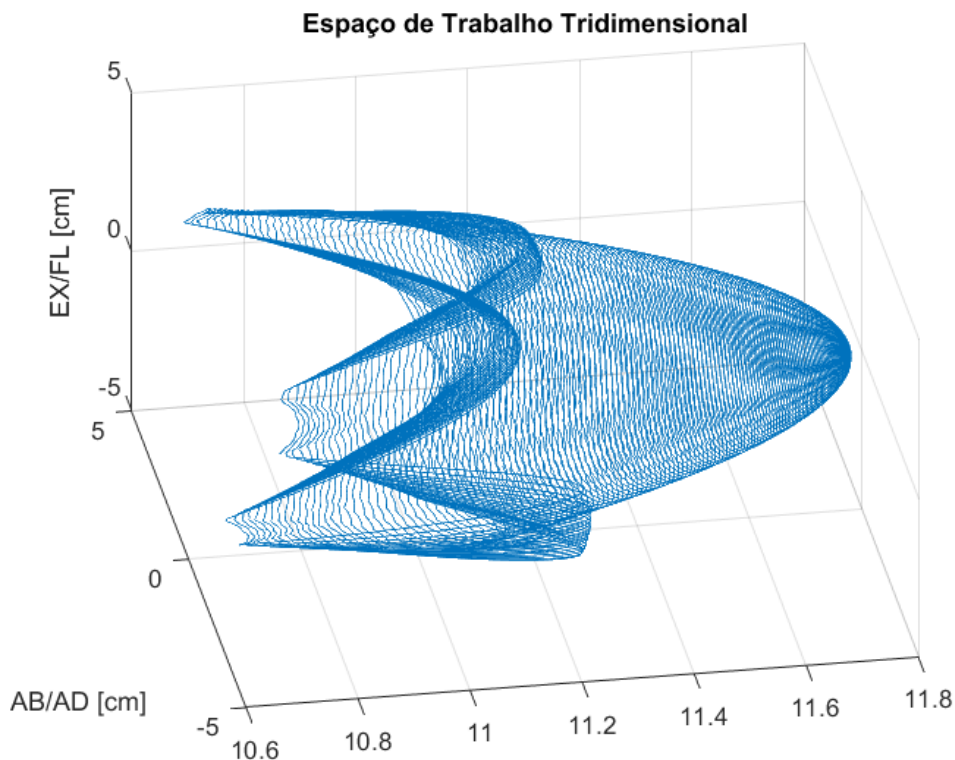


Figura 5.4 – Movimento da ferramenta modular delimitando o espaço de trabalho da plataforma em vista tridimensional.

## 5.2 Estudo da movimentação em relação a frequência

Além do estudo do espaço de trabalho, será necessário obter uma previsão do comportamento dinâmico dos motores, que se pretende utilizar no projeto real. No sistema de simulação é possível realizar o comparativo entre os motores ideais e os motores modelados para que se possa avaliar a dinâmica de movimentação necessária no estudo dos tremores. Assim sendo, os testes realizados demonstram as forças envolvidas para que a plataforma atinja a movimentação necessária com o mínimo de erro, cobrindo assim todo o espectro de tremores visto anteriormente no Capítulo 2.

Existe uma grande infinidade de variáveis nas quais são passíveis de alterações para análises comportamentais como, as dimensões da plataforma, massa da ferramenta, variáveis de construção dos motores, execução de movimentos em frequências variadas, alteração da posição da plataforma em relação a força da gravidade, comportamento do torque, velocidade, aceleração, posição dos motores e do efetuador final. Assim sendo, nos testes realizados a seguir, optou-se por manter fixas as variáveis estruturais e alterar o parâmetro do motor, objetivando avaliar o comportamento da execução caso não seja escolhido o motor adequado para o sistema.

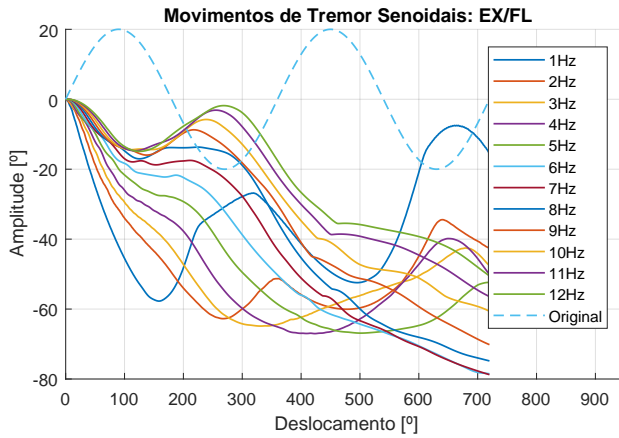
Nesta etapa iniciou-se os testes com o simulador incorporando o modelo de motor genérico, apresentado na Figura 4.8 do Capítulo 4, onde será feita a realização de experimentos para a avaliação do comportamento dinâmico da plataforma.

Primeiramente foi avaliada a capacidade da plataforma em realizar o movimento do tremor em diferentes frequências, além disso, tendo como base a execução do simulador dotado de um motor ideal, foi aferido o valor do torque médio em cada motor necessário para o desempenho dos movimentos nas frequências de 1 Hz a 12 Hz, e ainda nos três eixos de movimentação. Estas frequências a serem testadas fazem parte do espectro coberto pelos tremores descritos no capítulo 2, notando-se que, a medida em que a frequência do movimento aumenta, maiores serão as forças dinâmicas envolvidas.

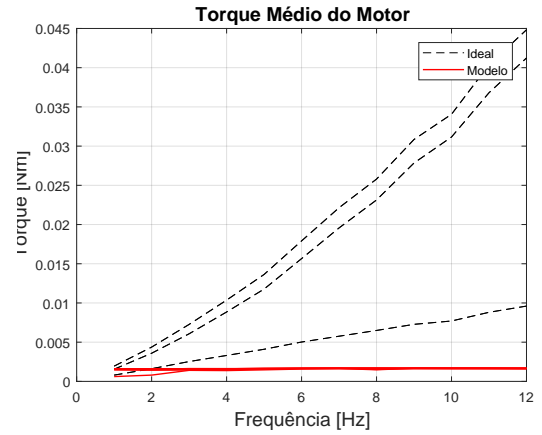
Em todos os testes com sinais gerados artificialmente está a entrada será  $A_m \sin(2\pi f)$ , uma onda senoidal com a amplitude fixa  $A_m = 20$ . Embora o sinal real da doença de Parkinson seja coberto por múltiplas amplitudes, na busca para se avaliar a capacidade da plataforma, optou-se em executar todos os sinais levando em consideração o estresse máximo da plataforma, ou seja, com base na avaliação dos dados do espaço de trabalho na seção anterior, a movimentação da plataforma atingirá valores próximos aos limites mecânicos de sua movimentação, simulando a condição mais severa do tremor. Espera-se assim, estar garantindo a capacidade de execução de tremores em amplitudes menores.

Os três gráficos demonstram os movimentos de AB/AD, EX/FL e SU/PR, respectivamente. Assim, será verificado os dados do simulados a partir dos movimentos na frequência limite estabelecida pelo projeto, considerando a carga atual do membro de  $Tm = 450$  g.

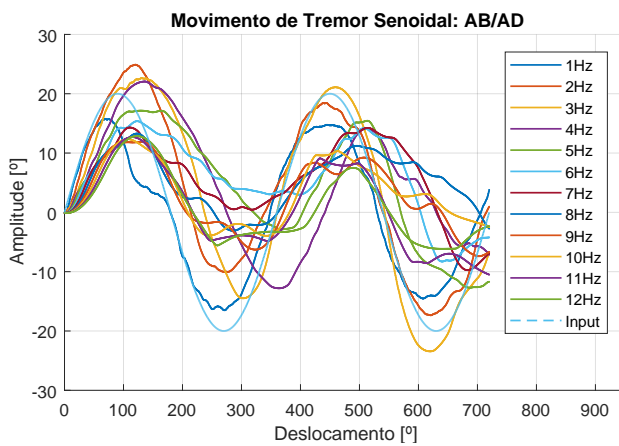
No primeiro conjunto de testes foi avaliada a capacidade da plataforma em realizar movimentos senoidais ( $A_m \sin(2\pi f)$ ) em diferentes frequências, considerando as características construtivas dos motores. Nestes testes, foram alterados o parâmetro da relação de transmissão para avaliar o comportamento da plataforma em cada configuração. Observa-se na Figura 5.5a, a dificuldade do motor em realizar o movimento de extensão e flexão em praticamente todas as frequências testadas. Nos outros movimentos (Figuras 5.5c e 5.5e), este problema foi menor, mas insuficiente para uma boa representação. Em relação ao gráfico de torque médio (Figuras 5.5b, 5.5d e 5.5f), são apresentados os torques de cada um dos seis motores de



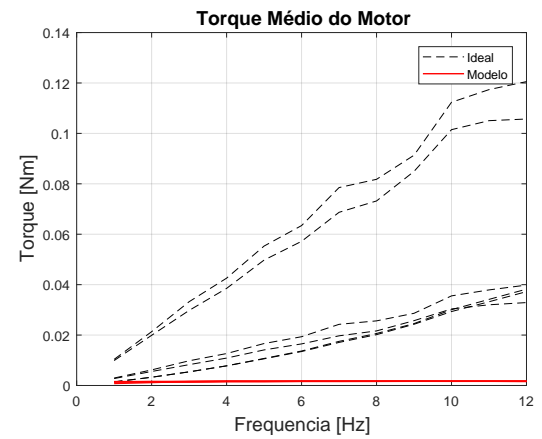
a)



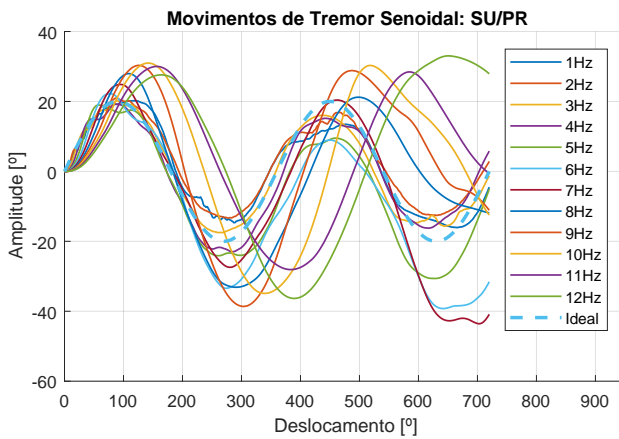
b)



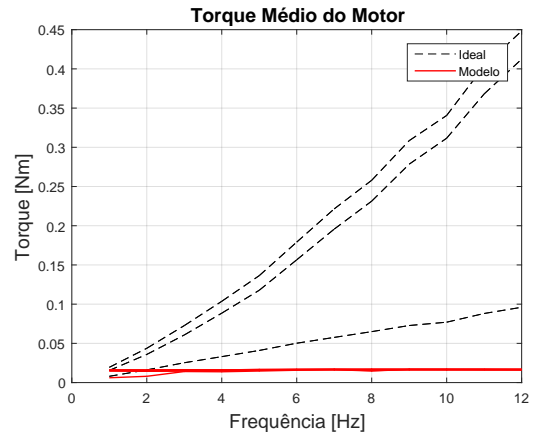
c)



d)



e)



f)

Figura 5.5 – Gráficos a), c) e d) relativos ao ângulo de inclinação do punho, acompanhados dos gráficos de torque do movimento b), d) e e). Relação de transmissão 1:1

movimentação. Na linha pontilhada é exibido o gráfico dos motores ideais e, em vermelho, o valor do torque para o sistema modelado. O que se observa neste gráfico é que o torque aplicado para a movimentação da plataforma foi insuficiente para completá-los, tendo em vista o valor do torque ideal representado no mesmo gráfico.

