



UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

MARCELIO RONNIE DANTAS DE SA

**SIMULAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO GIROSCÓPICO
ABSORVEDOR DE TREMORES DA DOENÇA PARKINSON**

Campina Grande - PB

2019

MARCELIO RONNIE DANTAS DE SA

SIMULAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO GIROSCÓPICO
ABSORVEDOR DE TREMORES DA DOENÇA PARKINSON

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica do Centro de Ciências e Tecnologia da Universidade Federal de Campina Grande como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Linha de pesquisa: Análise e Projeto de Sistemas Termomecânicos

Orientador: Prof. Dr. Antonio Almeida Silva

Campina Grande - PB

2019

S111s Sá, Marcelo Ronnie Dantas de.
Simulação e desenvolvimento de um dispositivo giroscópico
absorvedor de tremores da doença Parkinson / Marcelo Ronnie Dantas de
Sá. – Campina Grande, 2019.
125 f. : il. color.

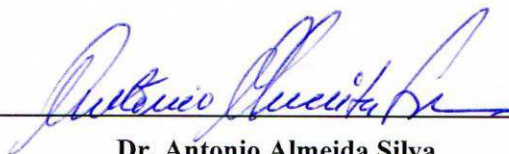
Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade
Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia, 2019.
"Orientação: Prof. Dr. Antonio Almeida Silva".
Referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Sistemas Termomecânicos. 3. Doença de
Parkinson – Absorvedor Giroscópio. 4. Dispositivo Giroscópio. I. Silva,
Antonio Almeida. II. Título.

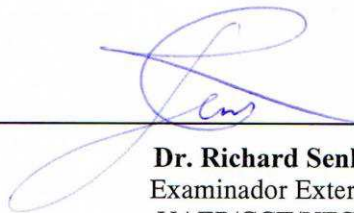
CDU 621(043)

SIMULAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO GIROSCÓPICO ABSORVEDOR DE
TREMORES DA DOENÇA DE PARKINSON
MARCÉLIO RONNIE DANTAS DE SÁ

Dissertação Aprovada em 26/02/2019 pela Banca Examinadora constituída dos seguintes
membros:



Dr. Antonio Almeida Silva
Orientador
PPGEM/UAEM/CCT/UFCG



Dr. Richard Senko
Examinador Externo
UAEP/CCT/UFCG



Dr.ª Carlúcia Ithamar Fernandes Franco
Examinadora Externa
UEPB

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me proporcionado sabedoria, discernimento e força para vencer todos os obstáculos ao qual se passa na vida.

A minha família pelo apoio durante todo o tempo deste trabalho e em todas as outras ocasiões, em especial na pessoa da minha mãe Irani Dantas que me mostrou todas as ferramentas para se viver dignamente e quem formou meu caráter para ser a pessoa que sou hoje, além de ter fomentado todo o desenvolvimento da minha carreira.

A minha noiva Ingrid Emanuelle que esteve sempre ao meu lado e me acompanhou pacientemente em cada momento, pessoa em quem me espelho pela sua capacidade de superar desafios e de fortaleza.

Ao meu grande amigo Armando Júnior que dividiu seu tempo não só para realizações de atividades, mas quem dividiu bons momentos de risadas e reflexões. Também aos meus amigos de laboratório, que jamais esquecerei, Aline Michelly, Antonio Holanda, Railson Nóbrega e Paulo Cesar. Além dos meus amigos do SIPEM Felipe Silva, João Manoel e Renan. Também a todos, sem exceção que compõe os Laboratórios de Vibrações e Instrumentação (LVI) e o Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA).

Ao meu orientador Antonio Almeida que acreditou nesta pesquisa e fomentou o seu desenvolvimento, e no papel não só de Professor, mas também de um colega, não mediu esforços em prol de fornecer meios para as realizações de ótimos trabalhos.

A Universidade Federal de Campina Grande em especial ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, pela oportunidade de realizar este mestrado.

Ao Laboratório de Vibrações e Instrumentação (LVI) e ao Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA), pela disponibilidade de equipamentos e suporte ao trabalho.

A CAPES pelo auxílio financeiro para a realização desta pesquisa.

DANTAS DE SA, Marcelo Ronnie. **SIMULAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO GIROSCÓPICO ABSORVEDOR DE TREMORES DA DOENÇA PARKINSON.** 2019, 127 f. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Mecânica). Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, Paraíba, 2019.

RESUMO

Diante das grandes dificuldades enfrentadas por pessoas com a Doença de Parkinson devido aos tremores, é proposto o desenvolvimento e simulação de um dispositivo capaz de absorver as vibrações no braço de pacientes que sofrem com essa patologia. Devido aos fortes efeitos colaterais causados pelos medicamentos e os riscos ao qual as cirurgias apresentam, surgiu a necessidade de novos métodos para de controle dos tremores. Portanto, a utilização de giroscópio torna-se mais um método alternativo de contenção do tremor, pois esse tem fácil construção e alto poder de absorção de vibração sob correto ajuste. Nesta pesquisa, foi elaborado e construído um protótipo de braço simulando o tremor da doença num paciente com frequência de tremor próximo a 7Hz. Numa segunda fase, foi conceitualizado, construído e realizado testes experimentais num protótipo do dispositivo giroscópico, logo em seguida foram realizadas simulações que reproduzissem o comportamento desse sistema. Os resultados foram avaliados com base nas cinco configurações diferentes do dispositivo, onde a maior capacidade de absorção foi de 97,96%, enquanto a menor redução nos tremores atingiu 87,91%, sendo este para o dispositivo com menor peso. Dessa forma, o dispositivo giroscópio aponta para mais uma alternativa de controle dos tremores, possibilitando aos portadores da Doença de Parkinson a realização de atividades manuais simples do dia a dia.

Palavras-chave: *Doença de Parkinson, Tremores, Absorvedor giroscópico.*

DANTAS DE SA, Marcelio Ronnie. **NUMERICAL SIMULATION AND DEVELOPMENT OF A PARKINSON DISEASE ABSORBER GYROSCOPE DEVICE.** 2019, 127 f. Dissertation. (Master's degree in Mechanical Engineering). Federal University of Campina Grande, Campina Grande, Paraiba, 2019.

ABSTRACT

As a result of the hardships faced by people with Parkinson's disease tremors, the simulation and development of a new device capable of absorbing vibrations on the arm of patients that suffer with this pathology is proposed. Due to the strong collateral effects caused by the drugs and the risks that surgery presents, the need of development of new treatment methods for this disease arose. Thus, the use of a gyroscope come as another alternative method of treatment, since it has a high vibration absorption capability under the right adjustments and it is relatively easy to build. In this paper, an arm prototype was conceptualized and conceived to simulate the disease tremor in a patient, with the frequency tremor at 7 Hz. In a second phase, the gyroscope device was built, experimental and simulation tests were conducted. The results were valued using the five different device configurations, where the largest capacity of vibration absorption was 97,96%, while the lowest absorption was 87,91%, however this device had the lowest weight. Besides these, aluminum and nylon disks were also tested, both with a 50 mm diameter, with these being able to absorb about 96% of the arm amplitude vibration. Hence, the device arises as a new alternative method of Parkinson's tremor treatment, enabling the execution of simply daily tasks by Parkinson's patients.

Key-words: Parkinson's disease, Tremors, gyroscope absorbers.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema de explicação da precessão giroscópica.	18
Figura 2 – Imagem representativa da localização da substância negra no cérebro..	23
Figura 3 - a) Espiral de Arquimedes desenhado por pessoa saudável. b) Espiral de Arquimedes desenhada por pessoa com TE.....	27
Figura 4 - Sistema de Estimulação Cerebral Profunda implantado.....	29
Figura 5 – Vista esquemática da luva estabilizadora de tremores criada por William D. Hall.	30
Figura 6 – Versão sem bateria do dispositivo estabilizador de tremor criado por William D. Hall.....	30
Figura 7 – Desenho final do braço e vista frontal do mesmo construído.	31
Figura 8 – Vista lateral e frontal da órtese.....	32
Figura 9 – Luva atenuadora de tremores por meio de atuadores piezoelétricos.	32
Figura 10 – Configuração experimental da luva atenuadora no modelo de braço. ...	33
Figura 11 – Vista superior do copo estabilizador de tremores.	34
Figura 12 – Vista parcial do protótipo do dispositivo giroscópico GyroGlove.....	34
Figura 13 – Conceito da luva atenuadora giroscópica.....	35
Figura 16 – Dispositivo absorvedor com molas SMA.	36
Figura 17 – Mecanismo de conexão entre os servomotores.	37
Figura 18 – a) Modelo CAD do dispositivo b) Esquema de manuseio do aparelho. .	37
Figura 19 – Vista frontal do Vib-bracelet definido pelos seus principais elementos. .	38
Figura 20 – Esquema de modelo de braço humano desenvolvido por Reynolds e Soedel.....	42
Figura 21 – Modelo de um braço humano com quatro graus de liberdade.	43
Figura 22 – Esquema do movimento de pronação-supinação.....	44
Figura 23 – Diagrama esquemático de um giroscópio.....	45
Figura 24 – Esquema de reação giroscópica à força.....	46
Figura 25 – Diagrama esquemático dos vetores de velocidade angular em um sistema de disco giratório.....	48
Figura 26 – Diagrama esquemático da ação-reação em um giroscópio.....	51
Figura 27 – Diagrama explicativo da atuação do absorvedor giroscópico	52
Figura 28 – Tipos de estabilizadores giroscópicos	53

Figura 29 – Esquema do veículo de duas rodas proposto por Karnopp	55
Figura 30 – Dispositivo estabilizador para realização de cirurgias cardíacas.	55
Figura 31 – Modelo de coluna em balanço com sistema giroscópio duplo acoplado	56
Figura 32 – Fluxograma de atividades necessário a obtenção de resultados.....	57
Figura 33 – (Continuação) Fluxograma de atividades necessário a obtenção de resultados.	58
Figura 34 – Fluxograma metodológico do projeto informacional.	59
Figura 35 – Procedimento de elaboração do modelo do antebraço com aspectos patológicos.....	60
Figura 36 – Dimensões do antebraço utilizadas na construção da bancada experimental.	61
Figura 37 – Vista isométrica do projeto conceitual do modelo do antebraço.	62
Figura 38 – Esquema de fixação eixo/antebraço.....	62
Figura 39 – Fluxograma de atividades realizadas a fim de obter o modelo vibratório.	63
Figura 40 – Esquema representativo de excitação no sistema modelado.	64
Figura 41 – Montagem final do antebraço na bancada experimental.	65
Figura 42 – Esquema de atuação giroscópica no sistema.	66
Figura 43 – Fluxograma do processo de construção do dispositivo giroscópio.	72
Figura 44 – Conceito inicial do dispositivo giroscópio.	73
Figura 45 – Vista explodida do dispositivo giroscópio.	75
Figura 46 – Vista parcial do dispositivo giroscópio e os discos utilizados nos experimentos.	76
Figura 47 – Esquema de montagem do sistema de controle do motor elétrico.....	77
Figura 48 – Bancada experimental final do sistema braço/absorvedor.....	78
Figura 49 – Curva de resposta em frequência do sistema inicialmente montado.	79
Figura 50 – Curva de resposta do sistema após ajustes dos parâmetros.....	81
Figura 51 – Curva de resposta do sistema após a adição do dispositivo giroscópio.	82
Figura 52 – Curva de resposta para o sistema com o dispositivo giroscópio acoplado.	84
Figura 53 - Curva de resposta em frequência do dispositivo giroscópio com disco 1 em alumínio sob rotação de 6200RPM.	86
Figura 54 – Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado para o caso 1.	88

Figura 55 – Curva de resposta do dispositivo giroscópio com Disco 2 em latão sob rotação de 6600 RPM.	90
Figura 56 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 2).	91
Figura 57 - Curva de resposta do dispositivo giroscópio com disco 3 em nylon sob rotação de 6600 RPM.	93
Figura 58 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 3).	94
Figura 59 - Curva de resposta do dispositivo giroscópio com Disco 3 de Nylon sob rotação de 7200 RPM.	97
Figura 60 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 3).	98
Figura 61 - Curva de resposta do dispositivo giroscópio com Disco 4 em nylon sob rotação de 9000 RPM.	101
Figura 62 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 4).	102
Figura 63 – Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco em alumínio.	105
Figura 64 – Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 1).	106
Figura 65 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco e em latão.	107
Figura 66 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (caso 2).	109
Figura 67 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco 3 em nylon.	110
Figura 68 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 3).	111
Figura 69 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco 3 em nylon.	112
Figura 70 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 3).	114
Figura 71 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco 4 em nylon.	115

A partir dos dados gerados da Figura 72, foi montado as Tabelas 30 e 31.	115
Figura 73 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 4).	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 2 – Dados antropométricos de um braço/mão humano.	40
Tabela 3 – Massa dos segmentos antebraço e mão.	41
Tabela 4 – Discos utilizados nos experimentos e seus principais parâmetros.	74
Tabela 5 – Parâmetros do sistema definidos analiticamente.	80
Tabela 6 - Tabela de comparação das frequências obtidas (analítico e experimental).	81
Tabela 7 – Parâmetros obtidos analiticamente para o sistema com o dispositivo giroscópio acoplado e vibrando em 6,928 Hz.	83
Tabela 8 - Comparação das frequências obtidas de forma analítica e experimental para o sistema com o dispositivo giroscópio acoplado.	84
Tabela 9 – Parâmetros do dispositivo giroscópio com disco 1 em alumínio.	85
Tabela 10 – Comparativo da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 1).	88
Tabela 11 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 2 em latão sob rotação de 6600 RPM.	89
Tabela 12 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 2).	91
Tabela 13 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 3 em nylon sob rotação de 6600 RPM.	92
Tabela 14 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 3).	95
Tabela 15 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 3 em nylon sob rotação de 7200 RPM.	96
Tabela 16 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 3).	98
Tabela 17 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 4 em nylon sob rotação de 9000 RPM.	100
Tabela 18 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 4).	102
Tabela 19 – Tabela de comparação dos parâmetros para as cinco configurações estudadas.	103

