

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

Development of a simulation system for hand tremors caused by Parkinson's Disease, aiming to replace patients in tests with suppression wearable devices

DOI:10.34119/bjhrv6n4-252

Recebimento dos originais: 10/07/2023

Aceitação para publicação: 08/08/2023

Jair Fajardo Junior

Doutorando em Engenharia Elétrica

Instituição: Instituto Federal do Paraná (IFPR), Universidade Estadual de Londrina (UEL)

Endereço: Rodovia Celso Garcia Cid, PR-445, Km 380, Campus Universitário,

Londrina - PR, CEP: 86057-970

E-mail: jairfajardojr@gmail.com

Leonimer Flávio de Melo

Doutor em Engenharia Mecânica

Instituição: Universidade Estadual de Londrina (UEL)

Endereço: Rodovia Celso Garcia Cid, PR-445, Km 380, Campus Universitário,

Londrina - PR, CEP: 86057-970

E-mail: leonimer@uel.br

RESUMO

A Doença de Parkinson (DP) é uma enfermidade que afeta milhares de pessoas em todo o mundo e caracterizada por ser neurodegenerativa progressiva que afeta o sistema nervoso central. Frequentemente, pessoas com DP sofrem com sintomas relacionados a apatia, depressão, constipação, desordem no sono, perda do olfato e problemas de cognição. No entanto, a doença é mais conhecida pelas implicações ao sistema motor, resultando em movimentos involuntários conhecidos como tremores. A existência destes tremores afeta profundamente os portadores da doença, causando dificuldades motoras e muitas vezes, até as inibem do convívio social. Buscando uma solução não intrusiva, existem trabalhos que realizam a aquisição de dados característicos dos tremores utilizando MEMS, câmeras de vídeo, tecnologias vestíveis, os quais se propõem a identificar padrões nos tremores ou ainda, desenvolver sistemas que façam a supressão dos movimentos involuntários por meio de atuadores posicionados em juntas específicas como o punho e o cotovelo. Assim, com base nos dados já existentes em artigos e na literatura, iniciou-se o desenvolvimento de um sistema mecatrônico baseado na plataforma Stewart, que simule de forma satisfatória os movimentos de tremor de repouso nas mãos causados pela doença de Parkinson. Neste trabalho, primeiramente foi implementado 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 tais movimentos. A estrutura da plataforma foi desenhada em ambiente CAD no software Solidworks® e posteriormente, o modelo foi exportado para o software Matlab® utilizando o ambiente do Simulink e a Biblioteca Simscape Multibody, possibilitando estudos do espaço de trabalho, resposta dos motores ao estímulo em uma faixa de frequência de tremores, bem como o torque fornecido pelos motores. 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. Durante a realização dos testes, considerando a configuração do simulador utilizada, a plataforma executou os tremores senoidais de 1Hz a 9Hz com coeficiente de correlação de Pearson acima de 0,9. Os resultados demonstram que a plataforma simulada possui capacidade de representação dos tremores de repouso da DP em todos os movimentos do punho. Essa implementação pode ajudar na comparação entre técnicas de supressão, substituir ou reduzir a participação de pacientes em testes de dispositivos supressores e auxiliar no desenvolvimento de novas tecnologias menos invasivas aos pacientes.

Palavras-chave: Doença de Parkinson, modelagem de sistemas, plataforma stewart, simulação de tremores, tecnologias assistivas.

ABSTRACT

Parkinson's disease (PD) is a disease that affects thousands of people worldwide and is characterized by being a progressive neurodegenerative disease that affects the central nervous system. Often, people with PD suffer from symptoms related to apathy, depression, constipation, sleep disorder, loss of smell and cognition problems. However, the disease is best known for its implications for the motor system, resulting in involuntary movements known as tremors. The existence of these tremors profoundly affects those with the disease, causing motor difficulties and often even inhibiting them from socializing. Seeking a non-intrusive solution, there are works that perform the acquisition of characteristic data of the tremors using MEMS, video cameras, wearable technologies, which propose to identify patterns in the tremors or even develop systems that suppress involuntary movements by means of actuators positioned in specific joints such as the wrist and elbow. Thus, based on existing data in articles and literature, the development of a mechatronic system based on the Stewart platform was initiated, which satisfactorily simulates the resting tremor movements in the hands caused by Parkinson's disease. In this work, a simulator was first implemented in a computational environment based on the kinematic and dynamic model of the Stewart platform, to perform tests and evaluate whether the robotic mechanism is capable of replicating such movements. The structure of the platform was designed in CAD environment in Solidworks® software and later, the model was exported to Matlab® software using the Simulink environment and the Simscape Multibody Library, enabling studies of the workspace, response of the motors to the stimulus in a frequency range of tremors, as well as the torque provided by the motors. This study precedes the construction of a real platform, being important to evaluate how the kinematics and dynamics of the movements work during execution. The system aims to perform preliminary tests with tremor without the need for the presence of the patient, allowing the simulation of the evolution of Parkinson's disease, variations in tremor movements, both in their shape and amplitude, as well as in the frequency spectrum. During the tests, considering the simulator configuration used, the platform performed the sinusoidal tremors from 1Hz to 9Hz with Pearson's correlation coefficient above 0.9. The results demonstrate that the simulated platform has the capacity to represent PD resting tremors in all wrist movements. This implementation may help in the comparison between suppression techniques, replace or reduce patient participation in suppressive device testing, and assist in the development of new technologies that are less invasive to patients.

Keywords: Parkinson's disease, systems modeling, stewart platform, tremor simulation, assistive technologies.

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 em 2030, 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 e 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).

Em relação a esta última solução e considerando que as inovações na área da saúde ocorrem de forma concomitante aos avanços na microeletrônica, a miniaturização de sensores e atuadores, com menor consumo energético viabilizaram o surgimento de pesquisas com dispositivos vestíveis aplicados em tecnologias assistivas, possibilitando a implementação de sistemas compactos, leves e eficientes, permitindo que dispositivos de alta precisão sejam alocados junto ao corpo do paciente com o mínimo de interferência em seu cotidiano, seja por sistemas de monitoramento ou por dispositivos mistos (com sensores e atuadores) (IQBAL et al., 2021). No caso dos sintomas dos tremores, com o uso de microsensores e microatuadores, é possível, por meio de algoritmos específicos, identificar e suprimir os tremores patológicos de forma ativa, sem interferir no movimento no qual o paciente objetiva realizar (LORA-MILLAN et al., 2021).

Os dispositivos vestíveis podem ser em formato de luva (ZHOU et al., 2018) (AWANTHA et al., 2020), em formato de acessórios como os relógios e pulseiras (TABACOF et al., 2021) ou ainda em formato de exoesqueleto (ROCON et al., 2005), sendo necessário além da pesquisa e desenvolvimento, a realização de muitos testes para garantir a plenitude dos resultados esperados, sendo comum que testes sejam realizados em pacientes, por serem o foco e objetivo dos estudos.