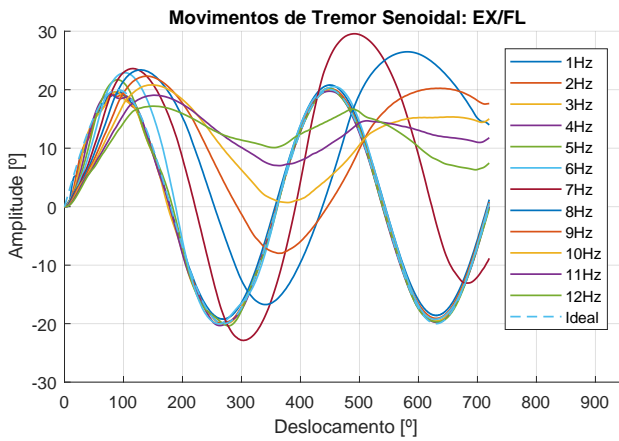
No segundo grupo de testes (Figuras 5.6a, 5.6c e 5.6e) o valor da relação de transmissão foi para 5:1, melhorando significativamente a capacidade de plataforma em executar os movimentos ondulatórios. Entretanto, não o suficiente para atender os requisitos dos tremores. Observando agora o gráfico do torque (Figuras 5.6b, 5.6d e 5.6f), resta demonstrado que a relação de transmissão melhorou o torque médio aplicado no movimentação da plataforma em relação ao gráfico anterior. Porém, ainda abaixo do torque do motor ideal. Devido a existência de pouco torque no movimento, a força da gravidade foi um fator evidente no qual dificultou a movimentação da plataforma.

Por fim, a execução com a relação de transmissão em 10:1 (Figuras 5.7a, 5.7c e 5.7e). Os dados constantes nos dados revelam uma melhor capacidade de replicação dos movimentos. No entanto, a partir dos 6 Hz, o modelo volta a ter problemas de replicação dos sinais senoidais. O torque apesar de ainda estar abaixo do valor ideal demonstra valores mais altos que os anteriores, facilitando a execução dos movimentos.

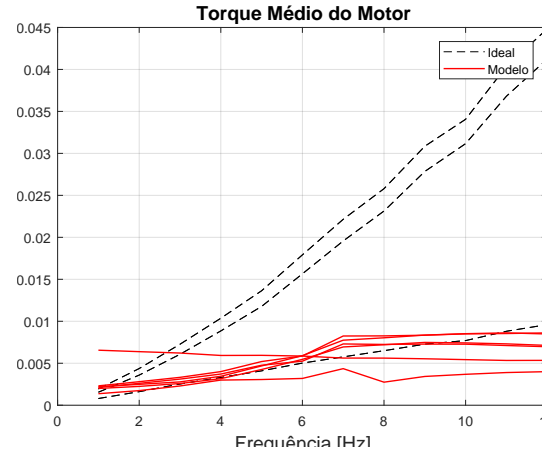
É interessante também observar o comportamento do torque em cada um dos 6 atuadores para as três diferentes configurações dos modelos. A medida em que a relação de transmissão aumenta, os motores conseguem melhorar o movimento, em evidente aumento consequente do torque. Nos gráficos das Figuras 5.7b, 5.7d e 5.7f é possível notar também que todos os motores chegaram em um limiar de torque, um limite construtivo alcançado pelo motor, impedindo a execução correta do movimento em algumas situações.

Conforme descrito no Capítulo 4, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson para avaliar de forma qualitativa a capacidade da plataforma em executar as entradas apresentadas. Na Figura 5.13 estão dispostos os valores dos coeficientes de Pearson. Para todos os movimentos do simulador, fica clara a inviabilidade de utilizar a relação de transmissão 1:1. O gráfico demonstra a inconstância das repetições e o coeficiente de Pearson demonstra a imprecisão dos dados. Para a relação de transmissão de 5:1, até 6Hz os dados parecem ser confiáveis. No entanto, a partir desta frequência o coeficiente é reduzido, e os dados passam a se tornarem imprecisos. Para a relação de transmissão de 10:1, novamente nota-se uma melhora significativa na qualidade das simulações. Sendo que somente a partir dos 9 Hz os dados do coeficiente decaem.

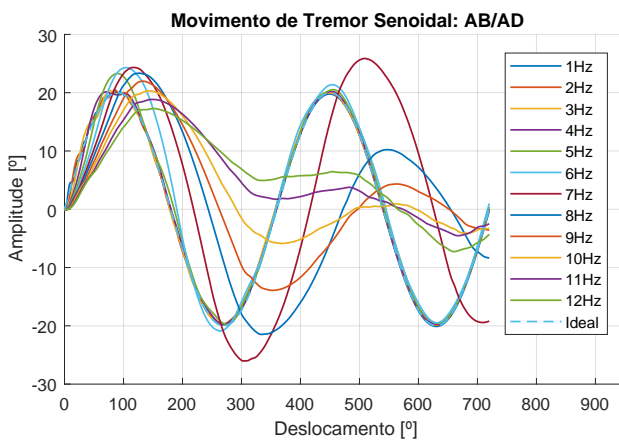
Deve-se ter em mente que apesar dos dados apontarem de forma desfavorável as configurações utilizadas (pois não realizam a cobertura dos 12 Hz propostos), ainda assim é possível se obter uma boa representação de tremores de Parkinson, já que os testes realizados estavam



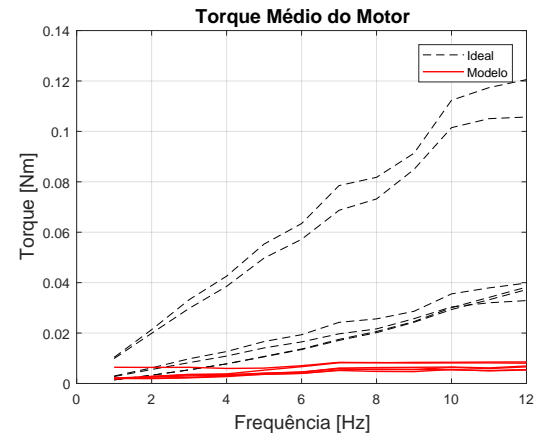
a)



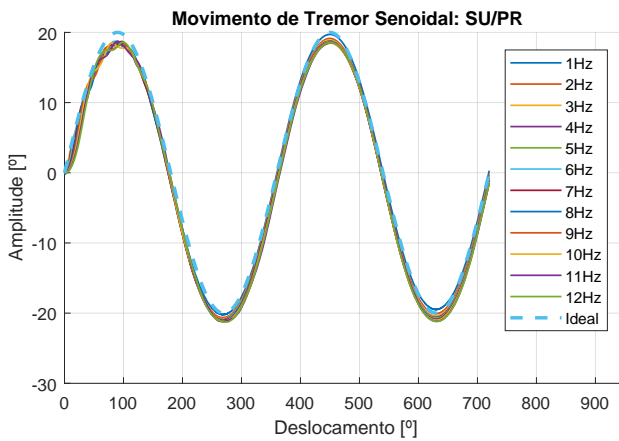
b)



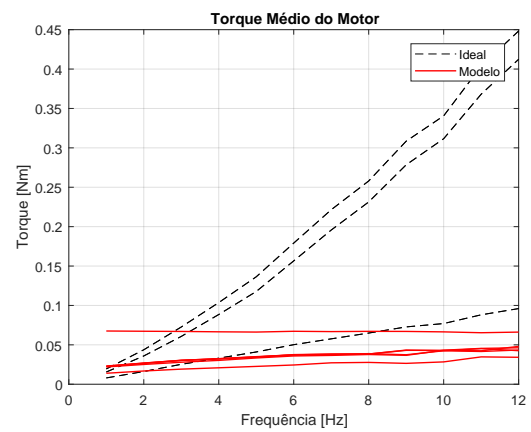
c)



d)



e)



f)

Figura 5.6 – Gráficos a), c) e d) relativos ao ângulo de inclinação do punho, acompanhados dos gráficos de torque do movimento b), d) e e). Relação de transmissão 5:1