Tabela 20 – Comparação de frequência entre o valor experimental e o simulado (Disco 1)	105
Tabela 21 - Comparação de amplitudes entre o valor experimental e o simulado (Disco 1)	106
Tabela 22 – Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Caso 2)	108
Tabela 23 - Tabela de comparação dos resultados da amplitude experimental e simulada (Caso 2)	108
Tabela 24 - Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Disco 3)	110
Tabela 25 - Tabela de comparação dos resultados da amplitude experimental e simulada (Disco 3)	111
Tabela 26 - Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Disco 3)	113
Tabela 27 - Tabela de comparação dos resultados de amplitude experimental e simulada (Disco 3)	113
As Tabelas 28 e 29 revelam a boa coerência entre os resultados, possuindo um erro máximo de 12,7% no Pico 1, de toda forma, a representação gráfica da Figura 70 demonstra que a simulação conseguiu representar bem o sistema.	113
A partir dos dados gerados da Figura 72, foi montado as Tabelas 30 e 31.	115
Tabela 32 - Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Disco 4)	115
Tabela 33 - Tabela de comparação dos resultados de amplitude experimental e simulada (Disco 4)	116

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	Objetivo geral	19
1.2	Objetivos específicos	19
1.3	Justificativa.....	20
1.4	Delimitação do trabalho.....	20
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	22
2.1	A doença de Parkinson	22
2.1.1	Causas	23
2.1.2	Sintomas relacionados	24
2.1.3	Característica do tremor de Parkinson.....	25
2.2	Características dos tremores.....	26
2.3	Impacto dos tremores na vida das pessoas.....	26
2.4	Tratamentos do tremor	27
2.4.1	Medicamentos	28
2.4.2	Cirurgia.....	28
2.4.3	Métodos alternativos de controle do tremor	29
2.5	Mecânica do tremor no braço	39
2.5.1	Aspectos Geométricos.....	40
2.5.2	Aspectos físicos.....	41
2.5.3	Aspectos mecânicos.....	42
2.5.4	Modelo matemático	43
2.5.5	Informações quanto ao modo de tremer	44
2.6	Os Sistemas Giroscópios	45
2.6.1	Comportamento.....	45
2.6.1.1	Precessão	46

2.6.2	Resistência Giroscópica	50
2.6.2.1	Direção do momento giroscópico	51
2.6.3	Estabilizadores giroscópicos.....	51
2.6.3.1	Tipos de Estabilizadores Giroscópios	53
2.6.3.2	Efeito da rotação do disco	54
2.6.4	Aplicações típicas do sistema giroscópio.....	54
3	MATERIAIS E MÉTODOS	57
3.1	Fase 1 - Projeto informacional.....	58
3.2	Fase 2 – Elaborar e construir um modelo do antebraço simulando os tremores de Parkinson.....	59
3.2.1	Aspectos geométricos	60
3.2.2	Aspectos Mecânicos.....	61
3.3	Fase 3 - Desenvolvimento da Simulação do dispositivo	66
3.4	Fase 4 – Elaborar e construir o dispositivo giroscópio	71
3.4.1	Critério de parâmetros para desenvolvimento do dispositivo giroscópio.....	72
3.5	Montagem e instrumentação do sistema antebraço/absorvedor.....	78
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	79
4.1	Calibração e determinação de parâmetros experimentais	79
4.2	Verificação e ajustes de parâmetros experimentais (giroscópio desligado) ...	82
4.3	Resultados das respostas experimentais (giroscópio ligado)	85
4.4	Validação das respostas obtidas por simulação (giroscópio ligado)	104
4.5	Discussões.....	117
5	CONCLUSÕES.....	119
	REFERÊNCIAS	121
	APÊNDICES.....	126

CAPÍTULO I

1 INTRODUÇÃO

O tremor é classificado como um movimento rítmico e involuntário que pode afetar qualquer parte do corpo, sendo causado por fenômenos físicos e psicológicos. Quando o tremor ocorre em pessoas saudáveis, esse é considerado com tremor psicológico, por outro lado, uma manifestação descontrolada e permanente está associada a uma patologia, denominando assim de tremor patológico (GEBAL et al., 2016). No mundo, cerca de 4% das pessoas acima de 40 anos sofrem com tremores patológicos, além disso, o maior problema está associado a impossibilidade de cura para essas doenças (BUKI et al., 2018).

Dentre as patologias mais comuns relacionadas com o tremor, a doença de Parkinson (DP) e o Tremor Essencial (TE) são as mais frequentemente observadas em pacientes. Elas surgem principalmente em pessoas com idade mais avançada, geralmente acima de 65 anos, tendo seus sinais amplificados com o passar dos anos (CICHACZEWSKI et al., 2014).

Segundo Pinheiro et al. (2017), a DP é a segunda doença neurodegenerativa mais prevalente no mundo, representando cerca de 2% da população mundial acima de 60 anos. Só no Brasil são 200 mil pessoas, onde 75% delas possuem o tremor como sintoma principal.

A DP não se caracteriza como uma doença primordialmente ligada ao tremor, porém 80% dos portadores dessa doença sofrem com esse sintoma no qual a variação da faixa de frequência é em torno de 3,5 a 6 Hz, podendo chegar a valores superiores de frequências em alguns casos. O modo de tremor parecer como do tipo flexão-extensão ou pronação-supinação no antebraço (BUKI et al., 2018).

Apesar do tremor não ser um sintoma fatal, ele é responsável por dificultar bastante a vida de qualquer pessoa, uma vez que as atividades diárias são realizadas principalmente com as mãos, seja vestir-se, comer, beber e escrever. Portanto, para amenizar essa situação, se faz necessário o tratamento desse sintoma, que pode ser por medicações ou cirurgias. As drogas são as mais utilizadas, sendo que somente

cerca de 50% dos pacientes respondem bem a esse método. Outra maneira de tratar a doença é através de cirurgia, porém indicadas em casos mais severos da doença, já que se trata de um procedimento altamente invasivo e envolve grandes riscos (ZHANG et al., 2011).

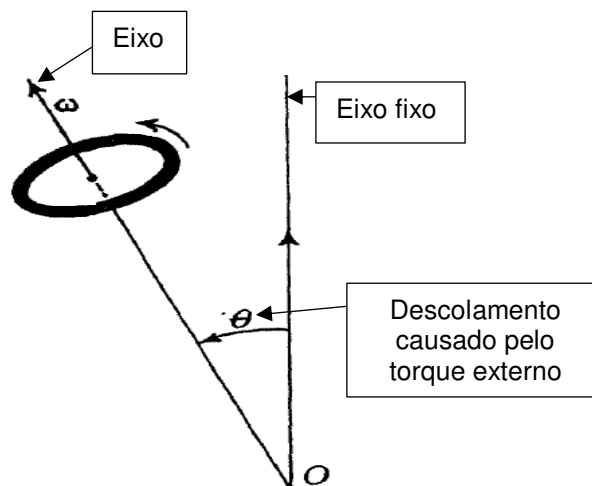
Mesmo através do uso de medicamentos ou procedimentos cirúrgico, o paciente com tremor ainda deve ser acompanhado por outros profissionais, tais como fisioterapeutas, psicólogos, fonoaudiólogo, nutricionistas e uma supervisão constante de um neurologista (STEIDL; ZIEGLER; FERREIRA, 2007), tudo isso culmina em altos gastos e é fisicamente cansativo para o paciente. Por essa razão, surgiram alguns meios alternativos com o objetivo de trazer melhores condições de vida. Eles podem ser classificados como métodos ativos e passivos de atenuar o tremor, diferenciando apenas na sua maneira de atuar, sendo o primeiro realizado a partir de uma fonte externa de energia para alimentar sensores e atuadores e o segundo necessitando apenas do movimento do sistema para que possa funcionar (TAHERI; CASE; RICHER, 2011).

Nos últimos anos, diversos trabalhos foram desenvolvidos seja através de protótipos ou modelos desenvolvidos em ambiente virtual, a exemplo do bracelete absorvedor de Buki et al. (2018), os absorvedores dinâmicos de vibração desenvolvidos por Gebai et al. (2016) e Lana et al., (2007). Sendo todos os dispositivos anteriores desenvolvidos utilizando o princípio passivo de absorver o tremor. Por outro lado, exemplos de atenuadores ativos estão nos trabalhos de kazi e Mailah e Zain (2014) que utilizam atuadores piezelétricos; a colher desenvolvida por Abbasi; Safaie; Afsharfard (2018) ao qual consegue ler, interpretar e atuar para reduzir a vibração causada pela mão e, por fim, o trabalho realizado por Taheri, Case e Richer (2011), que foi desenvolvido com a intenção de criar um algoritmo que possa ser utilizado em uma órtese, possibilitando a leitura e supressão do tremor.

Dentro desse contexto, surge a proposta deste trabalho, utilizando um aparelho baseado nos princípios giroscópicos para atenuar o tremor das mãos. Esse dispositivo se baseia na conservação do momento angular, o que permite que ele reaja a qualquer movimento que o “perturbe” e tenda sempre a se manter na mesma posição. Ele é composto basicamente por um disco girante, ao qual pode ser acoplado a um motor elétrico e uma gaiola, responsável por alojar o sistema He e Li Chen (2014).

A reação giroscópica é a responsável pela absorção da energia do sistema, uma vez que, quando o dispositivo está girando em altas velocidades e sofre um torque perturbador, esse reage precessando. A precessão ocorre quando o eixo de rotação é deslocado em relação ao seu eixo fixo do estado inicial, fazendo com que o mesmo gire ao redor desse eixo fixo, conforme ilustra a Figura 1. Essa reação é a responsável pelo torque estabilizador, uma vez que ela atua como uma resposta à alteração de seu estado inicial, respeitando, portanto, a terceira lei de Newton. O torque reativo gerado pelo giroscópio será sempre igual e oposto ao torque perturbador. Foi utilizando esse princípio que surgiram os primeiros absorvedores giroscópicos (SCARBOROUGH, 1958).

Figura 1 – Esquema de explicação da precessão giroscópica.



Fonte: Adaptado de (ARNOLD, 1961).

Os absorvedores giroscópicos são utilizados para diversos fins, como por exemplo em altas estruturas (He, Li e Chen, 2014), onde esse foi utilizado para reduzir as amplitudes de deslocamentos laterais que a construção pode sofrer, seja por ações do vento ou efeitos causados por terremotos. Na área naval, Townsend e Sheno (2014) realizaram um estudo numérico de um dispositivo giroscópico capaz de reduzir os balanços em barcos causados pelas ondas do mar. A utilização do absorvedor giroscópico também foi apresentada por Karnopp (2002) para um veículo de duas rodas, com o objetivo de que esse se mantivesse na posição vertical, mesmo que parado. Seu uso foi também proposto para projetos espaciais, onde foi desenvolvido

um sistema com o intuito de estabilizar um robô durante operações no espaço, de modo que esse não alterasse sua posição ao realizar movimentos (CARPENTER; PECK, 2009). E por fim, a medicina foi contemplada pelo estudo realizado por Gagne et al. (2010) que possibilitou o desenvolvimento de um dispositivo capaz de estabilizar os movimentos durante uma cirurgia cardíaca, proporcionando maior destreza durante esse procedimento.

Dentro desse contexto, este trabalho busca utilizar os princípios giroscópios para desenvolver uma tecnologia eficaz na redução dos tremores causados pela doença de Parkinson, uma vez que ela é a principal patologia neurodegenerativa que envolve tremores e responsável pela queda drástica na qualidade de vida dos portadores da doença.

1.1 Objetivo geral

O objetivo deste trabalho é simular e desenvolver um dispositivo giroscópico capaz de atenuar passivamente o tremor causado pela doença de Parkinson.

1.2 Objetivos específicos

1. Identificar os principais parâmetros geométricos e antropométricos para o desenvolvimento do dispositivo atenuador;
2. Elaborar a concepção do sistema braço/absorvedor giroscópio e validar através da excitação realizada num protótipo experimental;
3. Estimar a capacidade de atenuação do dispositivo de modo a propor um modelo experimental capaz de ser testado e utilizado em pacientes.

1.3 Justificativa

Diante das diversas dificuldades enfrentadas por pessoas com a doença de Parkinson, como por exemplo, vestir-se, alimentar-se, escrever ou realizar as diversas atividades que necessitam de uma pequena destreza manual, surgiram diversas formas de tratamento que levaram não a cura, mas a proporcionar uma melhora na qualidade de vida dessas pessoas através do alívio dos sintomas da doença.

Dentre os principais métodos de tratamento, destacam-se a utilização de drogas, como a levodopa e a dopamina. Por outro lado, os efeitos colaterais que esses medicamentos possuem trazem algumas consequências devido ao seu uso, como distúrbios psiquiátricos e intolerância gastrointestinal. Em casos onde os tremores são mais severos, são aconselhados a utilização de cirurgias. Há também outras formas menos agressivas aos portadores da Doença de Parkinson, como a fisioterapia, porém seus resultados são obtidos em longo prazo e depende da perseverança das pessoas envolvidas, além do alto custo agregado.