No trabalho de Lora-Millan et al. (2021), se traz uma revisão de 27 trabalhos de dispositivos vestíveis aplicados especificamente na supressão de tremores patológicos, demonstrando que dentre o número total de trabalhos revisados, apenas 7 (26%) utilizaram dispositivos mecânicos que simulam os tremores para validação dos seus dados, os outros 20 (74%) trabalhos utilizaram pacientes para a realização de testes. Considerando que o uso de pacientes em etapas de testes envolve diversas questões éticas, aprovações por comitês, estrutura técnica para recepção, restrições, regulamentações, a disponibilidade de voluntários, fica o questionamento da motivação do uso de pacientes em testes, levando em conta que é possível validar os dados por meio de equipamentos mecânicos.

Uma das hipóteses levantadas por este trabalho refere-se à qualidade dos testes. Os dispositivos de simulação eletromecânicos utilizados nos 7 trabalhos evidenciados no artigo, são capazes de representar apenas 1 grau de liberdade (DOF), ou seja, dentre todos os movimentos que o punho é capaz de realizar, adução, abdução, flexão, pronação, supinação e extensão (OMARKULOV et al., 2016), estes sistemas são capazes de representar apenas dois

dos seis movimentos existentes, ou seja, a indisponibilidade de um dispositivo que seja capaz de reproduzir toda a complexidade dos tremores pode ser um dos fatores motivadores do uso de seres humanos em testes para dispositivos vestíveis aplicados à supressão de tremores.

Tendo isso em mente, este trabalho deu início ao desenvolvimento de uma plataforma robótica capaz de simular todos os movimentos do punho, possibilitando uma representação dos tremores da DP de forma mais completa e semelhante à real. O primeiro passo desta implementação visa a criação de um simulador que avalie o comportamento cinemático e dinâmico do sistema, antes de sua implementação física. Com o simulador é possível demonstrar de forma virtual, características como: o seu espaço de trabalho (alcance e limitações), as forças envolvidas em cada movimento, a capacidade do mecanismo em realizar movimentos de tremores com variabilidade na frequência, amplitude e posicionamento no espaço tridimensional, considerando ainda suas dimensões construtivas, estrutura mecânica, materiais utilizados e especificações do modelo dos motores utilizados, sendo possível encontrar os requisitos ótimos para o desenvolvimento do protótipo físico final. Esta previsibilidade permite que o projeto seja executado de forma mais assertiva e eficiente, reduzindo custos por possíveis erros de projeto.

Futuramente, após o desenvolvimento de uma plataforma robótica real, espera-se que seja possível acelerar o desenvolvimento de novas tecnologias vestíveis com a temática de supressão de tremores, seja reduzindo ou até mesmo excluindo a exposição dos pacientes aos testes, sem prejudicar o desenvolvimento de futuras tecnologias. Neste momento, este trabalho restringiu-se aos movimentos do punho, apesar de já estar em andamento os estudos da possibilidade de simulação dos movimentos de outros membros, tais como cabeça e pés.

1.1 TIPOS DE TREMORES

As características dos tremores patológicos em geral já são bem conhecidas em estudos, 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 (LOUIS, 2019).

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 4,5Hz a 12Hz (SABRA; HALLETT, 1984).

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 (ABBOUD; AHMED; FERNANDEZ, 2011).

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 4Hz a 6 Hz podendo chegar até 9Hz em alguns casos (DEUSCHL; PAPENGUT; HELLRIEGEL, 2012). A amplitude do tremor do tremor de repouso é relativamente baixa, que pode variar de alguns milímetros a alguns centímetros, 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 doença de Parkinson, mas a amplitude do tremor pode variar muito entre pacientes e pode ser afetada pelo tratamento. A amplitude dos tremores pode ser medida 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.

Este trabalho se dedicou, a princípio, na representação do tremor de repouso da DP, com frequências entre 4Hz a 6Hz, demonstrado a capacidade da plataforma em representar sinais de tremor em frequências de 1Hz a 12Hz, sempre considerando o estresse máximo do mecanismo. No próximo capítulo será detalhada a metodologia de desenvolvimento do mecanismo robótico

e no capítulo de Resultados e Discussões será demonstrado os gráficos com os resultados das execuções dos tremores na plataforma.

2 METODOLOGIA

Com o intuito contribuir com avanços na área da saúde, neste trabalho multidisciplinar, será necessário ampliar alguns conceitos de engenharia, demonstrando metodologicamente a forma com que este trabalho foi desenvolvido e consegue atingir o seu objetivo principal no auxílio aos pacientes portadores da Doença de Parkinson, seja contribuindo com o surgimento de novas tecnologias ou substituindo os próprios pacientes em testes físicos.

Neste trabalho foi desenvolvido um simulador mecanismo robótico capaz de realizar os movimentos do punho, desta forma, optou-se por utilizar um modelo baseado na Plataforma Stewart na qual será detalhada com maior profundidade posteriormente. Primeiramente a plataforma foi projetada em ambiente de desenho CAD (*Computer Aided Design*) utilizando o software Solidworks® e seu projeto exportado por meio de uma extensão para o software de simulação Matlab® onde foi gerado o modelo para o ambiente Simulink utilizando a biblioteca Simscape Multibody. Nos próximos tópicos será demonstrado em detalhes cada etapa de desenvolvimento.

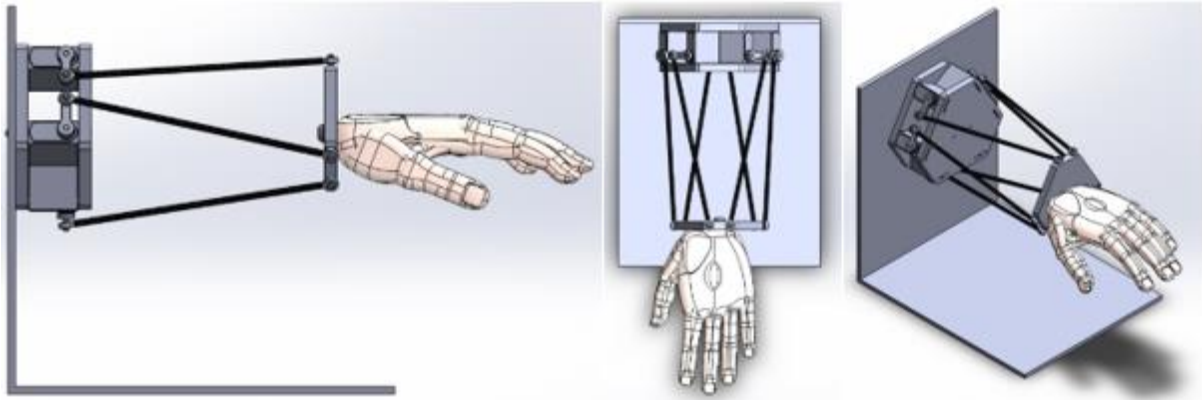
2.1 A PLATAFORMA STEWART

Proposta por Stewart em 1965 (STEWART, 1965) está plataforma é basicamente um manipulador paralelo de 6 graus de liberdade (DOF), onde existem algumas variantes construtivas em relação ao seu formato e configuração do atuador utilizado (SZUFNAROWSKI, 2013). Neste trabalho, a Plataforma Stewart possui formato hexagonal, sua estrutura é constituída por uma plataforma inferior, seis atuadores rotacionais independentes 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 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 serão apresentados com mais detalhes posteriormente na seção de resultados.