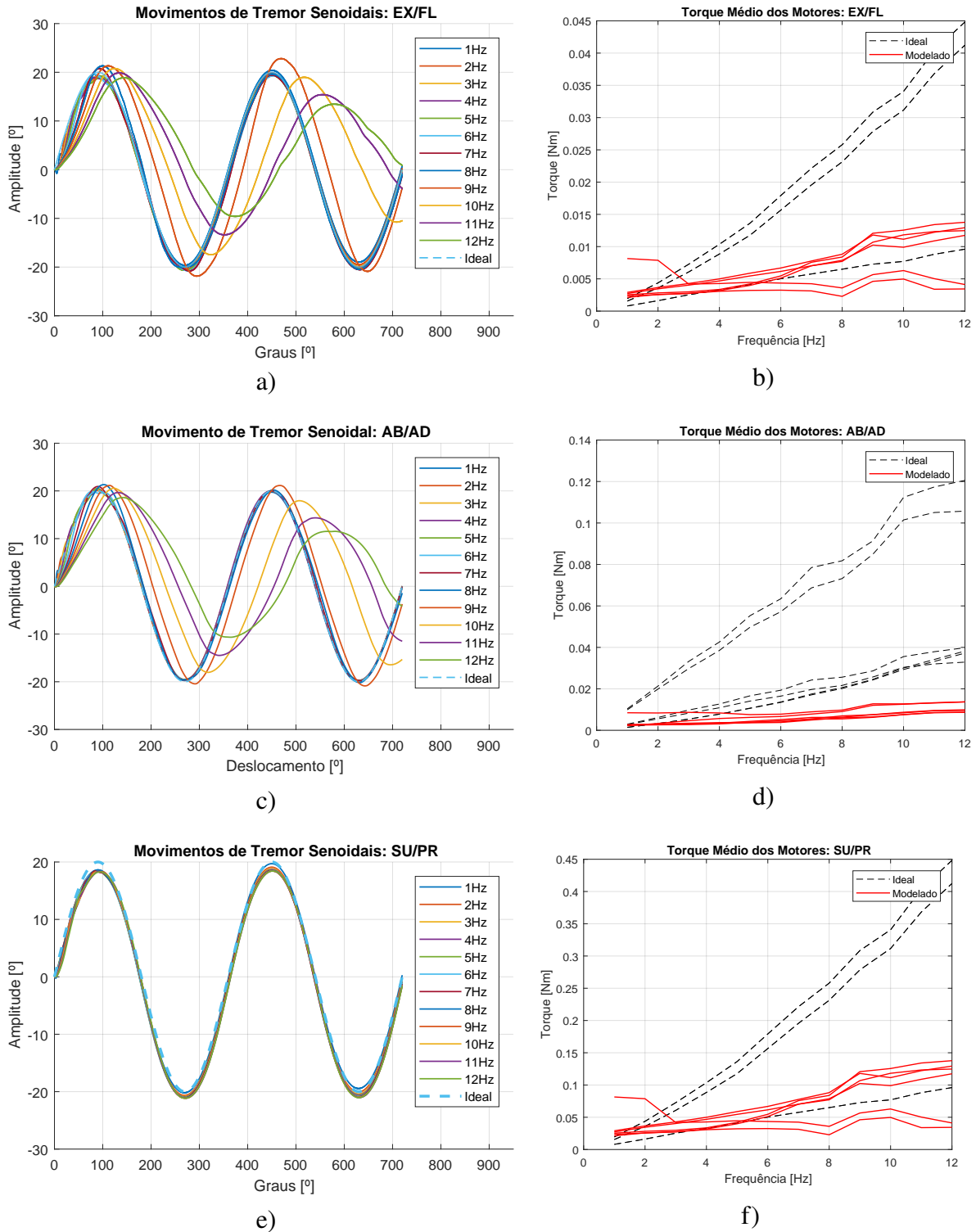


Figura 5.7 – Gráficos a), c) e d) relativos ao ângulo de inclinação do punho, acompanhados dos gráficos de torque do movimento b), d) e e). Relação de transmissão 10:1

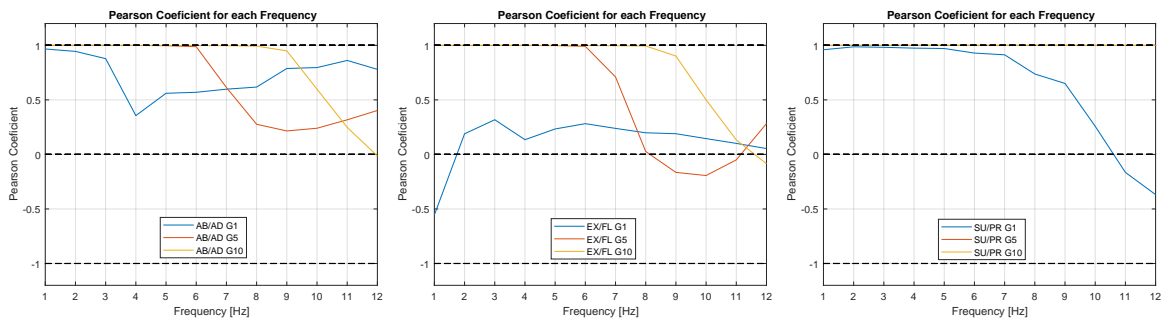


Figura 5.8 – Coeficientes de Pearson para as três variantes do motor.

realizando movimentos de estresse máximo da plataforma. Para verificar esta possibilidade, o próximo teste será aplicado com dados reais de tremores.

Com o uso do simulador, existem muitos outros parâmetros que influenciam no movimento, e poderiam ser objetos também de estudo, desde a busca por um motor mais eficiente e mais próximo do ideal, como realizar o teste em motores comerciais reais para avaliar as suas capacidades dentro deste projeto. Estas possibilidades evidenciam diretamente uma economia no processo de desenvolvimento de uma plataforma real. A facilidade com que os parâmetros da plataforma podem ser modificados, implicam na possibilidade da realização de dezenas de testes conforme a necessidade do projeto, permitindo uma maior previsibilidade do comportamento real do mecanismo.

### 5.3 Execução de Movimentos Reais de Tremores de Parkinson

Até o momento, foram realizados testes com ondas senoidais puras, sem distúrbios e com frequências sendo executadas uma a uma no simulador e em direções únicas. Apesar de ser uma métrica válida, o comportamento do sinal real pode trazer comportamentos não verificados em situações com sinais modelados. Neste teste será utilizado um sinais de reais de pacientes portadores do sintoma de tremor de Parkinson, ou seja, neste sinal pode estar incluído, frequências dos tremores, frequências de ressonância ou harmônicas e os três eixos de movimentação estarão sendo atuados em conjunto. É importante salientar a existência de ruídos nos sinais capturados, bem como a interferência dos próprios sensores nos movimentos de tremor nos pacientes. Assim, esta simulação se torna mais próxima do real ao replicar os tremores do Parkinson.

A partir das informações dos sensores, foi aplicado o FK com o intuito de realizar a fusão entre os sensores e transformar os sinais de aceleração, em sinais de inclinação do punho, sendo possível então, executá-los na entrada do simulador.

Os dados provenientes do estudo, convertidos em dados de inclinação do punho a partir da utilização do FK, foram utilizados como entrada na plataforma. Ao todo, foram executadas 20 amostras de 10 pacientes, onde foram coletados dados tanto na mão direita, quanto da mão esquerda. Nesta fase de testes, foram avaliados a capacidade da plataforma em realizar os movimentos de tremor de Parkinson de fato, em todos os três eixos de movimentação. Para estes testes não foram identificados o grau de severidade UDPRS dos pacientes.

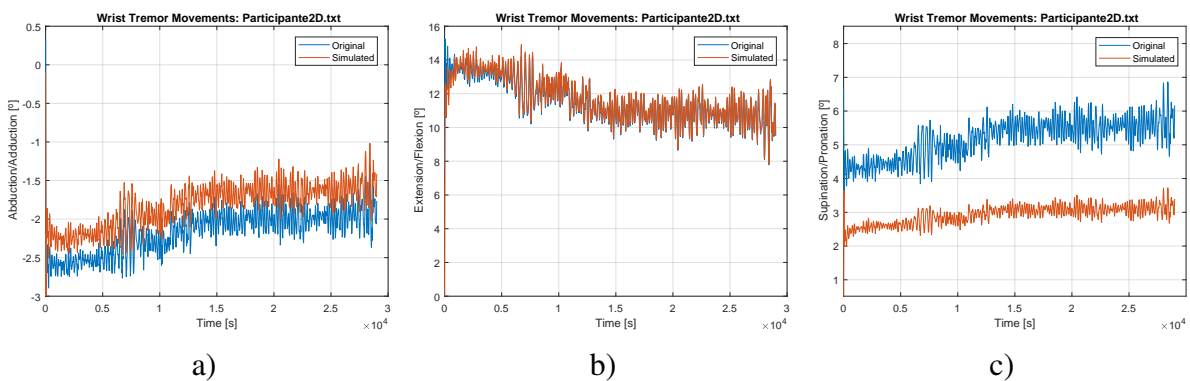


Figura 5.9 – Gráfico relativo ao ângulo de inclinação do punho. a) Movimento de AB/AD. b) Movimento de EX/FL. c) Movimento de SU/PR.

Nas Figuras 5.9a, 5.9b e 5.9c está sendo demonstrado os gráficos de execução dos movimentos de tremor adquiridos sobreposto ao gráfico de movimentação do simulador. Visualmente é possível notar as semelhanças entre os sinais em todos os eixos de movimentação. Abaixo de cada gráfico está sendo exibido a semelhança entre os sinais também no domínio da frequência (Figuras 5.10a, 5.10b e 5.10c). Nota-se que existe um desvio entre os dados de entrada e saída no domínio do tempo, principalmente no movimento de supinação e pronação. No entanto, deve-se levar em conta que o modelo do motor utilizado não é necessariamente o ideal, existindo margem para melhorias. Além disso, foi mantida as características da doença de Parkinson, onde as frequências dominantes se dão geralmente entre o intervalo de 3 Hz e 6 Hz podendo chegar em até 8 Hz.

Avaliando o coeficiente de correlação de Pearson ilustrado na Figura 5.12, os valores ficaram em 96,53% para SU/PR, 99,46% para EX/FL e 96,66% para AB/AD. Foi possível verificar que as características do tremor de Parkinson não se alteram, conforme descrito no Capítulo 2.