Como forma alternativa, surge a utilização de tecnologias ligadas à engenharia que permitem atenuar os tremores no braço através de seu uso e levando consigo o diferencial de ser um método não invasivo. Dentro dessas circunstâncias, é apresentado uma solução que poderá ser mais uma alternativa para o controle dos tremores, trata-se do dispositivo giroscópio que através de seus princípios físicos é capaz de permitir a redução nas amplitudes do tremor em pacientes.

1.4 Delimitação do trabalho

O desenvolvimento da pesquisa foi baseado em duas etapas com o intuito de alcançar o objetivo principal. No primeiro momento foi realizado testes com a finalidade de validar a construção do modelo do braço sob as condições dos parâmetros da Doença de Parkinson. No segundo estágio, foi desenvolvido e testado o sistema giroscópio que irá atenuar o tremor no modelo.

Para isso, o modelo do braço foi considerado como um sistema discreto, possuindo assim, um grau de liberdade e realizando movimentos angulares, uma vez que foi admitido a condição de pronação/supinação, condição comum entre os portadores da Doença de Parkinson.

Inicialmente foi desenvolvido um modelo do dispositivo absorvedor que fornecesse o entendimento de todos os parâmetros do sistema, dessa forma o aparelho não apresenta características de um produto final do ponto de vista de conforto e estética. No entanto, a tecnologia elaborada durante o estudo permitirá a sua miniaturização. Deve ser observado que a união do dispositivo ao modelo do braço é uma representação do sistema braço/absorvedor apenas para fins acadêmicos.

CAPÍTULO II

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A doença de Parkinson

A Doença de Parkinson é considerada a segunda doença degenerativa mais comum existente na terra, só perdendo para Alzheimer, representando cerca de 0,3% da população nos países mais desenvolvidos. Ela atinge cerca de 1% da população com mais de 60 anos, porém em pessoas com mais de 80 anos, essa patologia representa um número maior, chegando a 40%.

Apesar de ser uma doença comumente observada em pessoas com idades mais avançadas, 10% dos casos ocorrem em pessoas mais jovens, com idades entre 20 e 50 anos. A DP é mais observada em homens que mulheres, com proporções chegando a 3:1 (DEXTERA; JENNER, 2013).

Essa patologia representa um grande custo para os cofres do governo, pois por não haver cura, impossibilita a realização de atividades em seus postos de trabalho, além de tudo, ainda há gastos envolvidos com o tratamento. No Reino Unido, por exemplo, os custos chegam a cerca de 16,7 bilhões de Reais. Nos EUA o custo por paciente representa 38 mil Reais por ano, chegando a um total de 88 bilhões de Reais quando somado todas as pessoas que precisam do tratamento (PINHEIRO et al., 2017).

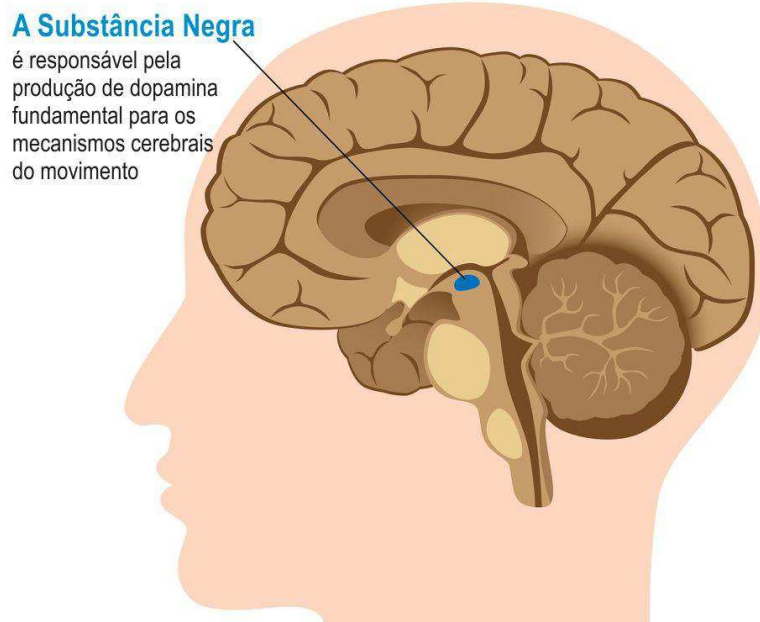
Segundo dados do Ministério da Saúde (2017), o Brasil possui cerca de 200 mil pessoas com DP e só com medicamentos são gastos no total de 17,91 milhões de reais. Pelo SUS são ofertados sete medicamentos para o tratamento dessa doença, sendo ainda dado um desconto de 90% na compra de outros medicamentos.

2.1.1 Causas

Apesar de se conhecer o comportamento da doença nos portadores da Doença de Parkinson, segundo Melo, Barbosa e Caramelli (2007), não se sabe a origem dessa patologia, inclusive fatores hereditários são descartados, já que se origina em certas pessoas e em outras não, tomando como exemplos membros de uma mesma família.

A DP é classificada como uma doença degenerativa que afeta principalmente as manifestações motoras, devido principalmente a morte de neurônios dopaminérgicos localizados no sistema nervoso central (SNC), em uma região onde localiza-se a substância negra, ver detalhe na Figura 2, que é responsável pela produção de dopamina, que é um neurotransmissor responsável pelos movimentos do corpo (CAMPOS, 2014).

Figura 2 – Imagem representativa da localização da substância negra no cérebro



Fonte: Disponível em: www.medicinamitoseverdades.com.br

2.1.2 Sintomas relacionados

Os principais sintomas da doença se caracterizam pela rigidez, tremor, bradicinesia e a instabilidade postural, além do mais, há manifestações secundárias cujo sintomas são: depressão, distúrbios da fala e cognitivo.

A rigidez é a responsável pela falta de flexibilidade dos músculos, aumentando sempre com o movimento do membro. Quanto ao tremor, esse se apresenta em cerca de 80% dos portadores da DP (BUKI et al., 2018), geralmente caracterizado como tremor de repouso, podendo iniciar em um dos membros e progredindo lentamente para ambos os lados.

A bradicinesia é bastante comum na DP pois se trata da dificuldade na execução dos movimentos. Isso ocorre devido a um problema na ativação efetiva do músculo. Com o tempo, há uma progressão desse descontrole, tornando ainda mais complicado o movimento do membro afetado (STEIDL; ZIEGLER; FERREIRA, 2007).

Outros sintomas também podem ser observados nessa patologia, caracterizados através do déficit de equilíbrio e a marcha lenta, ou seja, o andar arrastado. Outros sintomas poderão surgir com a progressão da doença, como o déficit de memória, disfunção visual e lentidão em respostas psicológicas (LANA et al., 2007).

O trabalho realizado por Campos (2014), mostrou resultados baseados na análise dos portadores da DP que, por sua vez, possibilitou diagnosticar a presença de alguns incômodos relacionadas com a doença. O Quadro 1 apresenta alguns indicadores da qualidade de vida e seus respectivos efeitos obtidos pela pesquisa.

Quadro 1 – Categorização da qualidade de vida em portadores da DP.

Categorias	Subcategorias	Nº de pacientes	Entrevistados
Atividades da vida diária	Alimentação	3	M1, M2, M4
	Marcha	3	M1, F3, M4
	Vestir/Despir	1	M4
Alterações emocionais	Tristeza	4	M1, M2, F3, M4
	Depressão	1	F3
Contato social	“Desprezo” de outras pessoas	1	F3
	Isolamento	2	M2, F3
Rendimentos		2	M2, F3
Mobilidade	Marcha	4	M1, M2, F3, M4
	Fadiga	2	M2, F3
	Dor	3	M1, F3, M4
Independência	Auxílio para atividades	1	M1
	Não sair de casa sozinho	2	M1, F3
Estigma		2	M2, F3
Cognição	Memória	2	M1, M2
Comunicação	Alteração do discurso	3	M1, M2, F3

Fonte: Campos (2014).

2.1.3 Característica do tremor de Parkinson

A classificação do tremor da DP costuma ser apresentada como postural ou cinético, onde geralmente costuma se desenvolver em apenas um lado do corpo (DESHPANDE, 2017). Segundo Silva e Dibai filho e Faganello (2011), o tremor inicia principalmente nas mãos através da alternância do movimento de pronação e supinação.

O tremor de Parkinson apresenta um deslocamento angular que se assemelha bastante a uma onda senoidal em que a forma da onda, a frequência e a amplitude

variam com o tempo. Esses parâmetros costumam mudar ainda mais por fatores emocionais e o estresse, em contrapartida, desaparece durante o sono (ACKMANR et al., 1977).

A faixa de frequência característica da DP é uniformemente entre 4 a 8 Hz em diferentes partes do corpo. Apesar de tremor ser considerado de repouso, o postural pode também ocorrer nesses pacientes, sendo as vezes até maior em termos de amplitude (MESHACK, 2001).

2.2 Características dos tremores

Define-se tremor como um movimento involuntário, rítmico e oscilatório de uma parte do corpo (BHATIA et al., 2018), sendo mais comumente observado na região dos membros superiores, normalmente nas mãos, podendo afetar também a cabeça e a voz. Ele é considerado o mais comum distúrbio do movimento, é também uma fonte de incapacidade funcional e motivos de distanciamento social (VIEIRA, 2005).

Há basicamente duas categorias de manifestação dos tremores, uma delas pode ser classificada como normal, ou seja, dentro de condições aceitáveis, esse tipo é denominado de tremor fisiológico. Por outro lado, a condição em que o tremor afeta a vida das pessoas, denomina-se de anormal ou tremor patológico. A classificação desses tremores quanto a sua frequência é definida como: baixa (inferior a 4Hz), média (entre 4 a 6Hz) ou alta (superior a 6Hz) (VIEIRA, 2005).

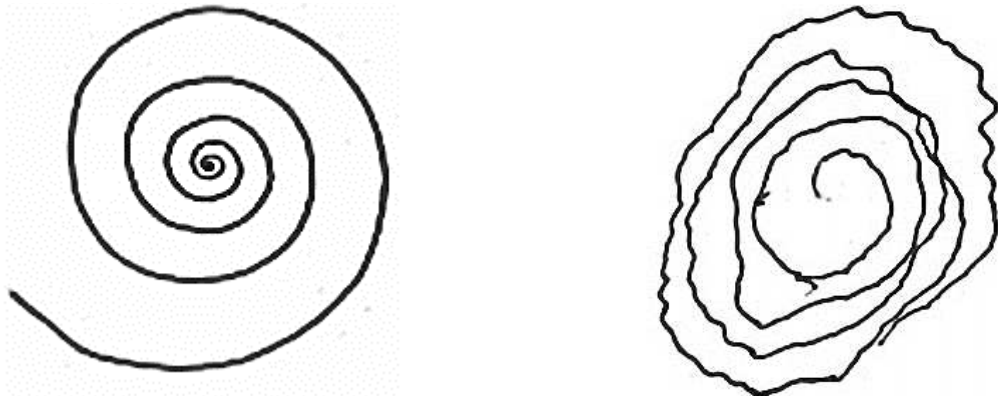
2.3 Impacto dos tremores na vida das pessoas

O tremor exacerbado pode ser um grande problema na vida das pessoas, visto que grande parte das atividades diárias necessitam de pelo menos uma pequena destreza manual e, por isso, tem grande efeito na qualidade de vida (TURKISTANI, 2017).

De uma maneira mais específica, é perceptível que os tremores afetam diretamente a vida dos portadores da DP, uma vez que, quando as tremuras atingem níveis fora dos padrões, acarretam em grandes dificuldades na prática de atividades cuja realização seriam bastante simples (ABBASI; SAFAIE; AFSHARFARD, 2018).

Segundo Crawford e Zimmerman (2011), os tremores causam diversos danos à saúde psicológica do paciente, uma vez que o torna dependente em algumas tarefas simples do dia a dia, como por exemplo, escrever, vide Figura 3, vestir-se, tomar líquidos e se alimentar. Dessa forma, tem-se observado nessas pessoas que o constrangimento social tem afetado as suas vidas, fazendo com que as levassem a se afastar dos ambientes públicos (MERTZ, 2016).

Figura 3 - a) Espiral de Arquimedes desenhado por pessoa saudável. b) Espiral de Arquimedes desenhada por pessoa com TE.



Fonte: Vieira (2005)

2.4 Tratamentos do tremor

Um dos maiores desafios dos profissionais de saúde é fornecer um melhor conforto aos portadores da DP com patologia associada ao tremor, visto que, doenças como a DP não tem cura, dessa forma, um leque de possibilidades tem sido ofertado no intuito de proporcionar uma melhor qualidade de vida.

Dentre as alternativas disponibilizadas nos dias atuais, destacam-se os tratamentos farmacológicos, os quais são os mais utilizados, cirúrgicos e os dispositivos de assistência externas. Entretanto, a escolha do tratamento é baseada no grau de severidade do tremor e os efeitos a ele associado (SAXENA, 2012).

2.4.1 Medicamentos

O método mais utilizado atualmente é o uso de medicamentos devido aos resultados obtidos na redução do progresso dos tremores.

Segundo Leite, (2010), o propranolol e a primidona são eficazes no que diz respeito ao tratamento dos membros, chegando a alcançar níveis de diminuição na casa dos 50%. Apesar do bom nível na redução, os pacientes passam por momentos desagradáveis devido aos efeitos colaterais que esses medicamentos trazem.

Grimaldi e Manto, (2008) citam em seu trabalho que efeitos como náuseas, fadiga, vômitos, confusões, redução da pressão sanguínea e dores de cabeças são comuns durante o uso dos medicamentos.