A combinação dos movimentos dos atuadores permite movimentos lineares (x, y e z) e rotacionais (arfagem, rolagem e guinada). Esse manipulador em cadeia fechada (atuadores paralelos) possui algumas vantagens quando comparado a manipuladores em cadeia aberta (atuadores seriais), como alta rigidez estrutural, alta precisão de movimento, velocidade,

aceleração e alta capacidade de carga em relação ao torque relativo necessário pelo motor. Essas razões tornam a Plataforma Stewart excelente para movimentos de alta precisão em geral (FURQAN; SUHAIB; AHMAD, 2017b) (KANG; CHU; MILLS, 2001) (TSAI, 1999).

Figura 1 - Vista da configuração da Plataforma Stewart em diferentes perspectivas com uma ferramenta em formato de mão humana acoplada. Imagem extraída do software de desenho CAD Solidworks®.



Fonte: Autores

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 e implicam em sua movimentação, de acordo com os materiais, a sua densidade, massa, centro de massa, etc, podendo causar erro de posicionamento ou variações indesejáveis na velocidade e aceleração (FURQAN; SUHAIB; AHMAD, 2017a). Este modelo descritivo e representativo pode ser estruturado de forma matemática. Os métodos mais populares de implementação matemática são os métodos de Newton-Euler, onde são considerados os centros de massa, componentes em equilíbrio, forças internas e externas (DASGUPTA; MRUTHYUNJAYA, 1998) e Lagrange, onde são avaliadas a diferença entre as energias potenciais e cinéticas envolvidas no modelo (BINGUL; KARAH, 2012). Ambos conseguem representar bem o comportamento dos dispositivos robóticos de cadeia fechada apesar que apresentarem características diferentes em termos de representação e complexidade computacional.

Neste trabalho optou-se pelo modelo de simulação da Plataforma Stewart utilizando o método de Sistemas Multicorpos, onde o estudo é feito majoritariamente de forma gráfica, no entanto cada corpo possui uma modelagem própria, sendo os blocos unidos por meio de juntas e ligamentos estruturados com base em um modelo CAD tridimensional desenvolvido. Desta forma, este método implementa de forma intuitiva, o modelo cinemático direto e o modelo dinâmico, restando apenas a implementação da cinemática inversa (SHABANA, 2020).

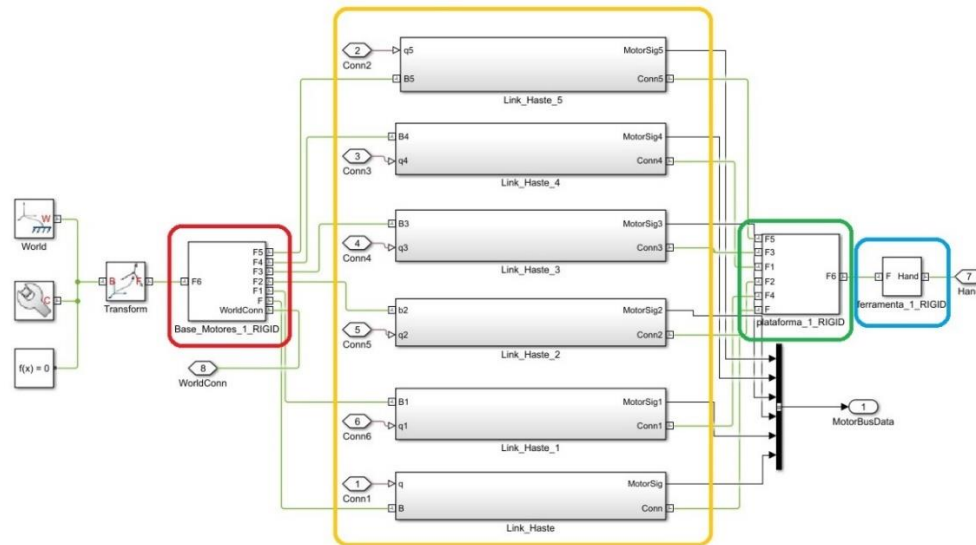
3 CINEMÁTICA DIRETA E O MODELO DINÂMICO

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, como visto na figura 1. 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 às outras e é feita a primeira avaliação de compatibilidade entre os componentes. 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.

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 CAD 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 2 - Modelo gráfico utilizado na modelagem da Plataforma Stewart por meio de sistemas multicorpos. 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.



Fonte: Autores

O primeiro modelo entregue pelo plugin de forma automática consta em um arquivo ‘*.xml’ com uma pré-montagem desorganizada e que carece de uma revisão para verificar eventuais falhas ocorridas no momento da montagem. Porém, ele realiza a tarefa de interconexões entre blocos e integrando todas as juntas ao modelo completo. Na figura 2 é possível visualizar o modelo de simulação da plataforma, agora organizado e funcional, 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 da interligação dos blocos o modelo é exportado com um arquivo de extensão ‘*.m’ onde consta estruturas de dados que formam as tabelas características de sistemas multicorpos, incluindo as características dos 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.

4 CINEMÁTICA INVERSA

Para que o modelo no Sistema Multicorpos seja efetivo e execute os movimentos, é necessário conhecer a posição Δ_i de cada atuador rotacional e também as coordenadas dos pontos de ancoragem B_i relacionados à plataforma base e P_i relacionados à plataforma móvel. Para determinar esse requisito, é necessário implementar a cinemática inversa do manipulador com base nas informações construtivas de ambas as plataformas.