È de se ressaltar que foram reproduzidos os mesmos testes em todos os pacientes. No gráfico representado na Figura 5.13, foi calculado o coeficiente de Pearson para todas as amostras dos pacientes, sendo que a média geral se manteve acima de 0,9474. Os valores que ficaram abaixo da média, foram aqueles os quais os sinais dos tremores apresentavam ganhos

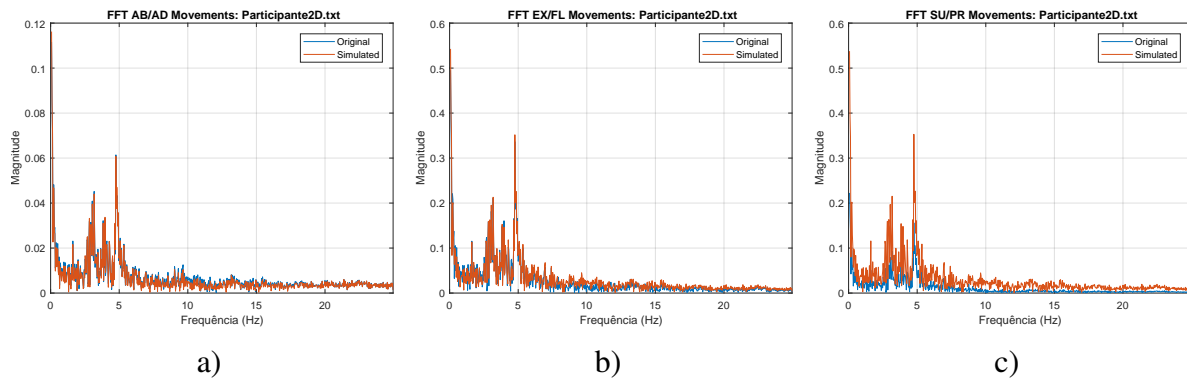


Figura 5.10 – Gráfico relativo ao espectro da frequência de cada movimento. a) Movimento de AB/AD. b) Movimento de EX/FL. c) Movimento de SU/PR.

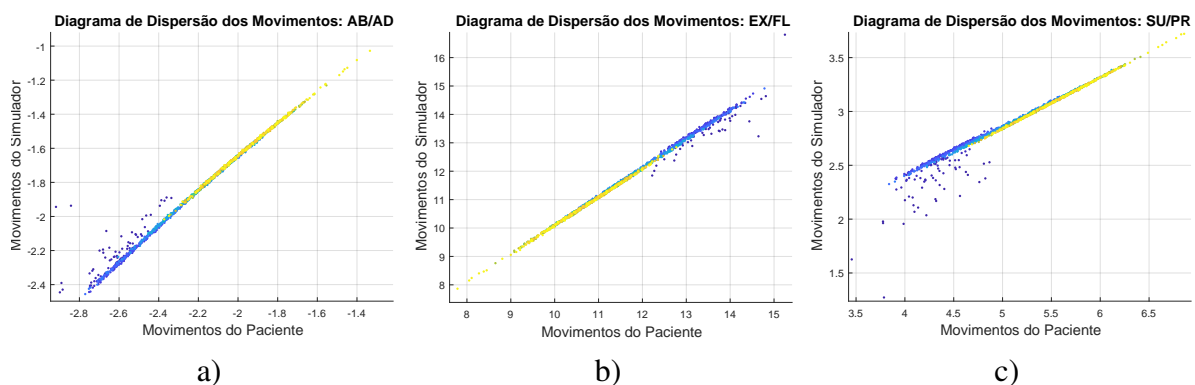


Figura 5.11 – Diagrama de dispersão relativo ao movimento do paciente e do simulador. a) Movimento de AB/AD. b) Movimento de EX/FL. c) Movimento de SU/PR.

em frequências acima dos 9 Hz. ou seja, conforme foi testado na seção anterior, a plataforma mantinha uma boa replicação dos movimentos apenas até os 9 HZ, após esta frequência ocorria uma queda consistente no coeficiente de Pearson. Ainda assim, valores do coeficiente de Pearson acima de 0,9 representam um alto grau de correlação, representando certa de 92,6% de todas as amostras executadas. Pode-se considerar que a plataforma de fato conseguiu replicar os tremores da doença de Parkinson, mesmo considerando os ruídos e as incertezas durante a captura e a conversão. Assim o sinal simulado representa de fato o tremor de repouso de um paciente com a doença de Parkinson, mesmo levando em consideração as configurações atuais da plataforma listadas anteriormente.

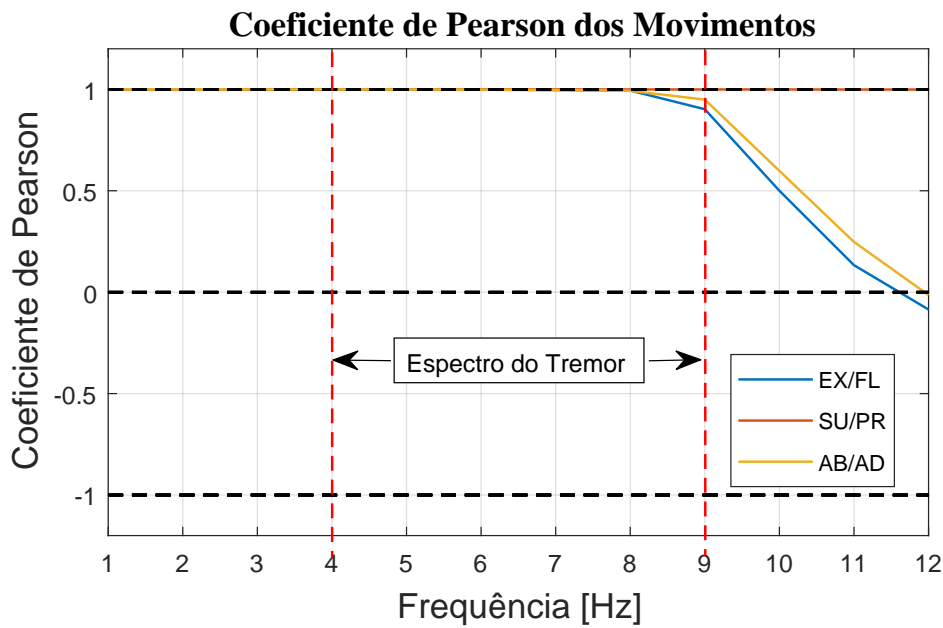


Figura 5.12 – Coeficientes de Pearson para os seis movimentos do punho de acordo com o espectro da frequência.

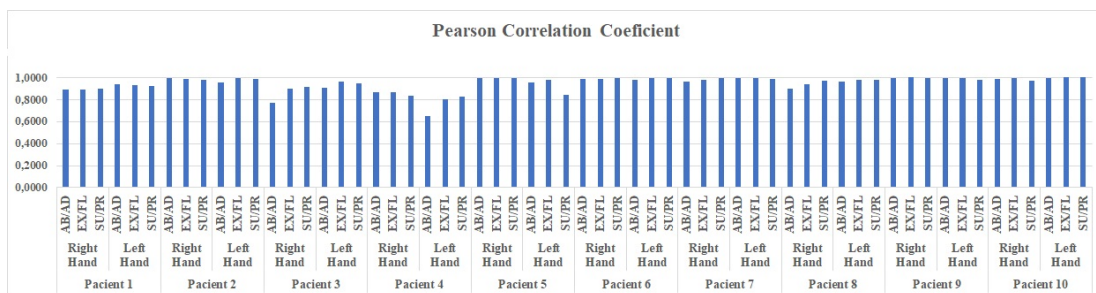


Figura 5.13 – Dados do coeficiente de Pearson para todas as amostras de dados dos pacientes portadores do sintoma do tremor.

## 5.4 Conclusão do Capítulo

O sistema de simulação representa uma excelente ferramenta para a realização de testes construtivos como: avaliar o espaço de trabalho, determinar parâmetros ótimos para motores, realizar testes e análises dinâmicas. Além disso, possibilita a realização de testes operacionais, desempenhando movimentos específicos e testando o desempenho da plataforma. Delimitar quais são os requisitos mínimos para a escolha de um motor, ou especificações dimensionais dos componentes mecânicos da plataforma, são as maiores contribuições que o sistema de

simulação pode prover. Para o estudo de caso deste trabalho, a aplicação na simulação dos tremores de Parkinson possibilita uma ampliação na realização de testes de protótipos de dispositivos vestíveis, evitando ao máximo o uso de pacientes debilitados, porém sem perder as características dos tremores de Parkinson durante os testes. Podemos incluir também vantagens econômicas, redução no tempo de desenvolvimento de tecnologias e também questões éticas ao expor o paciente a um número menor de testes durante a fase de pesquisa e desenvolvimento de um produto.

## **6 Conclusões e Trabalhos Futuros**

### **6.1 Conclusão do Trabalho**

Este trabalho tem como objetivo apresentar um sistema de simulação de um manipulador robótico utilizando como base a Plataforma Sterwart-Gough. A plataforma visa simular tremores no punho com características semelhantes aos encontrados na doença de Parkinson, de forma a permitir a realização de testes e estudos mais aprofundados de tecnologias vestíveis capazes de reduzir esse problema nos pacientes. Com o simulador foi possível avaliar o modelo estudado com base em seu espaço trabalho visando identificar os limites mecânicos da plataforma, a evolução da dinâmica dos movimentos conforme o aumento da frequência de tremores nos três eixos, bem como a simulação de movimentos reais de tremores de repouso da doença de Parkinson. Neste trabalho foi utilizado dados construtivos genéricos de um motor de corrente contínua, tendo em vista que o objetivo maior não era testar o objeto, mas sim, apresentar algumas das possibilidades de estudos. para apresentação do simulador e a avaliação dos dados disponibilizados pelo sistema. Apesar dos ajustes necessários na plataforma, o simulador cumpriu sua função, apontando os problemas e possibilitando extrair as melhorias que devem ser feitas no sistema robótico, evitando custos de execução e analisando os erros. Esta avaliação preliminar das características dos motores auxiliará a redução dos custos na compra de materiais e auxiliando a ter uma certa previsibilidade do comportamento do mecanismo real.

### **6.2 Trabalhos Futuros**

A principal finalidade do desenvolvimento do simulador é a avaliação dos pré-requisitos de uma plataforma real, de modo que seja possível prever o comportamento cinemático e dinâmico do sistema antes de sua implementação concreta. Além disso, por meio do uso de sinais reais de tremores adquiridos de pacientes da Doença de Parkinson, verificar a capacidade de determinada configuração e replicar os tremores característicos da enfermidade. Esta análise inicial possibilita a redução no tempo de design e projeto da plataforma, por consequência, torna o desenvolvimento mais eficiente.

A partir desta tese de doutorado, existem diversas outras possibilidades de explorar o tema e outras abordagens que poderia contribuir com a expansão da proposta. Apesar desta tese ter sido finalizada com a validação do simulador, a próxima etapa do projeto já se encontra em andamento e será apresentada neste capítulo.

### 6.2.1 Em Andamento

Para avançar com o desenvolvimento do trabalho, será implementado a segunda versão da Plataforma Stewart real. A primeira versão foi desenvolvida com o intuito de testar o algoritmo da cinemática inversa, possibilitando a realização de movimentos básicos em todos os graus de liberdade.