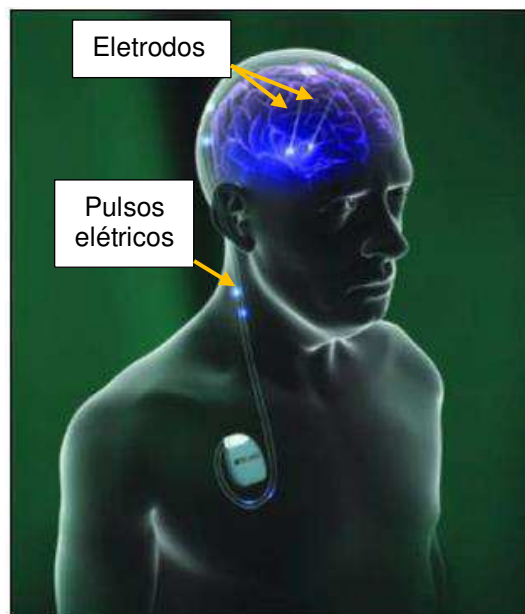
Além de todos os efeitos acima citados, essas medicações não garante um tratamento eficiente considerando casos mais graves. Nos casos em que há respostas positivas, esses devem ser aos poucos retirados para evitar o vício como consequência (GEBAL et al., 2016).

2.4.2 Cirurgia

O método cirúrgico só é recomendado em casos mais graves ou em condições em que os medicamentos não foram eficazes, já que esse é um recurso invasivo e envolvem sérios riscos (BHAGWATH, 2001). Para realização desse procedimento, é necessário que o paciente esteja em boas condições de saúde física e mental, restringindo ainda mais a sua utilização (STEIDL; ZIEGLER; FERREIRA, 2007).

Dois dos procedimentos cirúrgicos mais utilizados pelos profissionais de saúde são através da estimulação cerebral profunda (DBS – *Deep Brain Stimulation*), que consiste na implantação de um eletrodo dentro do cérebro capaz de enviar pulsos elétricos de modo a interromper o tremor, conforme pode ser observado na Figura 4. A outra maneira é a realização de uma lesão em uma área do cérebro no núcleo ventral intermédio (VIM – *Ventral Intermediate Nucleus*). Entretanto, além de não haver garantias do sucesso no paciente, ainda há alguns efeitos colaterais gerados pelo procedimento, como a fraqueza, dores de cabeça, tonturas e dificuldades de falar (TURKISTANI, 2017).

Figura 4 - Sistema de Estimulação Cerebral Profunda implantado



Fonte: Gonçalves Ferreira (2014)

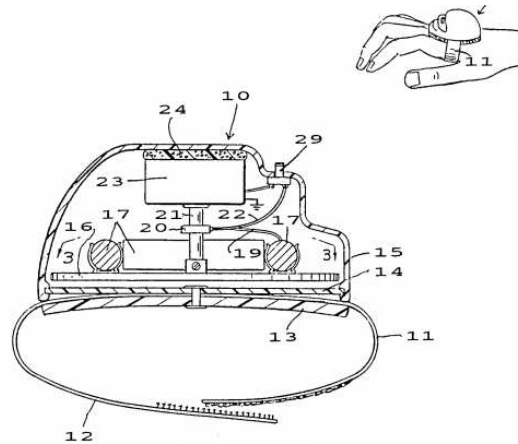
2.4.3 Métodos alternativos de controle do tremor

Nos dias atuais, a utilização de métodos alternativos tem crescido devido a sua forma de uso não invasiva e que proporciona bons resultados sem efeitos colaterais. A seguir é apresentado alguns trabalhos relevantes sobre o tema.

Algumas pessoas construíram e patentearam dispositivos dito capaz de eliminar os tremores patológicos. A maioria não obteve sucesso por não possuírem

tecnologia suficiente para atender as necessidades do projeto. Foi o caso do dispositivo estabilizador proposto por Hall (1991) que nada mais é que uma espécie de luva com um pequeno motor elétrico acoplado e alimentado por pilhas. Seu esquema pode ser visto na Figura 5.

Figura 5 – Vista esquemática da luva estabilizadora de tremores criada por William D. Hall.

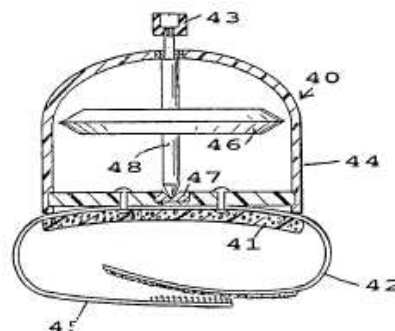


Fonte: Hall (1991).

Apesar de propor grandes resultados, seu aparelho não era nenhum pouco confortável, porém a maior complicação enfrentada era o consumo de energia pelo motor elétrico, sendo necessário uma troca constante de sua bateria.

Tentando evitar esse problema, Hall criou ainda outro aparelho que não necessitasse de baterias para funcionar, foi então que ele desenvolveu o aparato mostrado na Figura 6.

Figura 6 – Versão sem bateria do dispositivo estabilizador de tremor criado por William D. Hall.

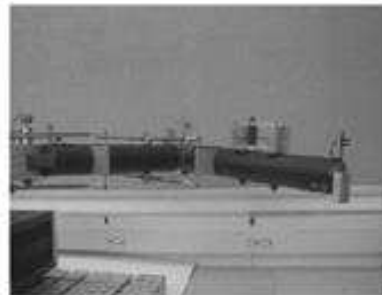
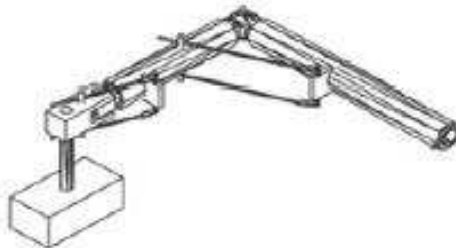


Fonte: Hall (1991).

Para que o dispositivo funcionasse, era necessário uma fonte de energia que fizesse o disco girar. Pensando em reverter esse caso, ele criou outro componente que era conectado à energia elétrica, fornecendo rotação para dispositivo. O grande problema era que o sistema não conseguia atuar em tarefas que demandassem muito tempo, obrigando o usuário a visitar várias vezes a sua fonte de energia.

Utilizando-se dos princípios dos absorvedores de vibrações, Hashemi Golnaraghi e Patla (2004) estudaram formas de melhorar o desempenho de equipamentos e assim, aumentar a redução dos tremores. No seu trabalho, foram desenvolvidos métodos numéricos e também experimentais com o propósito de validar os resultados. Foi construído um modelo de braço de dois graus de liberdade exposto na Figura 7.

Figura 7 – Desenho final do braço e vista frontal do mesmo construído.



Fonte: Hashemi Golnaraghi e Patla (2004).

A grande contribuição do seu trabalho está no fato de indicar melhores desempenho do Absorvedor Dinâmico de Vibração (ADV) conforme a escolha de uma adequada posição do mesmo. Desse modo, seus resultados revelam-se satisfatórios, chegando a 80% de redução nos tremores. Apesar da alta capacidade de atenuação, o protótipo apresenta poucas chances de se transformar em um produto capaz de chegar aos pacientes, pois além da sua robustez, não foram realizados testes em portadores da DP.

Rocon et al. (2007) desenvolveram uma órtese capaz de reduzir os tremores, adequando-se aos parâmetros do braço afetado, como posição e aceleração, obtidos através de sensores. Para isso, essas informações são interpretadas por

microcontroladores, fazendo o dispositivo atuar no braço, diminuindo sua amplitude de vibração. O protótipo, Figura 8, está apto a reduzir tremores no cotovelo, punho e antebraço.

Figura 8 – Vista lateral e frontal da órtese.



Fonte: Rocon et al. (2007)

Foram realizados experimentos em portadores da DP, logo foi possível obter resultados mais próximos da realidade. A redução conseguida foi de 40% para todos os usuários e podendo alcançar 80% em pacientes com tremores mais amplificados.

Na Universidade Tecnológica da Malásia, Kazi et al. (2010), analisaram a eficiência de uma luva atenuadora de tremores que utilizavam atuadores piezoelétricos, Figura 9.

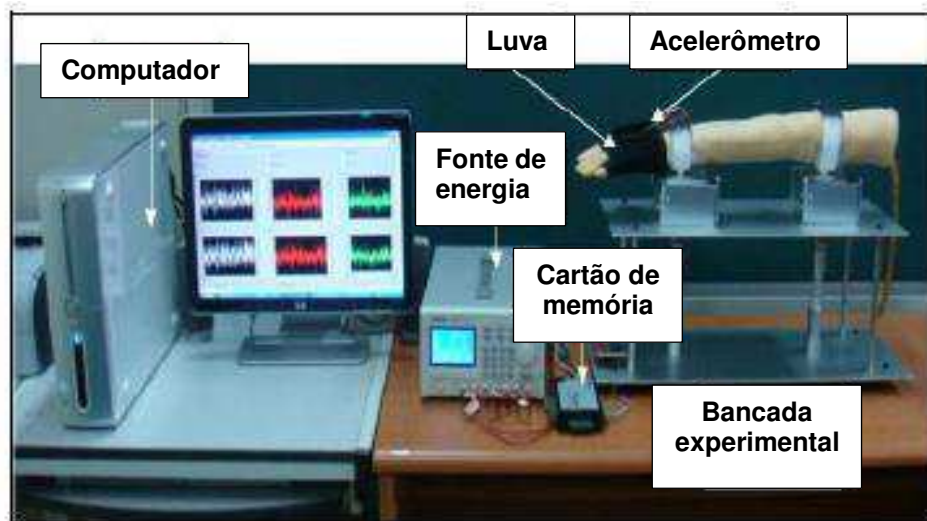
Figura 9 – Luva atenuadora de tremores por meio de atuadores piezoelétricos.



Fonte: Kazi et al. (2010).

Antes de tudo, foi dimensionado um modelo de braço que serviu de exemplo para que pudesse ser testada a luva. O piezoelétrico é um atuador capaz de converter energia elétrica em energia mecânica ou também o contrário. Sendo assim, esse dispositivo foi instalado em uma luva e testado na palma da mão do modelo de braço construído, conforme mostrado na Figura 10.

Figura 10 – Configuração experimental da luva atenuadora no modelo de braço.

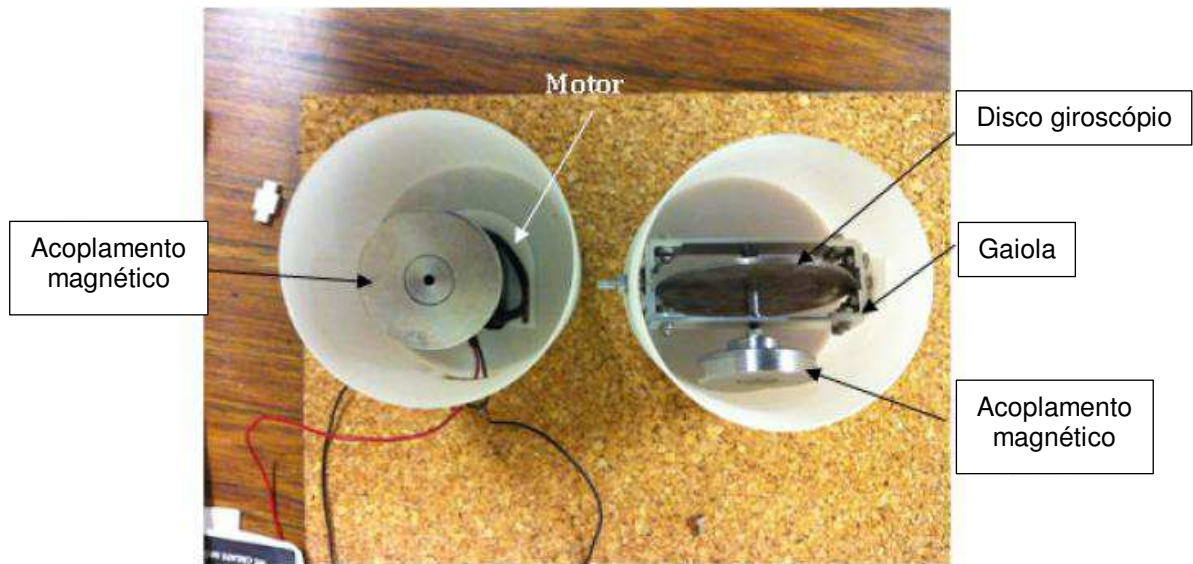


Fonte: Adaptado de Kazi et al. (2010).

Os resultados retratam uma redução na magnitude do tremor em cerca de 34,50% para 7Hz, 63,39% para 8Hz e 76,16% considerando um tremor de 9Hz.

Inspirados nos estabilizadores giroscópicos para barcos, Abbaszadeh (2012) desenvolveu um copo estabilizador para ser usado por paciente com tremores. Através de um disco giratório dentro de um compartimento que pode ser acoplado a um copo, é possível obter um torque resistivo de modo que esse é convertido em um torque estabilizador, evitando que o paciente derrame o líquido contido dentro do copo. Inicialmente foi realizada uma simulação e posteriormente construído, porém sem resultados experimentais. O aparelho estabilizador pode ser visto na Figura 11.