Considerando as origens $O_b = [x_b, y_b, z_b]^T$ e $O_p = [x_p, y_p, z_p, \phi, \varphi, \psi]^T$ das plataformas, para determinar a posição espacial dos pontos de ancoragem da plataforma inferior, a equação definida por:

$$B_i = \begin{bmatrix} r_b \cos(\lambda_i) \\ r_b \sen(\lambda_i) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

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

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

De forma similar pode-se encontrar os pontos de ancoragem da plataforma móvel por meio da equação a seguir, baseado nos dados das especificações definidas do modelo.

$$P_i = \begin{bmatrix} r_p \cos(\vartheta_i) \\ r_p \sen(\vartheta_i) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

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

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

Considerando que o movimento de cada atuador influencia na posição final da plataforma, é necessário calcular a orientação relativa entre os sistemas de coordenadas por meio da multiplicação entre as matrizes de transformação.

$${}^P R_B = R_z(\psi) \cdot R_y(\phi) \cdot R_x(\varphi) \quad (3)$$

Onde:

$${}^P R_B = \begin{bmatrix} C_\psi C_\phi & C_\psi S_\phi S_\varphi + C_\varphi S_\psi & C_\varphi S_\psi - C_\varphi C_\psi S_\phi \\ -C_\phi S_\psi & C_\phi C_\psi - S_\varphi S_\phi S_\psi & C_\psi S_\varphi + C_\varphi S_\phi S_\psi \\ S_\phi & -S_\varphi C_\phi & C_\varphi C_\phi \end{bmatrix},$$

assim, para determinar a extensão do vetor l_i aplica-se a equação x:

$$l_i = T + {}^P R_B \cdot p_i - b_i \tag{4}$$

O vetor T é a representação da tradução da origem O_b na plataforma base para a origem O_p na plataforma móvel, onde $T = (tx, ty, tz)$ em \mathbb{R}^3 . Os pontos de ancoragem são representados pelos vetores b_i e p_i . O vetor l_i representa a extensão de um atuador prismático, ou seja, seu deslocamento ocorre de forma linear, a fim de aumentar sua extensão. No entanto, neste trabalho foram utilizados atuadores rotacionais, portanto, foi necessário converter a magnitude da extensão l_i para o equivalente em graus de rotação Δ_i . A conversão pode ser representada por:

$$\Delta_i = \arcsen\left(\frac{\pm c_i}{\sqrt{(a_i^2 + b_i^2)}}\right) - \arctan\left(\frac{b_i}{a_i}\right) \tag{5}$$

Considerando,

$$a_i = 2R_m(z_{pi} - z_i) \tag{6}$$

$$b_i = 2R_m[\text{sen}(\gamma_i)(x_{pi} - x_i) - \text{cos}(\gamma_i)(y_{pi} - y_i)] \tag{7}$$

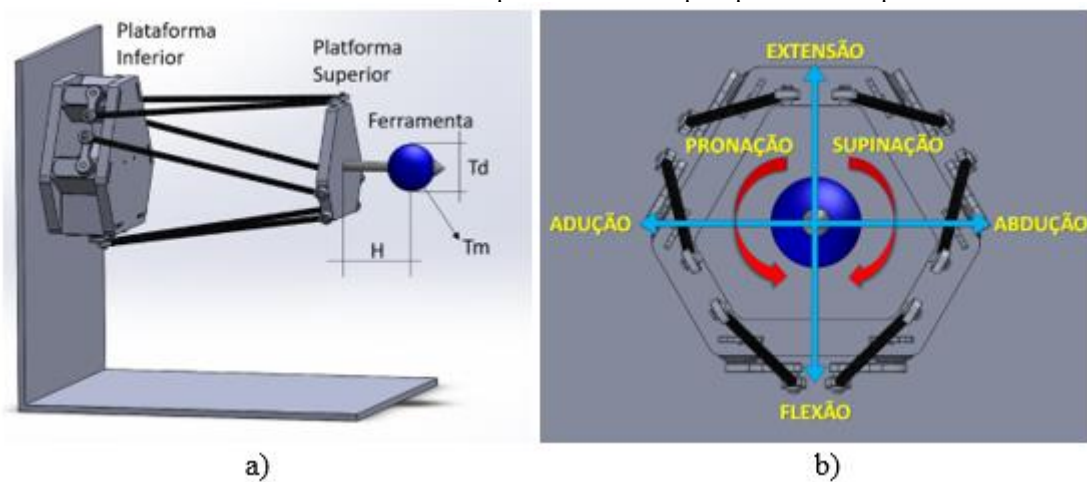
$$c_i = |L_i|^2 - D^2 + R_m^2 \tag{8}$$

Assim é possível determinar a posição e orientação desejada da plataforma móvel se todas as juntas obtiverem uma solução real para todo “i”, permitindo a completa substituição de todos os motores lineares em motores rotacionais.

5 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. Neste trabalho, a ferramenta demonstrada na figura 1 foi simplificada, sendo agora uma haste acoplada a uma massa esférica simulando o peso da mão humana e está representada na figura 3a. Sua forma e massa dependerão das necessidades de cada projeto, sendo possível adicionar sensores para avaliar o movimento. As especificações e formato da ferramenta irão depender exclusivamente da aplicação em cada projeto. Todos os materiais utilizados na composição da plataforma são leves e inflexíveis.

Figura 3 - a) Dimensões da ferramenta acoplada utilizada nos testes. b) Visão frontal do mecanismo demonstrando os movimentos do punho realizados pela plataforma superior.



Fonte: Autores

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 arfagem, rolagem e guinada serão análogos aos de abdução/adução (EX/FL), supinação/pronação (SU/PR) e extensão/flexão (AB/AD) realizados pelo punho respectivamente.

Tabela 1 - Descrição dos parâmetros da plataforma utilizada no simulador.

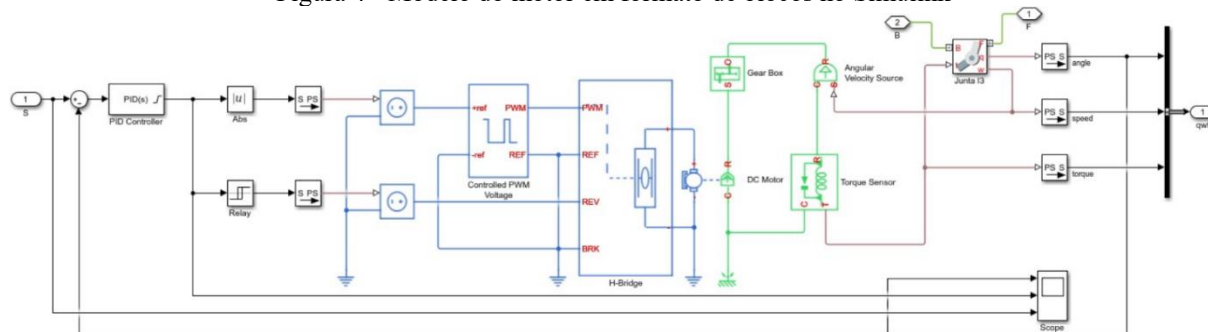
Parâmetros da Plataforma Stewart	
Componentes	Valor
Hastes do motor	6,26g
Haste da plataforma	37,14g
Plataforma móvel/superior	95,24g
Haste da ferramenta	(desconsiderado)
Esfera da ferramenta	450g

Fonte: Autores

6 ESPECIFICAÇÕES DO MOTOR E CONTROLE

O ambiente de simulação permite a avaliação em dois modelos, um composto por um motor ideal e outro por um modelo de motor de corrente contínua (CC). Com o primeiro, 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. Este estudo é 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.