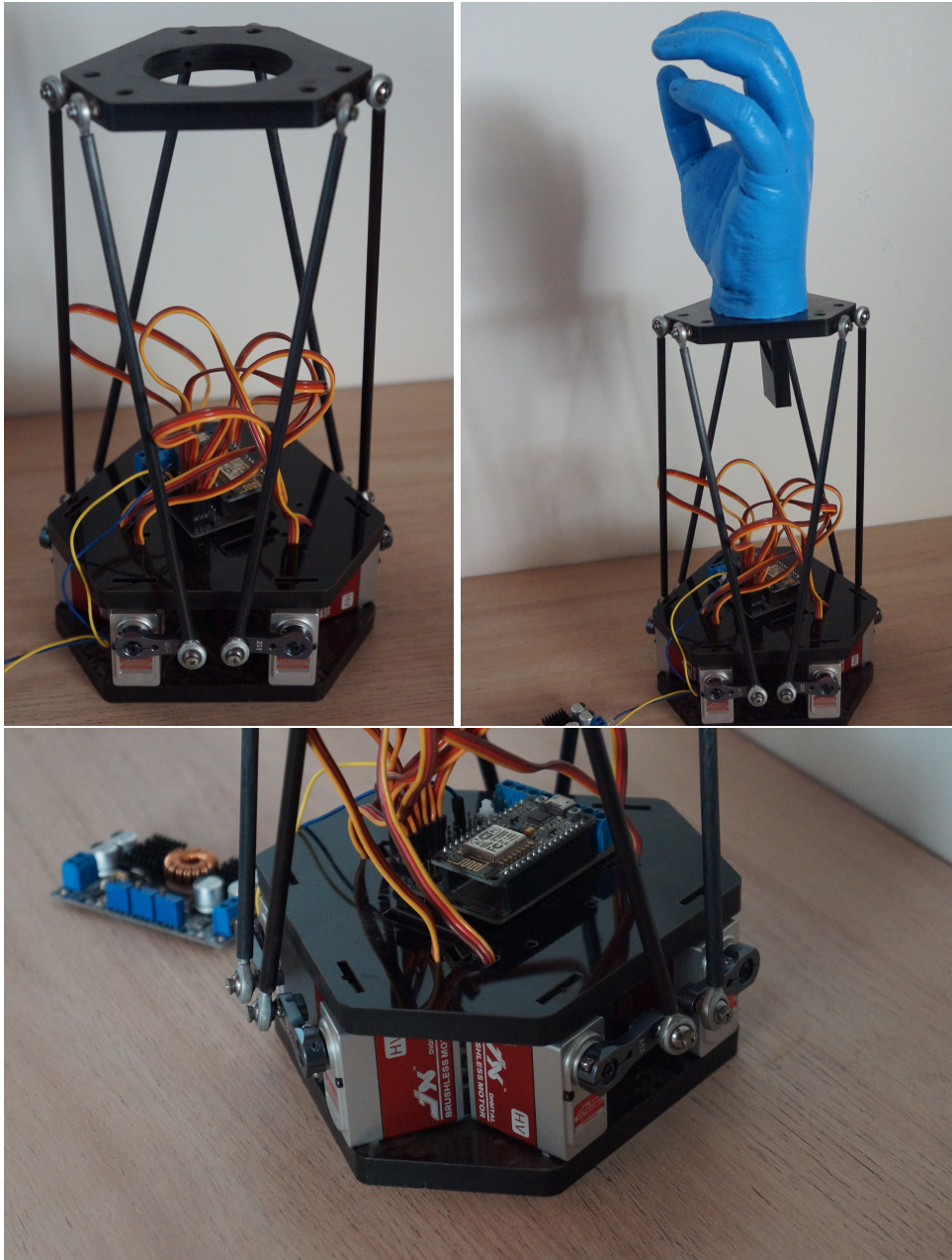


Figura 6.1 – Imagens da primeira versão da plataforma real na qual serviu como base para os estudos realizados.

A Figura 6.1 ilustra a primeira versão da plataforma real. Este modelo não pode ser utilizado para a realização de um comparativo com o simulador devido a malha fechada dos controladores dos motores não serem acessíveis aquisição de dados. Desta forma, fica impossibilitado de realizar um comparativo entre o ambiente de simulação e a plataforma real. Além disso, não foi disponibilizado por parte do fabricante os parâmetros dos motores, foram utilizados 6 servomotores digitais, sendo necessária uma completa desmontagem do sistema e testes por meio da instrumentação do motor utilizado.

Apesar do modelo não ter sido utilizado nos resultados finais, houve um grande aprendizado em relação a montagem do manipulador e foi útil na fase de discussão e elaboração de ideias em relação a esta tese, como a utilização da ferramenta modular para ser acoplada à plataforma móvel. Foram testados alguns modelos de ferramentas, inclusive a que se encontra acoplada à plataforma na Figura 6.1. Foi utilizado um molde para o desenvolvimento de uma mão de borracha de silicone.

A segunda versão da plataforma se encontra em desenvolvimento atualmente. Foram adquiridos os componentes de hardware e está na fase de projeto estrutural no ambiente do SolidWorks®. Neste caso estão sendo utilizados 6 motores de passo do modelo NEMA 17, embarcado com uma placa de controle MKS Servo42c da empresa MarkerBase®. Este controlador permite controle de posição, velocidade e torque em malha fechada, com 8 MOSFET's ligados em ponte, encoder magnético de 14 bit, suporte de 1-256 subdivisões de passo, velocidade máxima de 1000 RPM. A configuração pode ser feita via display de LCD integrado ou via interface USART 232 ou 485 para comunicação, sendo possível que os controladores se comuniquem via barramento.

Todos os motores se comunicarão via interface serial via barramento com uma placa de desenvolvimento Raspberry Pi 3 Model B. A placa será embarcada com sistema operacional Linux Ubuntu® e a aplicação será executada por meio do ROS® (*Robot Operating System*). O ROS®, apesar do nome sugerir se tratar de um sistema operacional, é um conjunto de bibliotecas, ferramentas e aplicações *open source* que facilitam o desenvolvimento de sistemas robóticos. Esta aplicação já possui bibliotecas para integração do sistema com o Matlab® em tempo real, permitindo desta forma a implementação do HIL (*Hardware-in-the-Loop*).

## 6.2.2 Possibilidades de Desenvolvimento Futuro

Este estudo abriu o caminho para uma série de estudos complementares que podem seguir dando continuidade no desenvolvimento desta ferramenta, tornando-a mais completa e eficiente. Dentre as possibilidades futuras pode-se destacar:

1. Realização estudos sobre diferentes tipos de tremores, que abordem outras frequências, avaliar a replicação de harmônicas, replicar testes de escrita, desenhos de formas, etc.
2. Realização o testes de movimentação e desempenho com outros modelos de motores, como por exemplo os motores de passo ou BLDC.
3. Realização testes com outros modelos de plataformas, como exemplo, as plataformas esféricas com três graus de liberdade. Do mesmo modo que para aplicações estritas ao tremor em membros do corpo, manipuladores robóticos esféricos seriam também uma boa solução, além de utilizarem menos atuadores quando comparados com a plataforma Stewart, porém apresentam estruturas e geometria significativamente mais complexas.
4. Aplicação de técnicas de inteligência artificial tanto para o controle como na identificação de características próprias do tremor de Parkinson.
5. Estudo e aplicação de algoritmos de controle robusto. Técnicas como a do  $H_\infty$  poderiam ser aplicadas neste estudo, ocasião em que os quais métodos poderiam trazer benefícios como maior eficiência, consumo energético e maior precisão nos movimentos.
6. Realizar o estudo da possibilidade de simulação de tremores de Parkinson em outros membros como pescoço e membros inferiores, acoplando diferentes ferramentas junto a plataforma superior.

## Referências Bibliográficas

ABBOUD, H.; AHMED, A.; FERNANDEZ, H. H. Essential tremor: Choosing the right management plan for your patient. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, Cleveland Clinic Journal of Medicine, v. 78, n. 12, p. 821–828, dez. 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.3949/ccjm.78a.10178>>. Citado 4 vezes na(s) página(s) 10, 26, 28 e 29.

ALLINGTON, J.; SPENCER, S. J.; KLEIN, J.; BUELL, M.; REINKENSMEYER, D. J.; BOBROW, J. Supinator extender (SUE): A pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/iembs.2011.6090459>>. Citado na página 31.

ANGELES, J. *Fundamentals of Robotic Mechanical Systems: Theory Methods, and Algorithms*. [S.l.]: 3rd Edition, Springer Science, New York, 2007. Citado na página 40.

ANOUTI, A.; KOLLER, W. C. Tremor disorders. diagnosis and management. *The Western journal of medicine*, v. 162 6, p. 510–3, 1995. Citado na página 25.

ARAÚJO, A. C. A. de; SANTOS, E. G. da R.; SÁ, K. S. G. de; FURTADO, V. K. T.; SANTOS, F. A.; LIMA, R. C. de; KREJCOVÁ, L. V.; SANTOS-LOBATO, B. L.; PINTO, G. H. L.; CABRAL, A. dos S.; BELGAMO, A.; CALLEGARI, B.; KLEINER, A. F. R.; SILVA, A. de Athayde Costa e; SOUZA, G. da S. Hand resting tremor assessment of healthy and patients with parkinson's disease: An exploratory machine learning study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Frontiers Media SA, v. 8, jul. 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00778>>. Citado 3 vezes na(s) página(s) 11, 69 e 70.

BAI, S.; LI, X.; ANGELES, J. A review of spherical motion generation using either spherical parallel manipulators or spherical motors. *Mechanism and Machine Theory*, Elsevier BV, v. 140, p. 377–388, out. 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.06.012>>. Citado na página 37.

BALESTRINO, R.; SCHAPIRA, A. Parkinson disease. *European Journal of Neurology*, Wiley, v. 27, n. 1, p. 27–42, nov. 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1111/ene.14108>>. Citado na página 24.

BINGUL, Z.; KARAH, O. Dynamic modeling and simulation of stewart platform. In: *Serial and Parallel Robot Manipulators - Kinematics, Dynamics, Control and Optimization*. InTech, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.5772/32470>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 45 e 51.

BONEV, I. Delta parallel robot-the story of success. *Newsletter, available at http://www.parallelmic.org*, 2001. Citado na página 36.