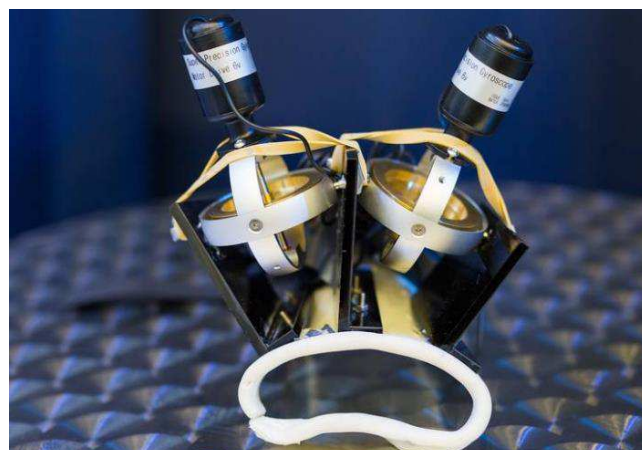
Figura 11 – Vista superior do copo estabilizador de tremores.



Fonte: Adaptado de Abbaszadeh (2012).

Segundo Parkin (2016), em seu artigo publicado no *MIT Technology Review*, um dispositivo intitulado *GyroGlove* promete reduzir os tremores da Doença de Parkinson através da utilização de giroscópios. Parkin comenta que o aparato foi desenvolvido por um grupo de estudantes do Imperial College London e pode alcançar uma atenuação de mais de 90% nos tremores, seu preço varia entre \$550 a \$850 dólares, mas deve ser reduzido se produzido em grande escala. O protótipo inicial é apresentado na Figura 12.

Figura 12 – Vista parcial do protótipo do dispositivo giroscópico GyroGlove.



Fonte: Alecrim (2015).

Espera-se que o dispositivo consiga alcançar tamanho cada vez menores, como o conceito proposto pelos criadores visto na Figura 13.

Figura 13 – Conceito da luva atenuadora giroscópica.



Fonte: Parkin (2016).

No trabalho de Deshpande (2017) foi desenvolvido um dispositivo absorvedor utilizando SMA (Shape Memory Alloy), um material capaz de sofrer grandes deformações sem que entre no regime plástico. Outra característica importante é a sua capacidade de efeito dissipador de energia durante a aplicação de um carregamento e descarregamento, comportando-se como um amortecedor. Foi pensando nesses parâmetros que foi construído o aparelho absorvedor da Figura 14, ao qual foram utilizadas molas SMA, obtendo assim, um sistema composto por massa, mola e amortecedor.

Figura 14 – Dispositivo absorvedor com molas SMA.

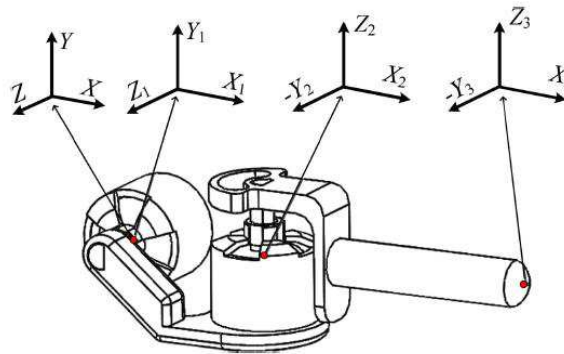


Fonte: Deshpande (2017).

O projeto foi simulado em ambiente Matlab® através da ferramenta Simulink e testado experimentalmente. O dispositivo apresentou bons resultados, chegando a uma redução de 40% na aceleração quando submetido a uma frequência de 3Hz. Embora o dispositivo apresentar características de absorvedor, seus parâmetros não indicam viabilidade de construção, pois se trata de um simples elemento de dissipação de energia, sem o menor cuidado relacionado ao que tange o uso do aparelho em pessoas portadoras da DP.

No trabalho de Abbasi et al., (2018) foi desenvolvido uma simulação de um dispositivo portátil do tipo colher para ser usado durante a alimentação por pessoas com Parkinson ou Tremor Essencial. Trata-se de um aparelho de controle ativo, ou seja, capaz de reconhecer e atuar diminuindo os tremores causado pelas doenças. Seu funcionamento é baseado na utilização de dois servomotores, onde um é conectado a base do sistema e o outro à extremidade do primeiro, sendo capaz de girar em duas direções ortogonais diferentes, conforme esquematizado na Figura 15. A medição da frequência é feita através de sensores que interpretam o sinal e alimenta os servomotores de maneira que a colher permaneça sempre em uma posição fixa.

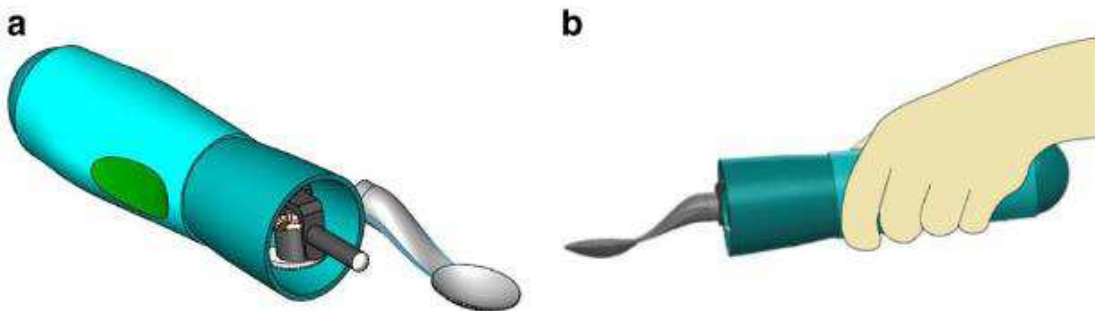
Figura 15 – Mecanismo de conexão entre os servomotores.



Fonte: Abbasi et al., (2018).

O estudo revelou que o dispositivo atenuador foi responsável por reduzir em até 75% a transmissão do tremor ao equipamento durante a sua utilização. Seu modelo é representado na Figura 16.

Figura 16 – a) Modelo CAD do dispositivo b) Esquema de manuseio do aparelho.

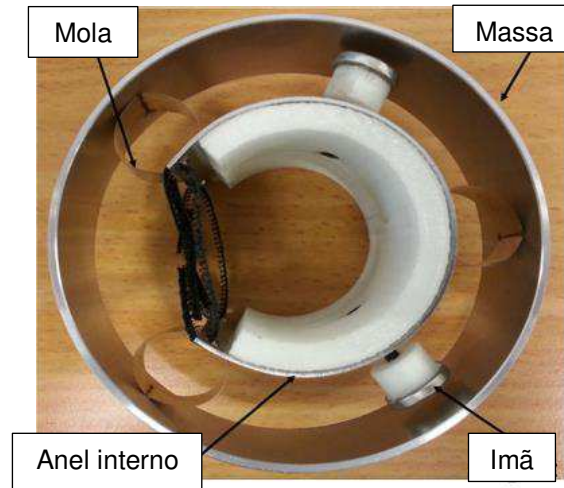


Fonte: Abbasi et al., (2018).

O Vib-bracelet foi um projeto desenvolvido por Buki et al. (2018) fundamentado nas características do ADV. Para esse caso, foi desenvolvido um sistema semelhante a um braço humano capaz de vibrar na mesma frequência da Doença de Parkinson, por consequência foi possível dimensionar um dispositivo com parâmetros de rigidez e amortecimento pré-definido, de modo a operar anulando a vibração do braço, sendo

o amortecedor o principal elemento de absorção de energia do sistema. O equipamento pode ser observado na Figura 17.

Figura 17 – Vista frontal do Vib-bracelet definido pelos seus principais elementos.



Fonte: Adaptado de Buki et al. (2018).

O dispositivo pesa 280g e segundo os autores, em uma faixa de frequência entre 4 a 5,75Hz, o aparelho conseguiu atingir uma atenuação de cerca de 86%. A ideia futura é poder otimizar o seu desenho para que possa ser usado por portadores da DP.

Por fim, foi estabelecido a Quadro 2 resumo ao qual consta alguns parâmetros importantes acerca do desenvolvimento de dispositivos absorvedores de tremor pelos autores acima citados.

Quadro 2 – Quadro resumo dos principais parâmetros obtidos nos dispositivos absorvedores do tremor da Doença Parkinson

Autor	Massa (g)	Capacidade de redução	Tipo de atuação	Ambiente experimental	Ano
William D. Hall	Não definido	Não definido	Passivo	Pacientes	1991
Hashemi Golnaraghi e Patla	300	80%	Passivo	Laboratório	2004
Rocon et al.	Não definido	40%	Ativo	Pacientes	2007
Kazi et al.	Não definido	Até 76%	Ativo	Laboratório	2010
Abbaszadeh	500	Não definido	Passivo	Laboratório	2012
Parkin	Não definido	90%	Passivo	Laboratório	2016
Deshpande	152,36	40%	Passivo	Laboratório	2017
Abbasi et al.	100	75%	Ativo	Laboratório	2018
Buki et al.	280	86%	Passivo	Laboratório	2018

Fonte: Autoria Própria

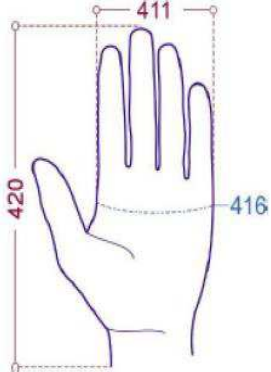
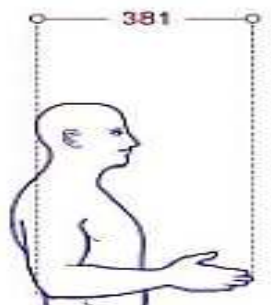
2.5 Mecânica do tremor no braço

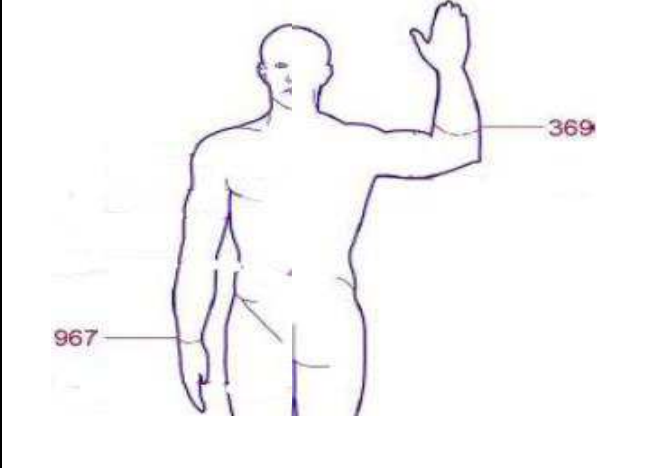
Os membros do corpo humano formam um complexo sistema dinâmico que são estudadas há muito tempo com o objetivo de conhecer suas características. A escolha dos indicadores corretos para o sistema acarreta em resultados aproximados ao real. Sendo assim, para o modelo do braço utilizado observou-se parâmetros que definiram suas principais características, logo, para esse tópico, apresentar-se-á informações físicas, geométricas e mecânicas.

2.5.1 Aspectos Geométricos

Um estudo antropométrico realizado pela NASA (2010) forneceu uma grande contribuição acerca de dados geométricos do corpo humano. Os estudos foram realizados de maneira que contribuísse com os programas e projetos espaciais que envolvessem seres humanos. Sendo assim, dados importantes sobre o braço humano puderam ser extraídos, tais como, dimensões e massa, de modo a ser atribuído ainda mais informações a este trabalho, os quais estão relacionados na Tabela 1

Tabela 1 – Dados antropométricos de um braço/mão humano.

	Dimensão	Mínimo (cm)	Máximo (cm)
	Comprimento (420)	15,8	22,1
	Largura (411)	7,1	10,2
	Circunferência da mão (416)	16,8	24,1
	Comprimento do antebraço (381)	38,7	54,6

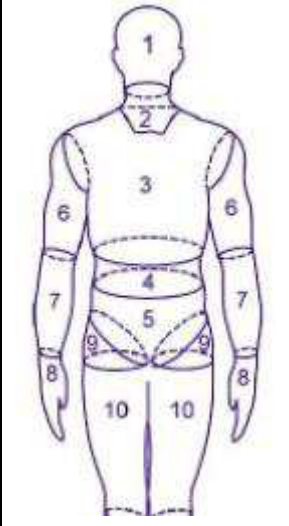
	Circunferência do punho (967)	13,5	19,8
	Circunferência do cotovelo (369)	21,6	35,3

Fonte: NASA (2010).

2.5.2 Aspectos físicos

Ainda segundo a NASA (2010), foram realizados estudos relacionados as propriedades físicas do corpo humano. Tomando esses dados como referência, foi possível obter a tabela de massa do antebraço e mão, apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Massa dos segmentos antebraço e mão.

Segmento	Massa (g)	
	Feminino	Masculino
 Antebraço (7)	730	1673
Mão (8)	298	588

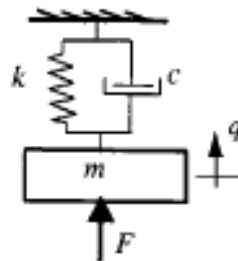
Fonte: NASA (2010)

2.5.3 Aspectos mecânicos

Do ponto de vista do comportamento dinâmico, cada membro contém pelo menos um grau de liberdade que são acionados através de músculos (HASHEMI; GOLNARAGHI; PATLA, 2004).

Para um melhor entendimento e estudo de cada componente do corpo, muitos pesquisadores desenvolveram modelos com propósito de aproximar seus trabalhos a casos reais. No trabalho realizado por Reynolds e Soedel (1972) em que foi dimensionado um sistema com um grau de liberdade, Figura 18, foi analisada as características da vibração e comparadas com um braço humano.

Figura 18 – Esquema de modelo de braço humano desenvolvido por Reynolds e Soedel.