Figura 4 - Modelo do motor em formato de blocos no Simulink

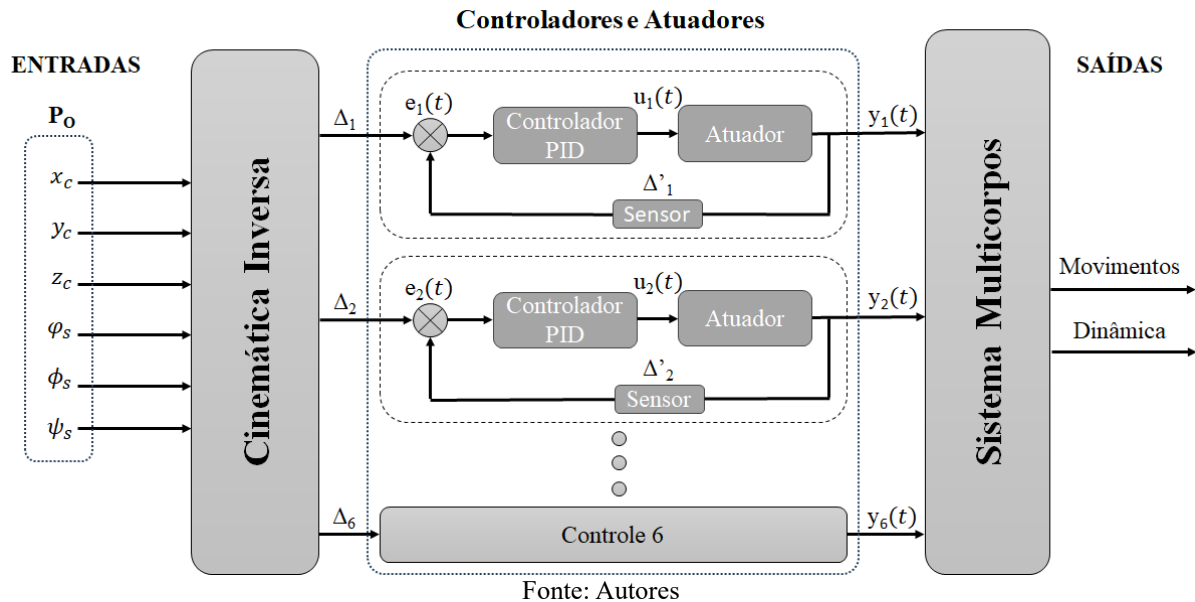


Fonte: Autores

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 CC. Para este estudo de caso, foi considerado o uso de motores CC, conforme mostra a figura 4. Para a sua simulação foram utilizados parâmetros genéricos de um motor CC 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

efetuador baseado na posição requerida (*setpoint*) em comparação com a posição atual do motor Δ_i .

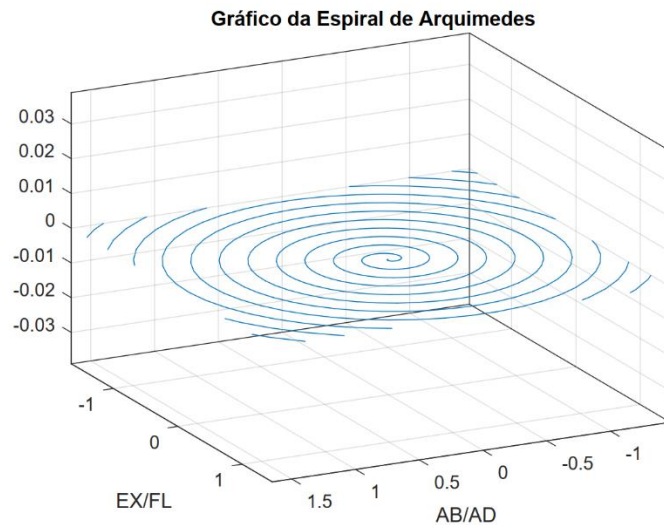
Figura 5 - Configuração geral do sistema de simulação da Plataforma Stewart.



7 AVALIAÇÃO DO ESPAÇO DE TRABALHO

O estudo do espaço de trabalho da Plataforma Stewart pode ser dividido 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; CHU; MILLS, 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.

Figura 6 - Representação gráfica da Espiral de Arquimedes utilizada como entrada nos movimentos EX/FL e AB/AD no simulador.

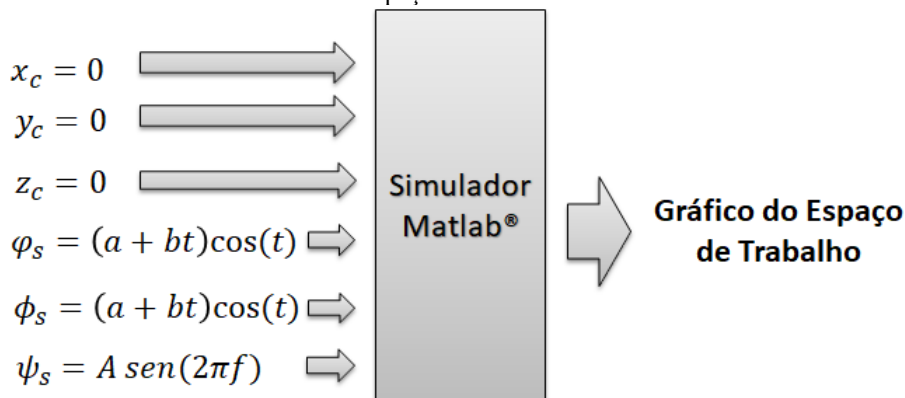


Fonte: Autores

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 que a plataforma percorra todo o espaço de trabalho esférico, foi utilizada a função da Espiral de Arquimedes utilizada nas estradas φ_s e ϕ_s e ilustradas na figura 6.

Figura 7 - Representação das informações de entrada no simulador para a geração dos gráficos de avaliação do espaço de trabalho.



Fonte: Autores

A entrada representada na figura 7, foi utilizada como base para o estudo do espaço de trabalho e foi aplicada na realização de movimentos esféricos, tendo em vista as possibilidades de movimentos no punho. 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_c', 'y_c' e 'z_c', nesta avaliação, foram considerados constantes.

A cada novo ponto único gerado pela espiral, 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 entrada ' ψ_s ' da figura 7. 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, pode ser visualizado na figura 8a. 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 3a.

8 AVALIAÇÃO DA REPRESENTAÇÃO DOS TREMORES

Além do estudo do espaço de trabalho, será necessário para entender os limites físicos da plataforma, a 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.

Existe uma grande infinidade de variáveis nas quais são passíveis de alterações e análises comportamentais como, as dimensões e 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, nestes testes serão exemplificadas apenas algumas das possibilidades de estudos.