BORZI, L.; VARRECCHIA, M.; SIBILLE, S.; OLMO, G.; ARTUSI, C. A.; FABBRI, M.; RIZZONE, M. G.; ROMAGNOLO, A.; ZIBETTI, M.; LOPIANO, L. Smartphone-based

estimation of item 3.8 of the MDS-UPDRS-III for assessing leg agility in people with parkinson's disease. *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 1, p. 140–147, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/ojemb.2020.2993463>>. Citado na página 27.

BROWN, D.; ROTHERY, P. *Models in biology* :. New York :: Wiley,, 1993. Citado na página 24.

BRÜCK, D.; ELMQVIST, H.; MATTSSON, S. E.; OLSSON, H. Dymola for multi-engineering modeling and simulation. In: CITESEER. *Proceedings of modelica*. [S.l.], 2002. v. 2002. Citado na página 54.

BUTT, A. H.; ROVINI, E.; DOLCIOTTI, C.; PETRIS, G. D.; BONGIOANNI, P.; CARBONCINI, M. C.; CAVALLO, F. Objective and automatic classification of parkinson disease with leap motion controller. *BioMedical Engineering OnLine*, Springer Science and Business Media LLC, v. 17, n. 1, nov. 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/s12938-018-0600-7>>. Citado na página 29.

CABREIRA, V.; MASSANO, J. Doença de parkinson: Revisão clínica e atualização. *Acta Médica Portuguesa*, Ordem dos Medicos, v. 32, n. 10, p. 661–670, out. 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.20344/amp.11978>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 16 e 24.

CARDONA, M. Kinematics and jacobian analysis of a 6ups stewart-gough platform. In: *2016 IEEE 36th Central American and Panama Convention (CONCAPAN XXXVI)*. IEEE, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/concapan.2016.7942377>>. Citado na página 40.

CARDONA, M.; CENA, C. G. Direct kinematics and jacobian analysis of exoskeleton robots using screw theory and simscape multibody™. In: *2019 IEEE 39th Central America and Panama Convention (CONCAPAN XXXIX)*. IEEE, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/concapanxxxix47272.2019.8977008>>. Citado na página 50.

CETIN, K.; TUGAL, H.; PETILLOT, Y.; DUNNIGAN, M.; NEWBROOK, L.; ERDEN, M. S. A robotic experimental setup with a stewart platform to emulate underwater vehicle-manipulator systems. *Sensors*, MDPI AG, v. 22, n. 15, p. 5827, ago. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/s22155827>>. Citado na página 37.

COHEN, O.; PULLMAN, S.; JUREWICZ, E.; WATNER, D.; LOUIS, E. D. Rest tremor in patients with essential tremor. *Archives of Neurology*, American Medical Association (AMA), v. 60, n. 3, p. 405, mar. 2003. Disponível em: <<https://doi.org/10.1001/archneur.60.3.405>>. Citado na página 25.

DABIRI, A.; SABET, S.; POURSIANA, M.; ARMSTRONG, D. G.; NIKRAVESH, P. E. An optimal stewart platform for lower extremity robotic rehabilitation. In: *2017 American Control Conference (ACC)*. IEEE, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.23919/acc.2017.7963777>>. Citado na página 32.

DASGUPTA, B.; MRUTHYUNJAYA, T. Closed-form dynamic equations of the general stewart platform through the newton–euler approach. *Mechanism and Machine Theory*, Elsevier BV,

v. 33, n. 7, p. 993–1012, out. 1998. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/s0094-114x\(97\)00087-6](https://doi.org/10.1016/s0094-114x(97)00087-6)>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 45 e 51.

DEUSCHL, G.; BAIN, P.; BRIN, M. Consensus statement of the movement disorder society on tremor. *Movement Disorders*, Wiley, v. 13, n. S3, p. 2–23, out. 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mds.870131303>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 17 e 26.

DORSEY, E. R.; CONSTANTINESCU, R.; THOMPSON, J. P.; BIGLAN, K. M.; HOLLOWAY, R. G.; KIEBURTZ, K.; MARSHALL, F. J.; RAVINA, B. M.; SCHIFITTO, G.; SIDEROWF, A.; TANNER, C. M. Projected number of people with parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 68, n. 5, p. 384–386, nov. 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000247740.47667.03>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 16 e 24.

EFTEKHARI, M.; KARIMPOUR, H. Emulation of pilot control behavior across a stewart platform simulator. *Robotica*, Cambridge University Press (CUP), v. 36, n. 4, p. 588–606, jan. 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1017/s0263574717000662>>. Citado na página 32.

ELBLE, R. J.; MCNAMES, J. Using portable transducers to measure tremor severity. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*, Ubiquity Press, Ltd., v. 6, n. 0, p. 375, maio 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.5334/tohm.320>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 25 e 29.

FASANO, A.; DANIELE, A.; ALBANESE, A. Treatment of motor and non-motor features of parkinson's disease with deep brain stimulation. *The Lancet Neurology*, Elsevier BV, v. 11, n. 5, p. 429–442, maio 2012. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(12\)70049-2](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(12)70049-2)>. Citado na página 32.

FERNANDES, H. C. O.; SCARPAT, L. T.; CARVALHO, M. M. de; OLIVEIRA, N. D. de; SALIM, R. N. H.; SOUZA, R. R. de; MADEIRA, E. S. Depressão entre idosos portadores de doença de parkinson: opinião dos membros da associação capixaba de parkinson. *Revista de APS*, Universidade Federal de Juiz de Fora, v. 22, n. 3, jun. 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.34019/1809-8363.2019.v22.15920>>. Citado na página 16.

FIGUEIREDO, T. da C. *Análise não Linear do Tremor na Doença de Parkinson*. 85 p. Dissertação (Mestrado em Física) — Universidade Federal da Bahia, Bahia, 2013. Citado na página 29.

FRITZSON, P.; POP, A.; ABDELHAK, K.; ASHGAR, A.; BACHMANN, B.; BRAUN, W.; BOUSKELA, D.; BRAUN, R.; BUFFONI, L.; CASELLA, F.; CASTRO, R.; FRANKE, R.; FRITZSON, D.; GEBREMEDHIN, M.; HEUERMAN, A.; LIE, B.; MENGIST, A.; MIKELSONS, L.; MOUDGALYA, K.; OCHEL, L.; PALANISAMY, A.; RUGE, V.; SCHAMAI, W.; SJÖLUND, M.; THIELE, B.; TINNERHOLM, J.; ÖSTLUND, P. The OpenModelica integrated environment for modeling, simulation, and model-based development. *Modeling, Identification and Control: A Norwegian Research Bulletin*, Norwegian Society of Automatic Control, v. 41, n. 4, p. 241–295, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.4173/mic.2020.4.1>>. Citado na página 54.

FURQAN, M.; SUHAIB, M.; AHMAD, N. Studies on stewart platform manipulator: A review. *Journal of Mechanical Science and Technology*, Springer Science and Business Media LLC, v. 31, n. 9, p. 4459–4470, set. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s12206-017-0846-1>>. Citado na página 39.

GALNA, B.; BARRY, G.; JACKSON, D.; MHIRIPIRI, D.; OLIVIER, P.; ROCHESTER, L. Accuracy of the microsoft kinect sensor for measuring movement in people with parkinson's disease. *Gait & Posture*, Elsevier BV, v. 39, n. 4, p. 1062–1068, abr. 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.008>>. Citado na página 29.

GAO, X.-S.; LEI, D.; LIAO, Q.; ZHANG, G. Generalized stewart-gough platforms and their direct kinematics. *Robotics, IEEE Transactions on*, v. 21, p. 141 – 151, 05 2005. Citado na página 41.

GOETZ, C. G.; FAHN, S.; MARTINEZ-MARTIN, P.; POEWE, W.; SAMPAIO, C.; STEBBINS, G. T.; STERN, M. B.; TILLEY, B. C.; DODEL, R.; DUBOIS, B.; HOLLOWAY, R.; JANKOVIC, J.; KULISEVSKY, J.; LANG, A. E.; LEES, A.; LEURGANS, S.; LEWITT, P. A.; NYENHUIS, D.; OLANOW, C. W.; RASCOL, O.; SCHRAG, A.; TERESI, J. A.; HILTEN, J. J. V.; LAPELLE, N. Movement disorder society-sponsored revision of the unified parkinson's disease rating scale (MDS-UPDRS): Process, format, and clinimetric testing plan. *Movement Disorders*, Wiley, v. 22, n. 1, p. 41–47, jan. 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mds.21198>>. Citado na página 28.

GOETZ, C. G.; TILLEY, B. C.; SHAFTMAN, S. R.; STEBBINS, G. T.; FAHN, S.; MARTINEZ-MARTIN, P.; POEWE, W.; SAMPAIO, C.; STERN, M. B.; DODEL, R.; DUBOIS, B.; HOLLOWAY, R.; JANKOVIC, J.; KULISEVSKY, J.; LANG, A. E.; LEES, A.; LEURGANS, S.; LEWITT, P. A.; NYENHUIS, D.; OLANOW, C. W.; RASCOL, O.; SCHRAG, A.; TERESI, J. A.; HILTEN, J. J. van; LAPELLE, N. Movement disorder society-sponsored revision of the unified parkinson's disease rating scale (MDS-UPDRS): Scale presentation and clinimetric testing results. *Movement Disorders*, Wiley, v. 23, n. 15, p. 2129–2170, nov. 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mds.22340>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 27 e 28.

GOSSELIN, C.; ISAKSSON, M.; MARLOW, K.; LALIBERTE, T. Workspace and sensitivity analysis of a novel nonredundant parallel SCARA robot featuring infinite tool rotation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 1, n. 2, p. 776–783, jul. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/lra.2016.2527064>>. Citado na página 37.

GOUGH, V. Contribution to discussion to papers on research in automobile stability and control and in tire performance. *Proc. of the Automotive Division of the Institute of Mechanical Engineers, 1957*, v. 180, p. 392–394, 1957. Citado 2 vezes na(s) página(s) 18 e 37.

HANSON, M. A.; POWELL, H. C.; FRYSSINGER, R. C.; HUSS, D. S.; ELIAS, W. J.; LACH, J. Teager energy assessment of tremor severity in clinical application of wearable inertial sensors. In: *2007 IEEE/NIH Life Science Systems and Applications Workshop*. IEEE, 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/lssa.2007.4400903>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 25 e 30.