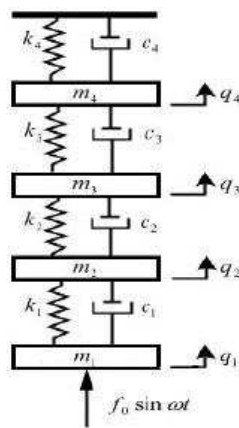
Fonte: Reynolds e Soedel (1972).

Segundo Gebai, Hammoud e Khachfe (2016), muitos pesquisadores adotam modelos de braço considerando os ossos e os tecidos como corpos rígidos unidos por articulações sem atrito com eixos de rotações fixos, admitindo assim, um modelo simplificado com um grau de liberdade.

Segundo Rakheja et al. (2002), o modelo de braço humano pode ser dimensionado como um sistema de quatro graus de liberdade definidos por parâmetros de rigidez, amortecimento e massa, Figura 19, onde a m_1 e m_2 representam a massa da derme e epiderme respectivamente. Os elementos k_1 e c_1 são os parâmetros viscoelásticos desses tecidos. Enquanto na união entre a derme e o tecido subcutâneo possuem características de rigidez e amortecimento definidas por k_2 e c_2 . A massa 3 configura o tecido subcutâneo, a massa 4 é a representação da

massa dos músculos da mão. k_3 e c_3 é o conjunto de acoplamento entre o subcutâneo e os músculos. Por fim, k_4 e c_4 referem-se ao acoplamento dos músculos com os ossos. A força $f_0 \sin \omega t$ é representada como uma excitação harmônica ao qual o modelo está sujeito, por exemplo, no caso dos tremores patológicos.

Figura 19 – Modelo de um braço humano com quatro graus de liberdade.



Fonte: Rakheja et al. (2002).

O caso anterior representa um modelo mais complexo, definindo diversos aspectos do braço, porém outros padrões foram criados com o intuito de simplificar os estudos, adequando-o conforme a necessidade do trabalho.

2.5.4 Modelo matemático

No trabalho de Hosseini, Firoozbakhsh e Naseri (2014), foi modelado um braço sob efeito de vibração com a intenção de desenvolver um absorvedor do tremor. Foram consideradas as seguintes condições para o modelo, o antebraço e a mão foram considerados como um só segmento, assumindo pequenos deslocamentos angulares, aproximando-os de sistemas linearizados. Logo, a equação matemática que rege o movimento foi definida como:

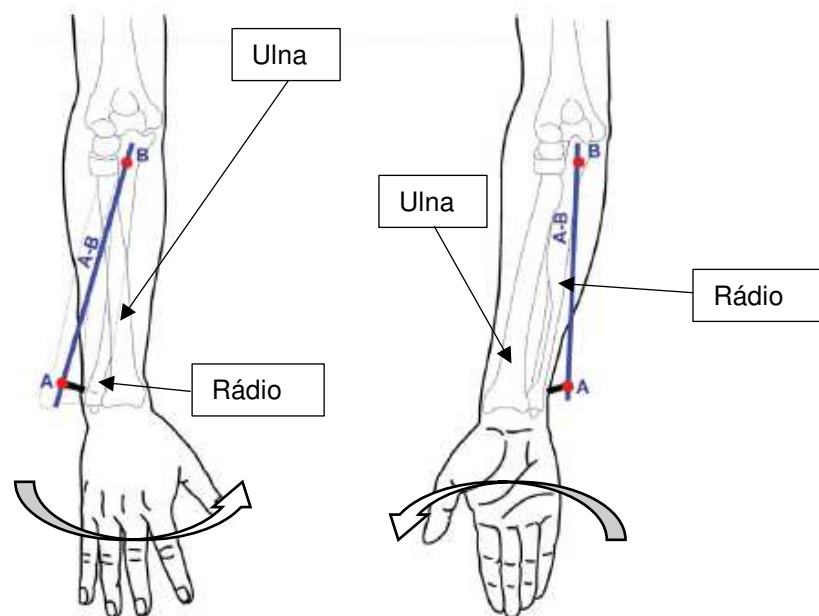
$$[M]\{\ddot{\theta}\} + [C]\{\dot{\theta}\} + [K]\{\theta\} = \{T_0 \text{sen}(\omega t)\} \quad (1)$$

Onde M é a matriz de massa do braço, C e K são as matrizes dos coeficientes de amortecimento e rigidez respectivamente e $\{T_0 \text{sen}(\omega t)\}$ corresponde ao vetor da força ao qual o braço está sujeito.

2.5.5 Informações quanto ao modo de tremer

No trabalho realizado por Rocon et al (2007), é descrito a dinâmica do conjunto antebraço-mão. O movimento característico é chamado de pronação-supinação, definido pelo movimento rotacional alternativo em torno do seu eixo longitudinal, assemelhando a uma onda senoidal. O esquema do movimento é mostrado na Figura 20, ao qual observa-se o caminho percorrido pelo braço seguindo a direção da seta indicadora. Nota-se também que o osso chamado Rádio é deslocado durante o movimento, representado pela reta AB, enquanto o osso Ulna, permanece fixo.

Figura 20 – Esquema do movimento de pronação-supinação.

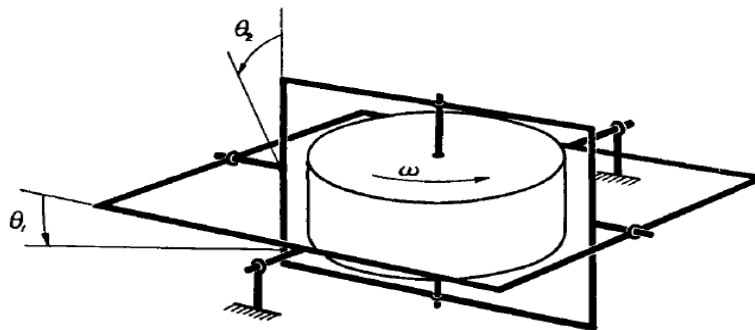


Fonte: Adaptado de Reynolds e Soedel (1972).

2.6 Sistemas Giroscópios

O giroscópio pode ser definido como um corpo sólido capaz de girar em altas rotações angulares em torno do seu centro (SCARBOROUGH, 1958). Esse dispositivo é composto por um disco e uma gaiola ao qual permite deslocamentos em duas direções, conforme visto na Figura 21. Quando esse disco se encontra em altas rotações, é criada uma grande resistência à mudança de direção do seu eixo de giro, ou seja, ele sempre tenderá a permanecer na mesma posição, mesmo que aplicado alguma perturbação externa.

Figura 21 – Diagrama esquemático de um giroscópio



Fonte: Arnold (1961).

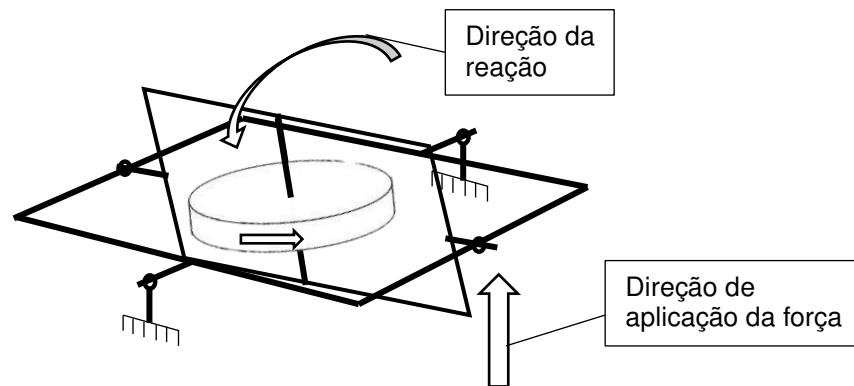
No contexto histórico, o matemático Euler permitiu grandes avanços para o estudo dos giroscópios, já que seu trabalho forneceu as equações gerais do movimento do corpo rígido ao qual estabeleceu uma relação do seu comportamento. Logo surgiu a utilização em aviões e em navio, mas só no século 19 foi desenvolvida aplicações para controle de vibrações em mecanismos (ARNOLD, 1961).

2.6.1 *Comportamento*

Segundo Cousins (1990), a principal característica dos giroscópios está no fato de que ao aplicar uma força no corpo, este reage perpendicularmente ao eixo de aplicação, seu esquema é apresentado na Figura 22. Sua segunda característica é

que a adição de uma força constante ao corpo, faz com que esse precesse com velocidade angular constante em torno de um eixo vertical.

Figura 22 – Esquema de reação giroscópica à força.



Fonte: Autoria própria.

2.6.1.1 Precessão

Entende-se como precessão, o fenômeno de conservação do momento angular, no qual com a aplicação de um torque externo no sistema ao invés de alterar a velocidade angular do disco, a reação do mecanismo é o giro em torno de um eixo vertical (SCARBOROUGH, 1958).

A direção da precessão irá depender do sentido de giro do disco, e em qual lado do sistema é aplicada o torque perturbador. A velocidade em que o sistema precessa tem relação direta com o a força externa, ou seja, varia diretamente proporcional a sua aplicação e inversamente à velocidade angular do disco, conforme visto na Figura 22. Para entender melhor isso, é necessária uma análise física e matemática mais detalhada do sistema que pode ser desenvolvida utilizando a equação do movimento de Euler, Equação (2) :

$$\begin{cases} \frac{dH_x}{dt} + H_z\Omega_y - H_y\Omega_z = M_x, \\ \frac{dH_y}{dt} + H_x\Omega_z - H_z\Omega_x = M_y, \\ \frac{dH_z}{dt} + H_y\Omega_x - H_x\Omega_y = M_z \end{cases} \quad (2)$$

$\frac{dH_x}{dt}$, $\frac{dH_y}{dt}$ e $\frac{dH_z}{dt}$ – Variação do momento angular no tempo em torno dos eixos x , y e z respectivamente;

H_x , H_y e H_z – Momento angular sobre os eixos x , y e z respectivamente;

Ω_x , Ω_y e Ω_z – Velocidade angular sobre os eixos x , y e z respectivamente;

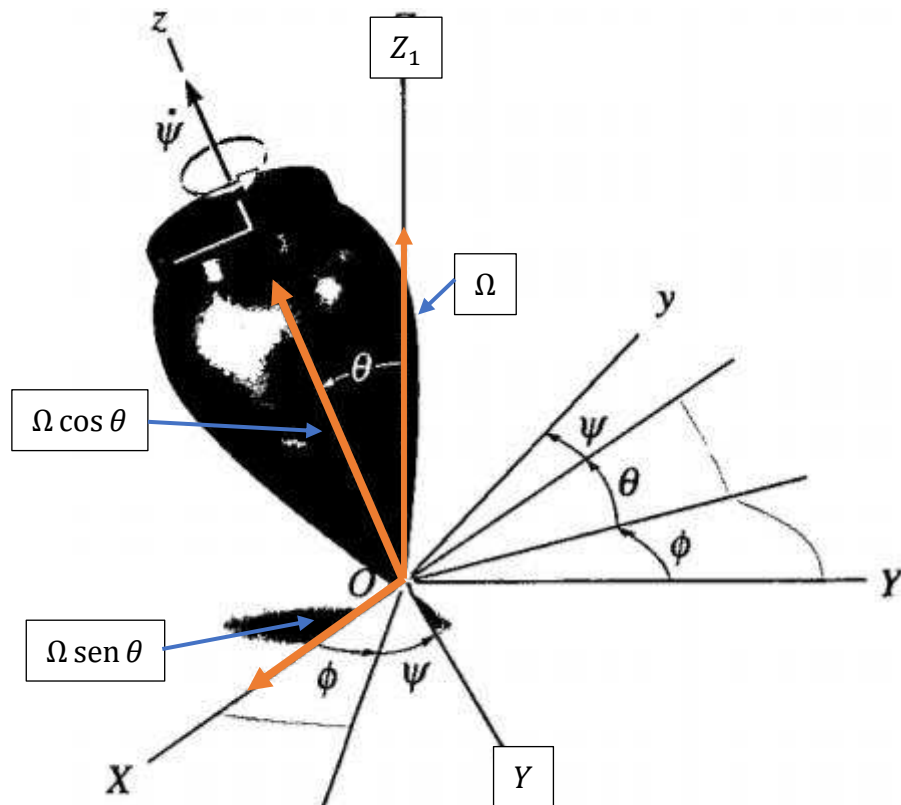
Porém, em um sistema onde a velocidade angular é constante, pode-se afirmar que a equação (2) reduz-se a:

$$\frac{dH_x}{dt} = 0, \quad \frac{dH_y}{dt} = 0, \quad \frac{dH_z}{dt} = 0 \quad (3)$$

As velocidades angulares consideradas nos três eixos podem ser melhor examinadas utilizando a Figura 23, de modo que é considerado um pião de momento de inércia C que gira em torno do eixo OZ com velocidade constante $\dot{\phi}$ e que faz um ângulo θ com o eixo vertical OZ_1 , chamado de eixo de precessão. Sobre esse eixo, o sistema precessa com velocidade Ω constante. A velocidade de precessão sobre os eixos móveis $O - XYZ$, são definidas por:

$$\Omega_x = -\Omega \sin\theta, \quad \Omega_y = 0, \quad \Omega_z = \Omega \cos\theta \quad (4)$$

Figura 23 – Diagrama esquemático dos vetores de velocidade angular em um sistema de disco giratório



Fonte: Hibbeler (2005).