Outra métrica utilizada com o fim de identificar a capacidade da plataforma e de conseguir reproduzir os sinais de entrada, é o uso do Coeficiente de Correlação de Pearson (MUKAKA, 2012). A correlação de Pearson é uma medida 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 a seguir no qual permite calcular o coeficiente entre os dois conjuntos de dados:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{n \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (9)$$

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, 'x̄' e 'ȳ' faz referência as médias, 'n' é o número de elementos de dados e por fim, σ_x e σ_y são os desvios padrão.

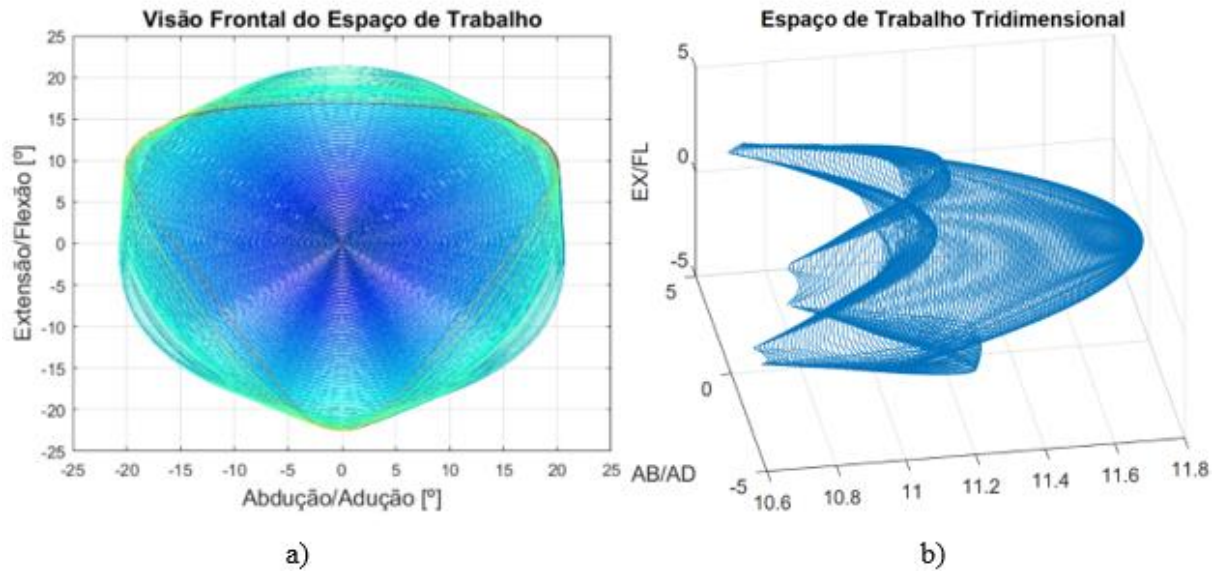
9 RESULTADOS E DISCUSSÕES

9.1 ESPAÇO DE TRABALHO

Nesta análise dos resultados avaliou-se 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.

Com isso em mente, as especificações e dimensões das plataformas (tanto a superior, quanto a inferior) usada no estudo são: a plataforma inferior possui um raio de r_b=73,8mm e um ângulo entre os pontos de ancoragem B₆ e B₁ de θ_B=54,87°, enquanto a plataforma superior possui um raio de r_P=58,95mm e o ângulo entre os pontos de ancoragem P₆ e P₁ de θ_P=94,52°. 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=24mm e D=214,5mm. A ferramenta modular instalada sobre a plataforma superior é formada por uma haste de tamanho configurável. No entanto, para este trabalho essa haste terá H=100mm e sua massa foi desprezada. Já a esfera ilustrada na figura 3a, na qual tem a função de representar a massa da mão humana, tem o diâmetro de T_d=40mm e massa T_m=450g, apesar de fixos para as simulações, estes valores podem ser modificados de acordo com a necessidade do experimento.

Figura 8 - Representações gráficas do espaço de trabalho do manipulador. a) Ponto de vista frontal em graus. As cores mais escuras representam a capacidade do manipulador de realizar o movimento SU/PR. b) Vista em perspectiva tridimensional em centímetros.



Fonte: Autores

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 8a 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. 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 quando 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.

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 6 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 $\pm 21,6^\circ$ para ambas as DOFs.

Para melhor visualização do espaço de trabalho, a figura 8b 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.

De acordo com Omarkulov et al. (2016), o punho possui algumas limitações dentro do seu espaço de movimentos, sendo 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 et al. (2001), demonstra que os pacientes com PD no estágio severo realizam movimentos de tremor nas mãos com uma amplitude de inclinação de 10cm 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.

10 ESTUDO DE MOVIMENTAÇÃO EM RELAÇÃO A FREQUÊNCIA

Iniciando os testes com o motor genérico, agora o simulador está incorporando o modelo apresentado na figura 4, onde será feita a realização de experimentos para a avaliação do comportamento dinâmico da plataforma. 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 2. Para o estudo de sintonia dos parâmetros do PID utilizou-se o método de Ziegler-Nichols (PATEL, 2020).

Tabela 2 – Parâmetros utilizados no modelo do motor DC.