HAUBENBERGER, D.; ABBRUZZESE, G.; BAIN, P. G.; BAJAJ, N.; BENITO-LEÓN, J.; BHATIA, K. P.; DEUSCHL, G.; FORJAZ, M. J.; HALLETT, M.; LOUIS, E. D.; LYONS, K. E.; MESTRE, T. A.; RAETHJEN, J.; STAMELOU, M.; TAN, E.-K.; TESTA, C. M.; ELBLE, R. J. Transducer-based evaluation of tremor. *Movement Disorders*, Wiley, v. 31, n. 9, p. 1327–1336, jun. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mds.26671>>. Citado na página 27.

HERRNSTADT, G.; MCKEOWN, M. J.; MENON, C. Controlling a motorized orthosis to follow elbow volitional movement: tests with individuals with pathological tremor. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Springer Science and Business Media LLC, v. 16, n. 1, fev. 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0484-1>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 17 e 34.

HOLDEN, S. K.; FINSETH, T.; SILLAU, S. H.; BERMAN, B. D. Progression of MDS-UPDRS scores over five years in de novo parkinson disease from the parkinson's progression markers initiative cohort. *Movement Disorders Clinical Practice*, Wiley, v. 5, n. 1, p. 47–53, nov. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/mdc3.12553>>. Citado na página 27.

HUANG, Y.; POOL, D. M.; STROOSMA, O.; CHU, Q. P.; MULDER, M. A review of control schemes for hydraulic stewart platform flight simulator motion systems. In: *AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference*. American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.2514/6.2016-1436>>. Citado na página 37.

IM, E. E.; STEWART, I. J.; MORROW, B. D.; TILLEY, M. A.; HEEGARD, K. D.; ADEN, J. K.; CHUNG, K. K.; COTANT, C. L. Retrospective review of serum creatinine and creatinine-based measures of estimated glomerular filtration rate in an amputee population. *Military Medicine*, Oxford University Press (OUP), v. 177, n. 8, p. 952–956, ago. 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.7205/milmed-d-11-00427>>. Citado na página 30.

JAKOBOVIC, D.; JELENKOVIĆ, L. The forward and inverse kinematics problems for stewart parallel mechanisms. 01 2002. Citado na página 40.

KALMAN, R. E. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering*, ASME International, v. 82, n. 1, p. 35–45, mar. 1960. Disponível em: <<https://doi.org/10.1115/1.3662552>>. Citado na página 69.

KANG, B.; CHU, J.; MILLS, J. Design of high speed planar parallel manipulator and multiple simultaneous specification control. In: *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*. IEEE, 2001. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/robot.2001.933034>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 32 e 66.

KANG, B.; MILLS, J. Dynamic modeling and vibration control of high speed planar parallel manipulator. In: *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the the Next Millennium (Cat. No.01CH37180)*. IEEE, 2001. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/iros.2001.977160>>. Citado na página 32.

KARMAKAR, S.; TURNER, C. J. Forward kinematics solution for a general stewart platform through iteration based simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Springer Science and Business Media LLC, v. 126, n. 1-2, p. 813–825, fev. 2023. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00170-023-11130-9>>. Citado na página 40.

KELLEY, C. R.; KAUFFMAN, J. L. Tremor suppression controller for dielectric elastomer orthosis. In: BAR-COHEN, Y. (Ed.). *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) XX*. SPIE, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1117/12.2296697>>. Citado na página 33.

KOLLER, W.; PAHWA, R.; BUSENBARK, K.; HUBBLE, J.; WILKINSON, S.; LANG, A.; TUIITE, P.; SIME, E.; LAZANO, A.; HAUSER, R.; MALAPIRA, T.; SMITH, D.; TARSY, D.; MIYAWAKI, E.; NORREGAARD, T.; KORMOS, T.; OLANOW, C. W. High-frequency unilateral thalamic stimulation in the treatment of essential and parkinsonian tremor. *Annals of Neurology*, Wiley, v. 42, n. 3, p. 292–299, set. 1997. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/ana.410420304>>. Citado na página 32.

LANA, R.; ÁLVARES, L.; NASCIUTTI-PRUDENTE, C.; GOULART, F.; TEIXEIRA-SALMELA, L.; CARDOSO, F. Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de parkinson através do PDQ-39. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, FapUNIFESP (SciELO), v. 11, n. 5, out. 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/s1413-35552007000500011>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 16 e 23.

LAU, L. M. de; BRETELER, M. M. Epidemiology of parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, Elsevier BV, v. 5, n. 6, p. 525–535, jun. 2006. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(06\)70471-9](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(06)70471-9)>. Citado na página 24.

LEE, J.; KIM, D.; RYOO, H.-Y.; SHIN, B.-S. Sustainable wearables: Wearable technology for enhancing the quality of human life. *Sustainability*, MDPI AG, v. 8, n. 5, p. 466, maio 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/su8050466>>. Citado na página 24.

LEE, J.-Y.; MARTIN-BASTIDA, A.; MURUETA-GOYENA, A.; GABILONDO, I.; CUENCA, N.; PICCINI, P.; JEON, B. Multimodal brain and retinal imaging of dopaminergic degeneration in parkinson disease. *Nature Reviews Neurology*, Springer Science and Business Media LLC, v. 18, n. 4, p. 203–220, fev. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1038/s41582-022-00618-9>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 16 e 23.

LEMOYNE, R.; COROIAN, C.; MASTROIANNI, T. Quantification of parkinson's disease characteristics using wireless accelerometers. In: *2009 ICME International Conference on Complex Medical Engineering*. IEEE, 2009. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/iccme.2009.4906657>>. Citado na página 30.

LIMOUSIN, P.; SPEELMAN, J. D.; GIELEN, F.; JANSSENS, M.; COLLABORATORS study. Multicentre european study of thalamic stimulation in parkinsonian and essential tremor. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, BMJ, v. 66, n. 3, p. 289–296, mar. 1999. Disponível em: <<https://doi.org/10.1136/jnnp.66.3.289>>. Citado na página 32.

LOPEZ, A. P. *Medição do tremor da doença de Parkinson com Smartphone e estimativa das forças de controle para sua atenuação*. S.N. p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas,SP, 2015. Citado na página 33.

LORA-MILLAN, J. S.; DELGADO-OLEAS, G.; BENITO-LEÓN, J.; ROCON, E. A review on wearable technologies for tremor suppression. *Frontiers in Neurology*, v. 12, 8 2021. ISSN 1664-2295. Citado na página 17.

LOUIS, E. D. Diagnosis and management of tremor. *CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 22, n. 4, p. 1143–1158, ago. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1212/con.0000000000000346>>. Citado na página 25.

LU, Y.; LOH, H. T.; BROMBACHER, A. C.; OUDEN, E. den. Accelerated stress testing in a time-driven product development process. *International Journal of Production Economics*, Elsevier BV, v. 67, n. 1, p. 17–26, ago. 2000. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/s0925-5273\(00\)00006-2](https://doi.org/10.1016/s0925-5273(00)00006-2)>. Citado na página 33.

MANTO, M.; TOPPING, M.; SOEDE, M.; SANCHEZ-LACUESTA, J.; HARWIN, W.; PONS, J.; WILLIAMS, J.; SKAARUP, S.; NORMIE, L. Dynamically responsive intervention for tremor suppression. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 22, n. 3, p. 120–132, 2003. Citado na página 17.

MAO, P.; LI, H.; YU, Z. A review of skin-wearable sensors for non-invasive health monitoring applications. *Sensors*, MDPI AG, v. 23, n. 7, p. 3673, mar. 2023. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/s23073673>>. Citado na página 17.

MATSUMOTO, J.; MORROW, D.; KAUFMAN, K.; DAVIS, D.; AHLSSKOG, J.; WALKER, A.; SNEVE, D.; NOSEWORTHY, J.; RODRIGUEZ, M. Surgical therapy for tremor in multiple sclerosis: An evaluation of outcome measures. *Neurology*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 57, n. 10, p. 1876–1882, nov. 2001. Disponível em: <<https://doi.org/10.1212/wnl.57.10.1876>>. Citado na página 27.

MO, J.; PRIEFER, R. Medical devices for tremor suppression: Current status and future directions. *Biosensors*, MDPI AG, v. 11, n. 4, p. 99, mar. 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/bios11040099>>. Citado na página 16.

MOHAPATRA, S.; SRIVASTAVA, R.; KHERA, R. Implementation of a two wheel self-balanced robot using MATLAB simscape multibody. In: *2019 Second International Conference on Advanced Computational and Communication Paradigms (ICACCP)*. IEEE, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/icaccp.2019.8883007>>. Citado na página 54.

NEGRUT, D.; HAUG, E. J.; GERMAN, H. C. *Multibody System Dynamics*, Springer Science and Business Media LLC, v. 9, n. 2, p. 121–142, 2003. Disponível em: <<https://doi.org/10.1023/a:1022506312444>>. Citado na página 52.

NEVEEN, S. A. Mesenchymal stem cell based therapy for parkinson's disease. *International Journal of Stem Cell Research & Therapy*, ClinMed International Library, v. 6, n. 1, set.

2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.23937/2469-570x/1410062>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 10 e 23.

NEVES, L. F. B.; SILVA, D. F. da. Influência da estimulação cerebral profunda na doença de parkinson. *Brazilian Journal of Health Review*, South Florida Publishing LLC, v. 5, n. 6, p. 23120–23130, nov. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.34119/bjhrv5n6-105>>. Citado na página 16.

NOSKIEVIC, P.; WALICA, D. Design and realisation of the simulation model of the stewart platform using the MATLAB-simulink and the Simscape multibody library. In: *2020 21th International Carpathian Control Conference (ICCC)*. IEEE, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/iccc49264.2020.9257249>>. Citado na página 54.

OERTEL, M. F.; SCHÜPBACH, W. M. M.; GHIKA, J.-A.; STIEGLITZ, L. H.; FIECHTER, M.; KAELIN-LANG, A.; RAABE, A.; POLLO, C. Combined thalamic and subthalamic deep brain stimulation for tremor-dominant parkinson's disease. *Acta Neurochirurgica*, Springer Science and Business Media LLC, v. 159, n. 2, p. 265–269, dez. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00701-016-3044-5>>. Citado na página 32.

OMARKULOV, N.; TELEGENOV, K.; ZEINULLIN, M.; TURSUNBEK, I.; SHINTEMIROV, A. Preliminary mechanical design of NU-wrist: A 3-DOF self-aligning wrist rehabilitation robot. In: *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*. IEEE, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/biorob.2016.7523753>>. Citado 5 vezes na(s) página(s) 10, 17, 30, 31 e 65.