Por definição, o momento angular é o produto do momento de inércia pela velocidade angular. Considerando A como sendo o momento de inércia do disco sobre o eixo X , e $\Omega \cos \theta + \dot{\phi}$ como a velocidade resultante sobre o eixo OZ , tem-se que:

$$H_x = -A\Omega \sin \theta, \quad H_y = 0, \quad H_z = C(\Omega \cos \theta + \dot{\phi}) \quad (5)$$

Utilizando as equações (4) e (5) em (2) é obtido que:

$$M_x = 0, \quad M_y = [C\dot{\phi} + (C - A)\Omega \cos \theta]\Omega \sin \theta, \quad M_z = 0 \quad (6)$$

Ou pode melhor ser reescrita da seguinte forma:

$$M_y = [C + (C - A) \frac{\Omega}{\dot{\phi}} \cos\theta] \Omega \dot{\phi} \sin\theta \quad (7)$$

Considerando um sistema estável em que a velocidade $\dot{\phi}$ de rotação do disco é muito superior a de precessão Ω , a equação (7) torna-se:

$$M_y = C \Omega \dot{\phi} \sin\theta \quad (8)$$

Para um ângulo θ igual a 90° , a equação (8) é então:

$$\Omega = \frac{M_y}{C \dot{\phi}} \quad (9)$$

Demonstrando então a relação da velocidade de precessão com o torque externo e a velocidade do disco.

O modelo descrito anteriormente baseia-se principalmente na aplicação de um torque necessário para que a precessão seja constante. Porém a precessão pode continuar mesmo depois que o torque externo seja removido, caracterizando um evento chamado precessão livre. Logo, a velocidade de precessão livre pode ser obtida tomando a equação (7) e fazendo $M_y = 0$, logo:

$$\Omega = - \frac{C \dot{\phi}}{(C - A) \cos\theta} \quad (10)$$

O sinal negativo da equação (10) possibilita realizar duas afirmações sobre o fenômeno de precessão. A primeira é que quando $C > A$ e $\theta < 90^\circ$, Ω e $\dot{\phi}$ possuem

sinais opostos, logo a precessão será ser retrógrada. Quando $C < A$, Ω e $\dot{\theta}$ terá o mesmo sinal, a precessão será direta(SCARBOROUGH, 1958).

2.6.2 Resistência Giroscópica

Quando se aplica uma força externa sobre um giroscópio, esse tende a resistir à mudança de direção do seu eixo de rotação. Essa é uma relação explicada pela terceira lei do movimento de Newton, ao qual o sistema opõe-se a precessar através de um torque igual e oposto ao aplicado. É essa reação inercial que dá ao giroscópio uma função útil na prática (SCARBOROUGH, 1958).

Uma vez que a reação giroscópica é classificada como um torque igual e oposto ao torque externo aplicado, é possível definir matematicamente essa reação utilizando as relações das equação (6) e chamando o torque resistivo de K , obtem-se:

$$K_y = -[C\dot{\theta} + (C - A)\Omega\cos\theta]\Omega\sin\theta \quad (11)$$

$$K_y = -\left[C + (C - A)\frac{\Omega}{\dot{\theta}}\cos\theta\right]\Omega\dot{\theta}\sin\theta \quad (12)$$

$$K_y = -\left[C + (C - A)\frac{\Omega}{\dot{\theta}}\cos\theta\right](\Omega\dot{\theta}) \quad (13)$$

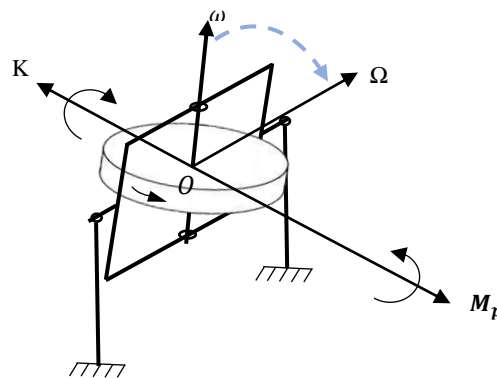
$$K_y = -C\Omega\dot{\theta}; \quad \text{para } \theta = 90^\circ \quad (14)$$

A interpretação da equação (14) é definida como: o momento perturbador no sistema produz uma precessão de velocidade Ω , onde essa precessão que é induzida, será a causa da geração do torque resistivo K . Por outro lado, quando não há precessão, também não haverá o torque resistivo produzido pelo giroscópio.

2.6.2.1 Direção do momento giroscópico

É de grande importância saber em qual direção o giroscópio irá atuar ao ser perturbado por um torque externo, pois a partir dele, será desenvolvido o sistema de atenuação. Dessa forma, o vetor torque de reação K é encontrado usando a regra da mão direita, onde o polegar apontará para a direção do vetor reação e os dedos restantes apontam da direção do vetor positivo do eixo de rotação do disco ω para o eixo positivo do vetor precessão Ω , expressado pela linha tracejada azul na Figura 24.

Figura 24 – Diagrama esquemático da ação-reação em um giroscópio



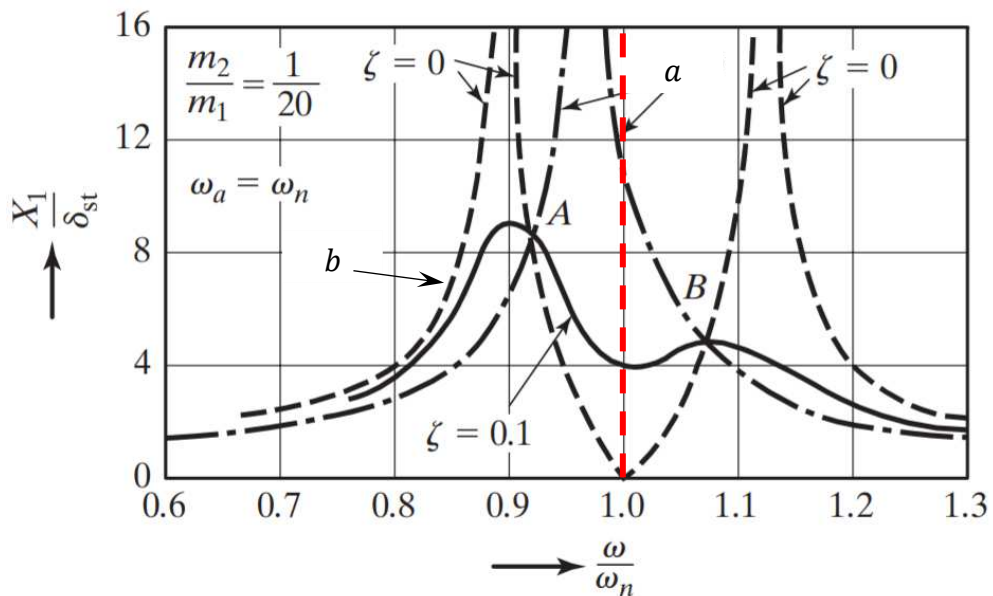
Fonte: Autoria própria.

2.6.3 Estabilizadores giroscópicos

No mundo há diversos sistemas mecânicos que podem sofrer devido a resposta dinâmica através de forças externas, isso pode ser normal em alguns casos, porém pode ser desagradável quando atinge níveis elevados. Pode-se citar como exemplos os barcos que oscilam devido as ondas do mar. Por isso, surgiram uma série de aparelhos que possam controlar esses movimentos, dentre eles estão os absorvedores e estabilizadores, dependendo da sua aplicação (ARNOLD, 1961).

Os estabilizadores giroscópicos surgiram como mais uma alternativa devido a sua alta capacidade de produção de torque e a rápida resposta que o mesmo tem a uma perturbação dinâmica. Para entender melhor essa situação, será usado como exemplo o gráfico da Figura 25.

Figura 25 – Diagrama explicativo da atuação do absorvedor giroscópico



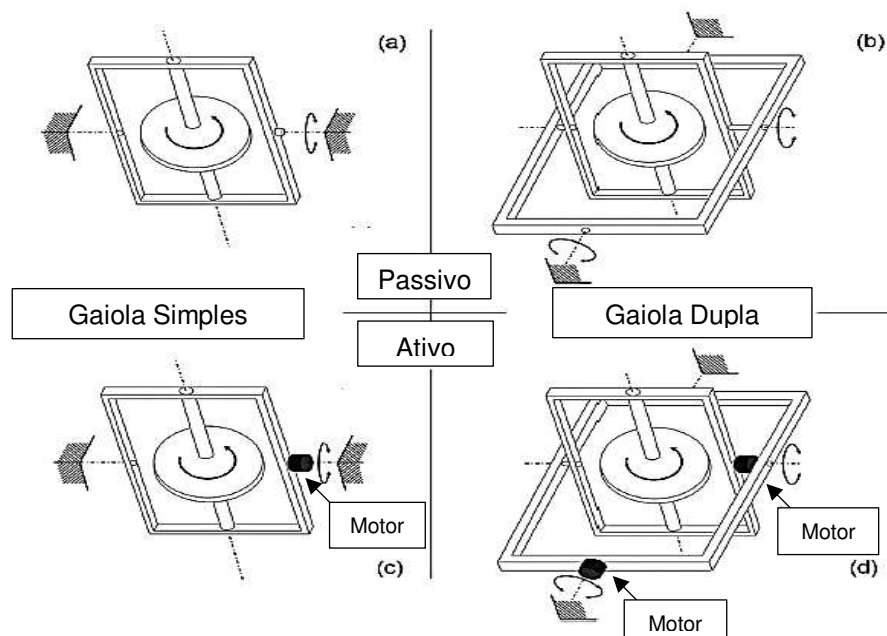
Fonte – Adaptado de Rao (2011).

Considerando o gráfico da resposta em frequência de um sistema de um grau de liberdade sob efeito de vibração forçada, representado pela linha tracejada *a*, quando $\omega/\omega_n = 1$, ocorre um pico de amplitude significando que nessa região, o sistema vibra com mais intensidade, sendo esse fenômeno chamado de ressonância. Ao adicionar um absorvedor giroscópico ao sistema em questão, é notado o surgimento de dois picos de amplitude, caracterizando um sistema com dois graus de liberdade, representada pela linha tracejada *b*. É importante notar também uma região em que a amplitude é zero em $\omega = \omega_n$ ou seja, a região onde ocorre a chamada antirressonância. É nesse ponto que o giroscópio está sintonizado, contra atuando o torque perturbador. Apesar de aparentemente ser uma situação desejada, nela surgem dois novos picos que precisam também de atenção e uma forma de reduzi-lo. Para contornar isso, é interessante adicionar ao giroscópio um elemento dissipador de energia, por exemplo, um amortecedor. Amortecimento próximos a zero tendem a se comportarem como a curva tracejada denotada por $\zeta = 0$, ou seja, altos níveis de amplitudes nas frequências de ressonância do sistema. Por outro lado, a adição de amortecimento ao sistemas permitem um comportamento semelhante a $\zeta = 0,1$, com uma diminuição das amplitudes dos picos e o aumento do ponto de antirressonância, como pode ser visto na Figura 25 através da linha contínua.

2.6.3.1 Tipos de Estabilizadores Giroscópios

Os tipos de estabilizadores podem ser classificados conforme a quantidade de gaiolas a ele associado, podendo ser simples ou duplas. Outra maneira de caracterizá-lo é quanto a sua atuação do torque, representado por ser ativo ou passivo. A Figura 26 apresenta as combinações possíveis quanto ao seu tipo (TOWNSEND; SHENOI, 2011).

Figura 26 – Tipos de estabilizadores giroscópicos



Fonte: Adaptado de townsend e shenoi (2011).

O estabilizador de controle passivo é basicamente ativado pelo próprio movimento do sistema, eliminando a necessidade de uma fonte externa de energia para sua utilização. Já o controle ativo é mais complexo e mais caro, já que é necessário uma fonte de energia externa para atuação dos atuadores na gaiola do giroscópio (HOSSEINI; FIROOZBAKHS; NASERI, 2014).

Ainda segundo Townsend e Shenoi (2011), o estabilizador de gaiola simples transfere o torque através da sua estrutura, por isso sua efetividade está relacionada com a capacidade dessa gaiola suportar os esforços. A vantagem da utilização da gaiola simples é a de conseguir promover um maior torque em relação a gaiola dupla.

2.6.3.2 Efeito da rotação do disco

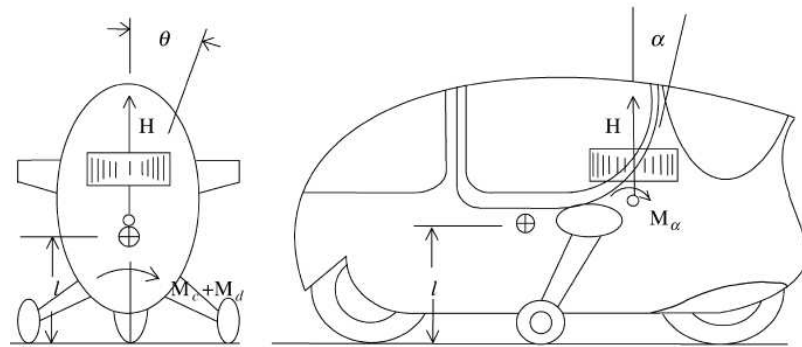
A rotação do disco giroscópico tem grande influência na capacidade do estabilizador, uma vez que altas velocidades podem ser uma alternativa para a redução na massa do disco de modo que haja um mesmo torque. De uma maneira análoga, também há a possibilidade de aumentar a massa do disco, permitindo uma de velocidade menor. Uma desvantagem da escolha por altas rotações está no fato do consumo de energia e o aquecimento gerado pelo sistema (TOWNSEND; SHENOI, 2011).

2.6.4 Aplicações típicas do sistema giroscópico

A primeira demonstração de aplicação de um giroscópico estabilizador foi apresentada por Schlick, (1904), utilizando-o para controlar os movimentos oscilatórios causados pelas ondas do mar em um barco. Apesar do sucesso do experimento, Schlick não conseguiu modelar matematicamente seu dispositivo. Só em 1908 o Professor Perry descreveu a modelagem matemática do estabilizador giroscópico aplicada a um barco sob vibração forçada representando as ondas do mar. Somente 34 anos depois, o estabilizador de Schlick foi patenteado por Arnold (1942).