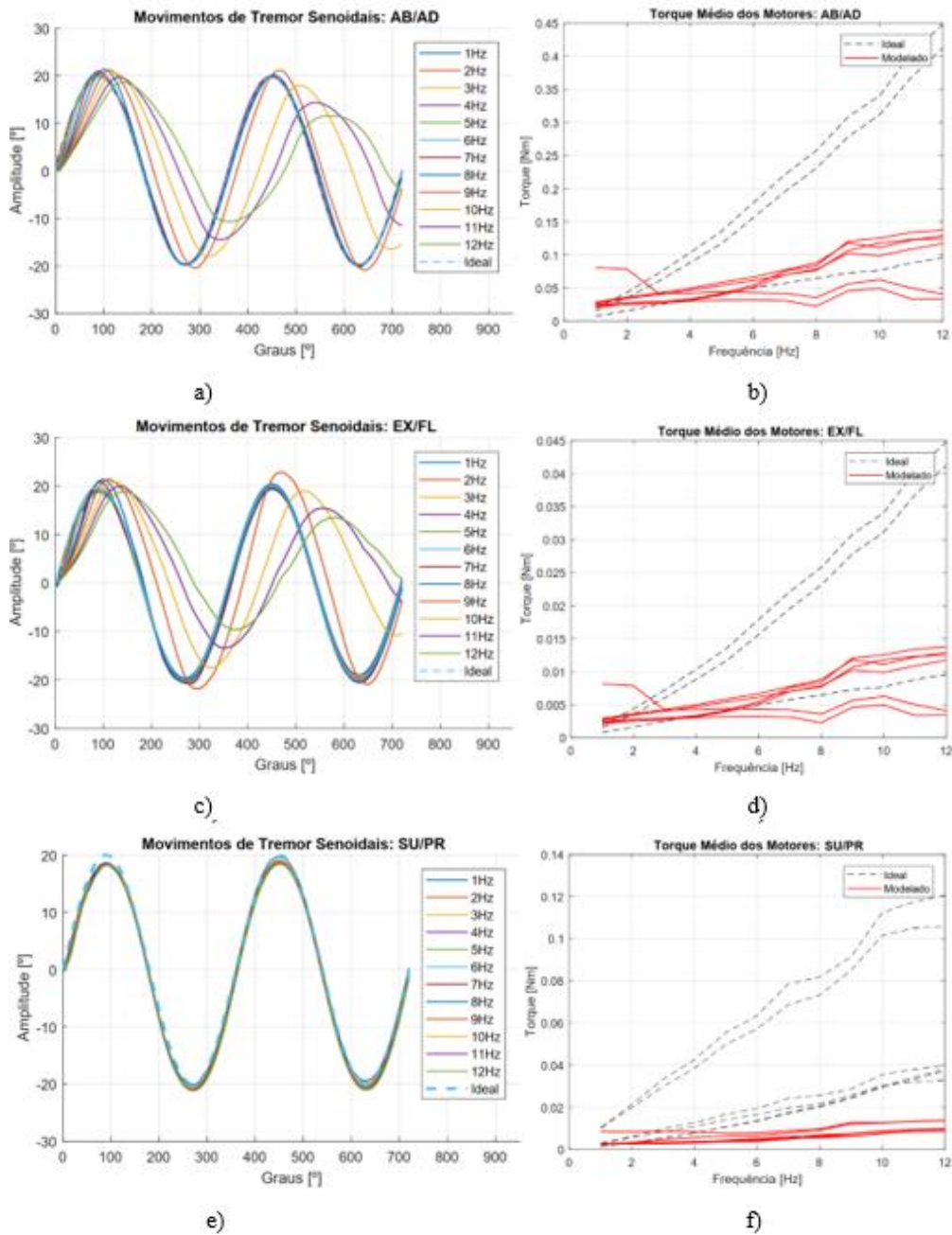
Parâmetros do motor	
Parâmetro	Valor
Resistência de Armadura (R_a)	1,0012 Ω
Indutância da Armadura (L_a)	1,201x10 ⁻⁶
Constante de Torque (K_t)	0.0208N.m/A
Inércia do Rotor (J)	0,42x10 ⁻⁹
Amortecimento (λ_m)	0,82x10 ⁻¹¹
Relação de engrenagens	10
Controlador PID	$K_p=20$, $K_i=4$ e $K_d=8$

Fonte: Autores

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 1Hz a 12Hz, e ainda nos três eixos de movimentação. Estas frequências a serem testadas fazem parte do espectro coberto pelos tremores descritos anteriormente, notando-se que, a medida em que a frequência do movimento aumenta, maiores serão as forças dinâmicas envolvidas.

Figura 9 - Graficos relativos a execução dos tremores em frequências variadas avaliando tanto os movimentos (à esquerda) quando a dinâmica do motor por meio do torque (à direita).



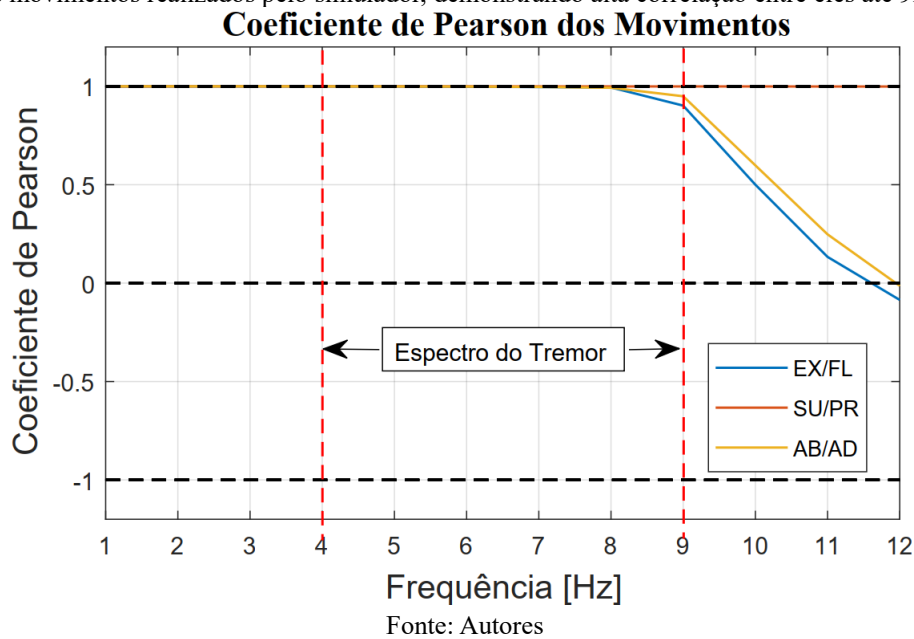
Fonte: Autores

Nas figuras 9a,9c e 9e está sendo exibido o sinal de entrada $A_m \sin(2\pi f)$ (linha pontilhada), uma onda senoidal com a amplitude $A_m=20$. Desta forma, os dados extraídos do simulador levam em consideração o estresse máximo da plataforma, ou seja, com base na avaliação dos dados do espaço de trabalho, a movimentação da plataforma atingirá valores próximos aos limites mecânicos de sua movimentação. 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 de AB/AD, SU/PR, EX/FL, na frequência limite estabelecida pelo projeto, considerando a carga atual do membro de $T_m=450g$. Os dados construtivos do modelo do motor constam na tabela 2.

Neste teste foi avaliado a capacidade da plataforma em realizar movimentos senoidais em diferentes frequências, considerando as características construtivas do motor. Em relação ao gráfico de torque médio nas figuras 9b, 9d e 9f, são apresentados os torques de cada um dos seis motores de 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.

Os dados constantes nos gráficos revelam uma melhor capacidade de replicação dos movimentos. No entanto, a partir dos 9Hz, 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. Deve-se ter em mente que apesar dos dados apontarem de forma desfavorável as configurações utilizadas (pois não realizam a cobertura dos 12Hz propostos), ainda assim é possível se obter uma boa representação de tremores de Parkinson, já que os testes realizados estavam realizando movimentos de estresse máximo da plataforma.

Figura 10 - Gráfico demonstrando o coeficiente de correlação de Pearson entre os movimentos senoidais puros e os movimentos realizados pelo simulador, demonstrando alta correlação entre eles até 9Hz.



Aplicando o coeficiente de correlação de Pearson, foi realizada uma análise entre o sinal de entrada (senoidal puro) e o sinal resultante dos movimentos do simulador. O objetivo é demonstrar a correlação entre ambos. Para o movimento SU/PR os dados de correlação ficaram em $r=0,996$ demonstrando uma alta capacidade de replicação deste sinal em específico. Já para os movimentos do punho de EX/FL e AB/AD, até a frequência de 9Hz o coeficiente ficou em $r=0,9019$ e $r=0,9495$ respectivamente. Com estes resultados é válido afirmar que a plataforma possui a capacidade de replicar os sinais dos tremores até mesmo nas frequências limites do espectro característico do tremor de repouso. Além disso, deve-se lembrar que estes valores se referem a situação de estresse máximo da plataforma em todas as frequências. Este resultado implica na capacidade da plataforma com as características construtivas citadas neste trabalho. Futuramente pode-se melhorar os parâmetros para que a mesma replique uma gama maior de tremores podendo ser incluído outros tipos de tremores patológicos.