ORLANDEA, N. V. Multibody systems history of ADAMS. *Journal of Computational and Nonlinear Dynamics*, ASME International, v. 11, n. 6, ago. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1115/1.4034296>>. Citado na página 54.

PAN, D.; DHALL, R.; LIEBERMAN, A.; PETITTI, D. B. A mobile cloud-based parkinson's disease assessment system for home-based monitoring. *JMIR mHealth and uHealth*, JMIR Publications Inc., v. 3, n. 1, p. e29, mar. 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.2196/mhealth.3956>>. Citado na página 29.

PANDILOV, Z.; DUKOVSKI, V. Comparison of the characteristics between serial and parallel robots. *Acta Technica Corviniensis-Bulletin of Engineering*, v. 7, n. 1, 2014. Citado 3 vezes na(s) página(s) 10, 36 e 37.

PARK, S.; JAYARAMAN, S. Enhancing the quality of life through wearable technology. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 22, n. 3, p. 41–48, maio 2003. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/memb.2003.1213625>>. Citado na página 24.

PATEL, S.; PARK, H.; BONATO, P.; CHAN, L.; RODGERS, M. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Springer Science and Business Media LLC, v. 9, n. 1, abr. 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-21>>. Citado na página 30.

PATEL, V.; KRISHNAN, S.; GONCALVES, A.; GOLDBERG, K. *SPRK: A Low-Cost Stewart Platform For Motion Study In Surgical Robotics*. arXiv, 2017. Disponível em: <<https://arxiv.org/abs/1712.02923>>. Citado na página 32.

PATEL, V.; KRISHNAN, S.; GONCALVES, A.; GOLDBERG, K. SPRK: A low-cost stewart platform for motion study in surgical robotics. In: *2018 International Symposium on Medical Robotics (ISMR)*. IEEE, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/ismr.2018.8333300>>. Citado na página 37.

PAVEI, G.; SALIS, F.; CEREATTI, A.; BERGAMINI, E. Body center of mass trajectory and mechanical energy using inertial sensors: a feasible stride? *Gait & Posture*, Elsevier BV, v. 80, p. 199–205, jul. 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.04.012>>. Citado na página 30.

PEHLIVAN, A. U.; LEE, S.; O'MALLEY, M. K. Mechanical design of RiceWrist-s: A forearm-wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitation. In: *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. IEEE, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/biorob.2012.6290912>>. Citado na página 31.

PETR, N.; DOMINIK, W. Investigation of the stewart platform workspace using MATLAB-simulink and Simscape multibody library. In: *2020 21st International Conference on Research and Education in Mechatronics (REM)*. IEEE, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/rem49740.2020.9313930>>. Citado na página 67.

REINERTSEN, D. G. *Managing the design factory*. New York, NY: Free Press, 1998. Citado na página 34.

ROCON, E.; BELDA-LOIS, J. M.; RUIZ, A. F.; MANTO, M.; MORENO, J. C.; PONS, J. L. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 15, n. 3, p. 367–378, set. 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/tnsre.2007.903917>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 17 e 34.

ROCON, E.; BELDA-LOIS, J. M.; RUIZ, A. F.; MANTO, M.; MORENO, J. C.; PONS, J. L. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 15, n. 3, p. 367–378, set. 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/tnsre.2007.903917>>. Citado na página 33.

SABRA, A. F.; HALLETT, M. Action tremor with alternating activity in antagonist muscles. *Neurology*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 34, n. 2, p. 151–151, fev. 1984. Disponível em: <<https://doi.org/10.1212/wnl.34.2.151>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 17 e 26.

SAMA, A.; PEREZ-LOPEZ, C.; ROMAGOSA, J.; RODRIGUEZ-MARTIN, D.; CATALA, A.; CABESTANY, J.; PEREZ-MARTINEZ, D. A.; RODRIGUEZ-MOLINERO, A. Dyskinesia and motor state detection in parkinson's disease patients with a single movement sensor. In: *2012*

*Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/embc.2012.6346150>>. Citado na página 30.

SCHIEHLEN, W. (Ed.). *Multibody Systems Handbook*. Berlin, Germany: Springer, 2012. Citado na página 54.

SCHUURMAN, P. R.; BOSCH, D. A.; BOSSUYT, P. M.; BONSEL, G. J.; SOMEREN, E. J. van; BIE, R. M. de; MERKUS, M. P.; SPEELMAN, J. D. A comparison of continuous thalamic stimulation and thalamotomy for suppression of severe tremor. *New England Journal of Medicine*, Massachusetts Medical Society, v. 342, n. 7, p. 461–468, fev. 2000. Disponível em: <<https://doi.org/10.1056/nejm200002173420703>>. Citado na página 32.

SHABANA, A. *Dynamics of Multibody Systems*. Cambridge University Press, 2020. (Dynamics of Multibody Systems). ISBN 9781108485647. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=loHCDwAAQBAJ>>. Citado 5 vezes na(s) página(s) 11, 50, 51, 52 e 53.

SIBLEY, K.; GIRGES, C.; CANDELARIO, J.; MILABO, C.; SALAZAR, M.; ESPERIDA, J. O.; DUSHIN, Y.; LIMOUSIN, P.; FOLTYNIE, T. An evaluation of KELVIN, an artificial intelligence platform, as an objective assessment of the MDS UPDRS part III. *Journal of Parkinson's Disease*, IOS Press, v. 12, n. 7, p. 2223–2233, out. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.3233/jpd-223493>>. Citado na página 27.

SPAGNOL, G. P.; PUPO, A. C. D.; SANTOS, J. A. da S.; PINHEIRO, S. M.; CAVEDO, R. M.; SILVA, L. L. R.; BORTOLINI, G. G.; PIRES, J. G. P. Principais condutas terapêuticas da farmacologia, fitoterapia e neurocirurgia utilizadas na doença de parkinson: Uma revisão da literatura / main therapeutic conduct of pharmacology, phytotherapy and neurosurgery used in parkinson's disease: A literature review. *Brazilian Journal of Health Review*, Brazilian Journal of Health Review, v. 3, n. 5, p. 12535–12553, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.34119/bjhrv3n5-095>>. Citado na página 16.

SPENCER, S. J.; KLEIN, J.; MINAKATA, K.; LE, V.; BOBROW, J. E.; REINKENSMeyer, D. J. A low cost parallel robot and trajectory optimization method for wrist and forearm rehabilitation using the wii. In: *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. IEEE, 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/biorob.2008.4762902>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 31 e 66.

SRIVANITCHAPOOM, P.; PITAKPATAPEE, Y.; SUENGTAWORN, A. Parkinsonian syndromes: A review. *Neurology India*, Medknow, v. 66, n. 7, p. 15, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.4103/0028-3886.226459>>. Citado na página 25.

STEWART, D. A platform with six degrees of freedom. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, SAGE Publications, v. 180, n. 1, p. 371–386, jun. 1965. Disponível em: <[https://doi.org/10.1243/pime\\_proc\\_1965\\_180\\_029\\_02](https://doi.org/10.1243/pime_proc_1965_180_029_02)>. Citado 3 vezes na(s) página(s) 18, 37 e 38.

SZUFNAROWSKI, F. Stewart platform with fixed rotary actuators: a low cost design study. *Advances in medical Robotics*, n. 4, 2013. Citado 3 vezes na(s) página(s) 10, 38 e 57.

TANG, X. An overview of the development for cable-driven parallel manipulator. *Advances in Mechanical Engineering*, SAGE Publications, v. 6, p. 823028, jan. 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1155/2014/823028>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 10 e 36.

TSAI, L.-W. *Robot analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. Nashville, TN: John Wiley & Sons, 1999. Citado na página 32.

TUNC, L. T.; SHAW, J. Investigation of the effects of stewart platform-type industrial robot on stability of robotic milling. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Springer Science and Business Media LLC, v. 87, n. 1-4, p. 189–199, fev. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00170-016-8420-z>>. Citado na página 37.

TUNDIS, A.; BUFFONI, L.; FRITZSON, P.; GARRO, A. Model-based dependability analysis of physical systems with modelica. *Modelling and Simulation in Engineering*, Hindawi Limited, v. 2017, p. 1–15, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1155/2017/1578043>>. Citado na página 54.

UCHIYAMA, M. Structures and characteristics of parallel manipulators. *Advanced Robotics*, Informa UK Limited, v. 8, n. 6, p. 545–557, jan. 1993. Disponível em: <<https://doi.org/10.1163/156855394x00248>>. Citado na página 32.

VIEIRA, S. Tremores. *Revista Portuguesa de Medicina Geral e Familiar*, v. 21, n. 1, p. 61–7, Jan. 2005. Disponível em: <<https://www.rpmgf.pt/ojs/index.php/rpmgf/article/view/10109>>. Citado na página 25.

WANG, Y. A direct numerical solution to forward kinematics of general stewart–gough platforms. *Robotica*, Cambridge University Press (CUP), v. 25, n. 1, p. 121–128, set. 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1017/s0263574706003080>>. Citado na página 40.

WANJALE, K.; NAGAPURKAR, M.; KALDATE, P.; KUMBHAR, O.; BALA, S. Artificial neural network to prescient the severity of parkinson’s disease. In: *2020 4th International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS)*. IEEE, 2020. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/iciccs48265.2020.9121087>>. Citado na página 27.

YANG, H.; SHEN, Y.; ZHUANG, W.; GAO, C.; DAI, D.; ZHANG, W. A smart wearable ring device for sensing hand tremor of parkinson’s patients. *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, Computers, Materials and Continua (Tech Science Press), v. 126, n. 3, p. 1217–1238, 2021. Disponível em: <<https://doi.org/10.32604/cmes.2021.014558>>. Citado na página 30.

ZHANG, H.; ZHANG, R.; ZANONI, A.; MASARATI, P. Performance of implicit a-stable time integration methods for multibody system dynamics. *Multibody System Dynamics*, Springer Science and Business Media LLC, v. 54, n. 3, p. 263–301, jan. 2022. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s11044-021-09806-9>>. Citado na página 52.

ZHOU, Y.; NAISH, M. D.; JENKINS, M. E.; TREJOS, A. L. Design and validation of a novel mechatronic transmission system for a wearable tremor suppression device. *Robotics*

---

*and Autonomous Systems*, Elsevier BV, v. 91, p. 38–48, maio 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.robot.2016.12.009>>. Citado 2 vezes na(s) página(s) 17 e 34.