11 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como objetivo apresentar um sistema de simulação de um manipulador robótico utilizando como base a Plataforma Sterwart. 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.

REFERÊNCIAS

- ABBOUD, H.; AHMED, A.; FERNANDEZ, H. H. Essential tremor: Choosing the right management plan for your patient. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, v. 78, n. 12, p. 821–828, dez. 2011.
- ANOUTI, A.; KOLLER, W. C. Tremor disorders. Diagnosis and management. *The Western journal of medicine*, v. 162 6, p. 510–513, 1995.
- AWANTHA, W. V. I. et al. A Novel Soft Glove for Hand Tremor Suppression: Evaluation of Layer Jamming Actuator Placement. 2020 3rd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). *Anais...IEEE*, maio 2020.
- BINGUL, Z.; KARAH, O. Dynamic Modeling and Simulation of Stewart Platform. Em: *Serial and Parallel Robot Manipulators - Kinematics, Dynamics, Control and Optimization*. [s.l.] InTech, 2012.
- CABREIRA, V.; MASSANO, J. Doença de Parkinson: Revisão Clínica e Atualização. *Acta Médica Portuguesa*, v. 32, n. 10, p. 661–670, out. 2019.
- DASGUPTA, B.; MRUTHYUNJAYA, T. S. Closed-Form Dynamic Equations of the General Stewart Platform through the NewtonEuler Approach. *Mechanism and Machine Theory*, v. 33, n. 7, p. 993–1012, out. 1998.
- DEUSCHL, G.; PAPENGUT, F.; HELLRIEGEL, H. The phenomenology of Parkinsonian tremor. *Parkinsonism & Related Disorders*, v. 18, p. S87–S89, jan. 2012.
- DORSEY, E. R. et al. Projected number of people with Parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, v. 68, n. 5, p. 384–386, nov. 2006.
- ELBLE, R. J.; MCNAMES, J. Using Portable Transducers to Measure Tremor Severity. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*, v. 6, n. 0, p. 375, maio 2016.
- FERNANDES, H. C. O. et al. Depressão entre idosos portadores de doença de Parkinson: opinião dos membros da Associação Capixaba de Parkinson. *Revista de APS*, v. 22, n. 3, 1 jun. 2021.
- FURQAN, M.; SUHAIB, M.; AHMAD, N. Studies on Stewart platform manipulator: A review. *Journal of Mechanical Science and Technology*, v. 31, n. 9, p. 4459–4470, set. 2017a.
- FURQAN, M.; SUHAIB, M.; AHMAD, N. Studies on Stewart platform manipulator: A review. *Journal of Mechanical Science and Technology*, v. 31, n. 9, p. 4459–4470, 28 set. 2017b.
- HAUBENBERGER, D. et al. Transducer-based evaluation of tremor. *Movement Disorders*, v. 31, n. 9, p. 1327–1336, jun. 2016.
- IQBAL, S. M. A. et al. Advances in healthcare wearable devices. *npj Flexible Electronics*, v. 5, n. 1, p. 9, 12 abr. 2021.
- KANG, B.; CHU, J.; MILLS, J. K. Design of high speed planar parallel manipulator and multiple simultaneous specification control. *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International*

Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164). Anais...IEEE, [s.d.]. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/robot.2001.933034>>

LANA, R. C. et al. Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de parkinson através do PDQ-39. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 11, n. 5, out. 2007.

LEE, J.-Y. et al. Multimodal brain and retinal imaging of dopaminergic degeneration in Parkinson disease. Nature Reviews Neurology, v. 18, n. 4, p. 203–220, fev. 2022.

LORA-MILLAN, J. S. et al. A Review on Wearable Technologies for Tremor Suppression. Frontiers in Neurology, v. 12, 9 ago. 2021.

LOUIS, E. D. Diagnosis and Management of Tremor. CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology, v. 22, n. 4, p. 1143–1158, ago. 2016.

LOUIS, E. D. Tremor. CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology, v. 25, n. 4, p. 959–975, ago. 2019.

MATSUMOTO, J. et al. Surgical therapy for tremor in multiple sclerosis: An evaluation of outcome measures. Neurology, v. 57, n. 10, p. 1876–1882, nov. 2001.

MO, J.; PRIEFER, R. Medical Devices for Tremor Suppression: Current Status and Future Directions. Biosensors, v. 11, n. 4, p. 99, 30 mar. 2021.

MUKAKA, M. M. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. Malawi medical journal : the journal of Medical Association of Malawi, v. 24, n. 3, p. 69–71, set. 2012.

NEVES, L. F. B.; SILVA, D. F. DA. Influência da estimulação cerebral profunda na doença de Parkinson. Brazilian Journal of Health Review, v. 5, n. 6, p. 23120–23130, 25 nov. 2022.

OMARKULOV, N. et al. Preliminary mechanical design of NU-Wrist: A 3-DOF self-aligning Wrist rehabilitation robot. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob). Anais...IEEE, jun. 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/biorob.2016.7523753>>

PATEL, V. V. Ziegler-Nichols Tuning Method. Resonance, v. 25, n. 10, p. 1385–1397, 29 out. 2020.

ROCON, E. et al. Rehabilitation Robotics: a Wearable Exo-Skeleton for Tremor Assessment and Suppression. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Anais...IEEE, 2005.

SABRA, A. F.; HALLETT, M. Action tremor with alternating activity in antagonist muscles. Neurology, v. 34, n. 2, p. 151, fev. 1984.

SHABANA, A. A. Dynamics of Multibody Systems. [s.l.] Cambridge University Press, 2020.

SPAGNOL, G. P. et al. 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, v. 3, n. 5, p. 12535–12553, 2020.

SPENCER, S. J. et al. A low cost parallel robot and trajectory optimization method for wrist and forearm rehabilitation using the Wii. 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Anais...IEEE, out. 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/biorob.2008.4762902>>

STEWART, D. A Platform with Six Degrees of Freedom. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, v. 180, n. 1, p. 371–386, jun. 1965.

SZUFNAROWSKI, F. Stewart platform with fixed rotary actuators: a low cost design study. Advances in medical Robotics, n. 4, 2013.

TABACOF, L. et al. Safety and Tolerability of a Wearable, Vibrotactile Stimulation Device for Parkinson's Disease. Frontiers in Human Neuroscience, v. 15, 18 nov. 2021.

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

ZHOU, Y. et al. Development of a Wearable Tremor Suppression Glove. 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob). Anais...IEEE, ago. 2018.