No trabalho de Karnopp (2002) foi desenvolvido um modelo de automóvel de duas rodas capaz de transportar duas pessoas. O diferencial desse veículo é que ele utiliza um estabilizador giroscópico para controlar suas inclinações e evitar que ele tombe, seja ele estacionado ou em movimento. Seu conceito é apresentado na Figura 27, onde o ângulo θ representa a inclinação que o veículo pode sofrer durante o movimento e α o ângulo que o giroscópico faz para que haja precessão e por consequência, a estabilização do automóvel. Os dois suportes anexados em sua lateral são utilizados quando o veículo parar e o giroscópico não estiver atuando.

Figura 27 – Esquema do veículo de duas rodas proposto por Karnopp



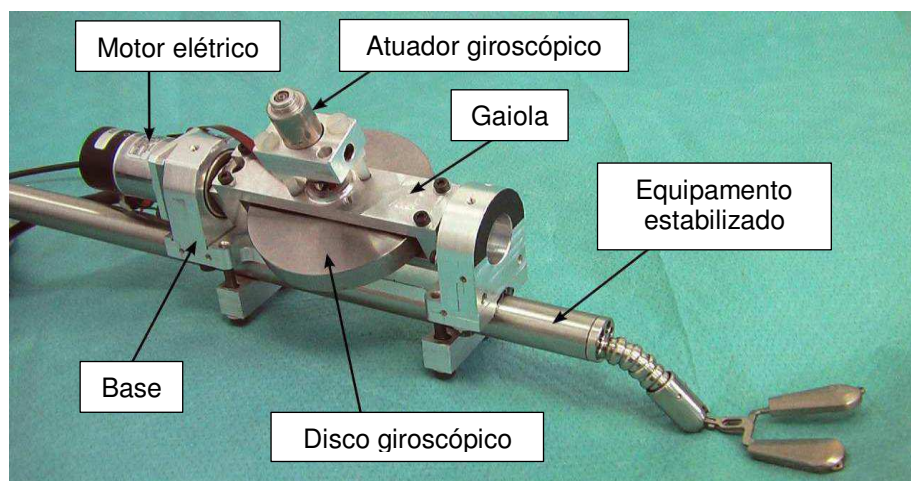
Fonte: Karnopp (2002).

Com esse veículo, espera-se uma redução dos espaços utilizados pelos automóveis tradicionais não só para estacionar, mas também durante o tráfego.

O trabalho desenvolvido por Gagne et al. (2010) propôs um dispositivo que utiliza os princípios de estabilização ativa para atenuar a vibração em um aparelho empregado em cirurgias cardíacas. O protótipo da

Figura 28 representa o equipamento onde está conectado o estabilizador e seus principais componentes.

Figura 28 – Dispositivo estabilizador para realização de cirurgias cardíacas.

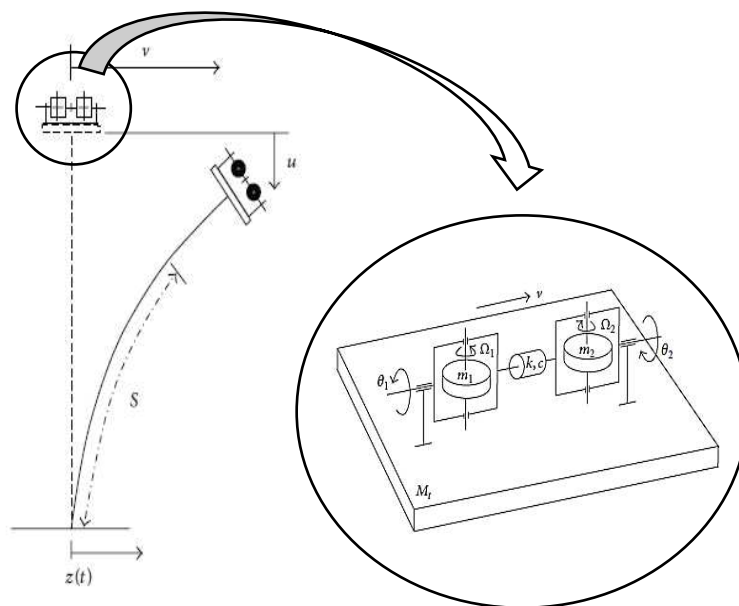


Fonte: Adaptado de Gagne et al. (2010)

Os resultados apresentaram bons resultados para a aplicação, pois foi conseguido uma redução de 70% na amplitude do deslocamento durante os experimentos realizados.

Ünker e Çuvalci (2016) desenvolveram uma pesquisa com intuito de encontrar os melhores valores de amortecimento e rigidez associado a dois sistemas giroscópico que estão montados sobre uma coluna em balanço, conforme Figura 29. O sistema atua de forma que os discos dos giroscópios girem em sentidos opostos, gerando assim precessões contrárias e consequentemente, torques capazes de manter a viga estabilizada.

Figura 29 – Modelo de coluna em balanço com sistema giroscópico duplo acoplado



Fonte: Ünker e Çuvalci (2016).

Considera-se para o estudo, a movimentação da coluna no sentido u na vertical e v na horizontal, S representa o comprimento da viga e $z(t)$ o deslocamento de base no tempo.

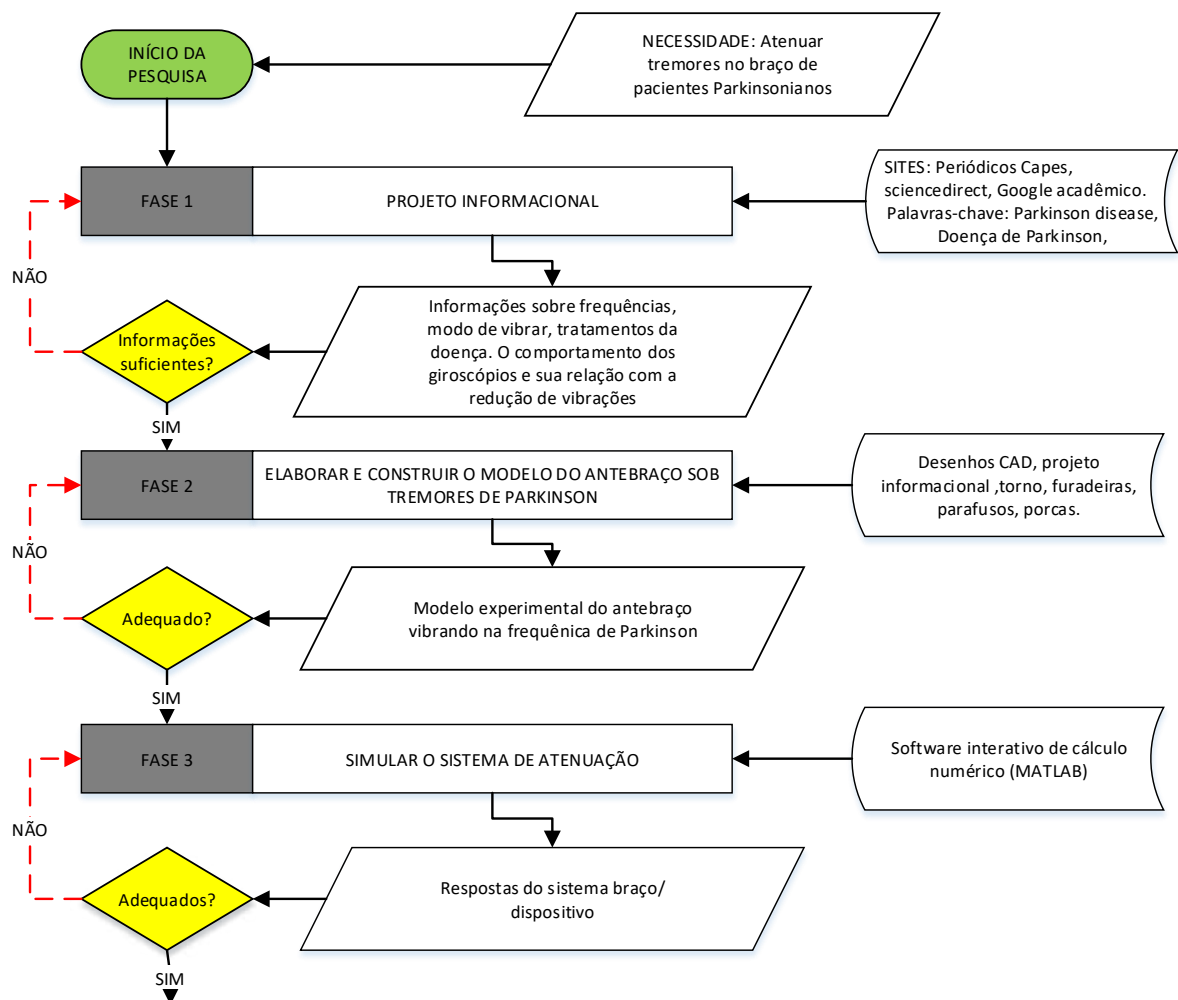
Ao aplicar as condições iniciais do sistema, foi variado a rotação do disco giroscópico, o amortecimento e a rigidez associada de modo a validar as relações que mostram a melhor escolha desses parâmetros. Provando então que a seleção adequada desses valores acarreta na condição ótima de atenuação.

CAPITULO III

3 MATERIAIS E MÉTODOS

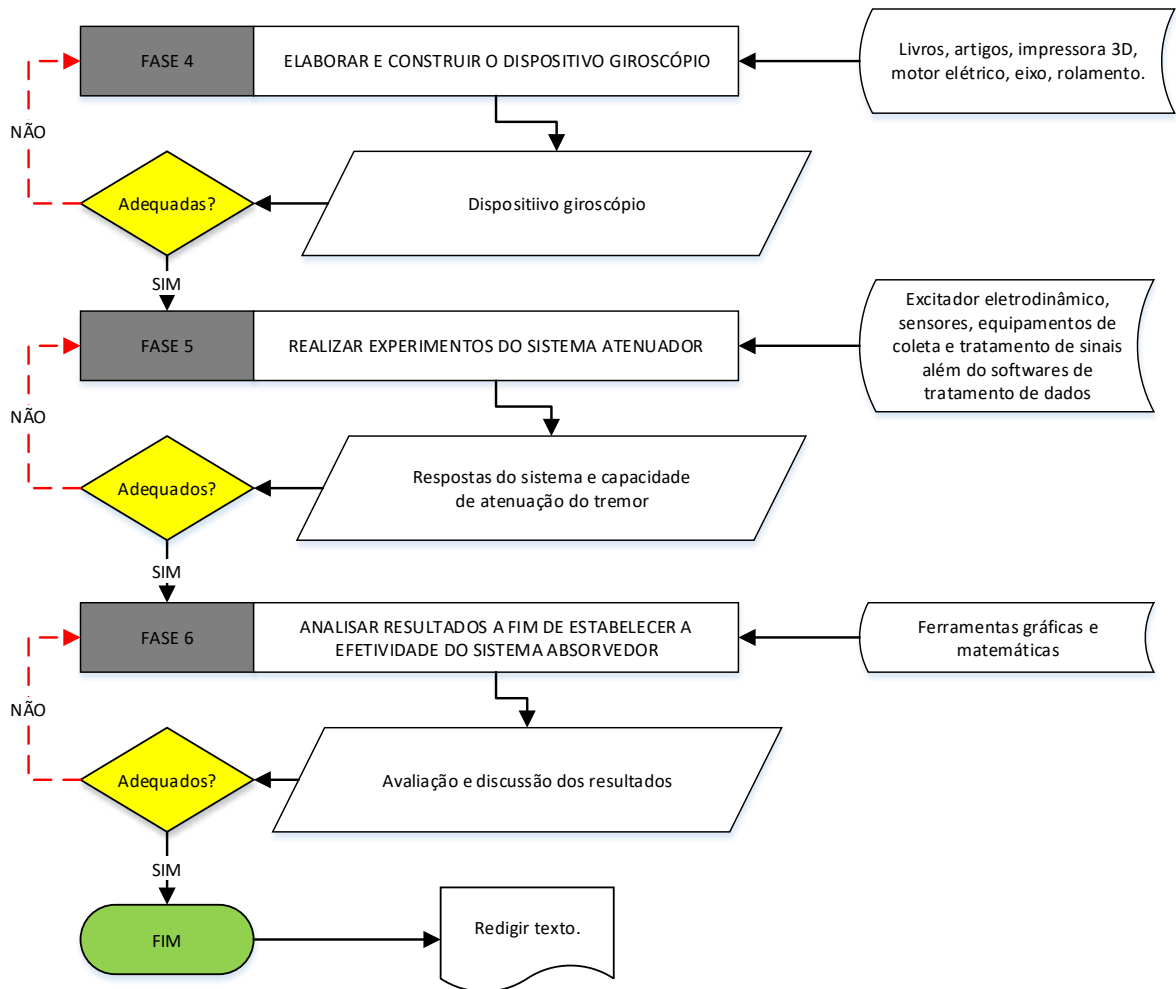
Nessa etapa, foram iniciados os planejamentos das atividades necessárias ao alcance do objetivo principal, seguindo as fases conforme descrito no fluxograma das Figura 30 e Figura 31.

Figura 30 – Fluxograma de atividades necessário a obtenção de resultados.



Fonte: Autoria própria

Figura 31 – (Continuação) Fluxograma de atividades necessário a obtenção de resultados.

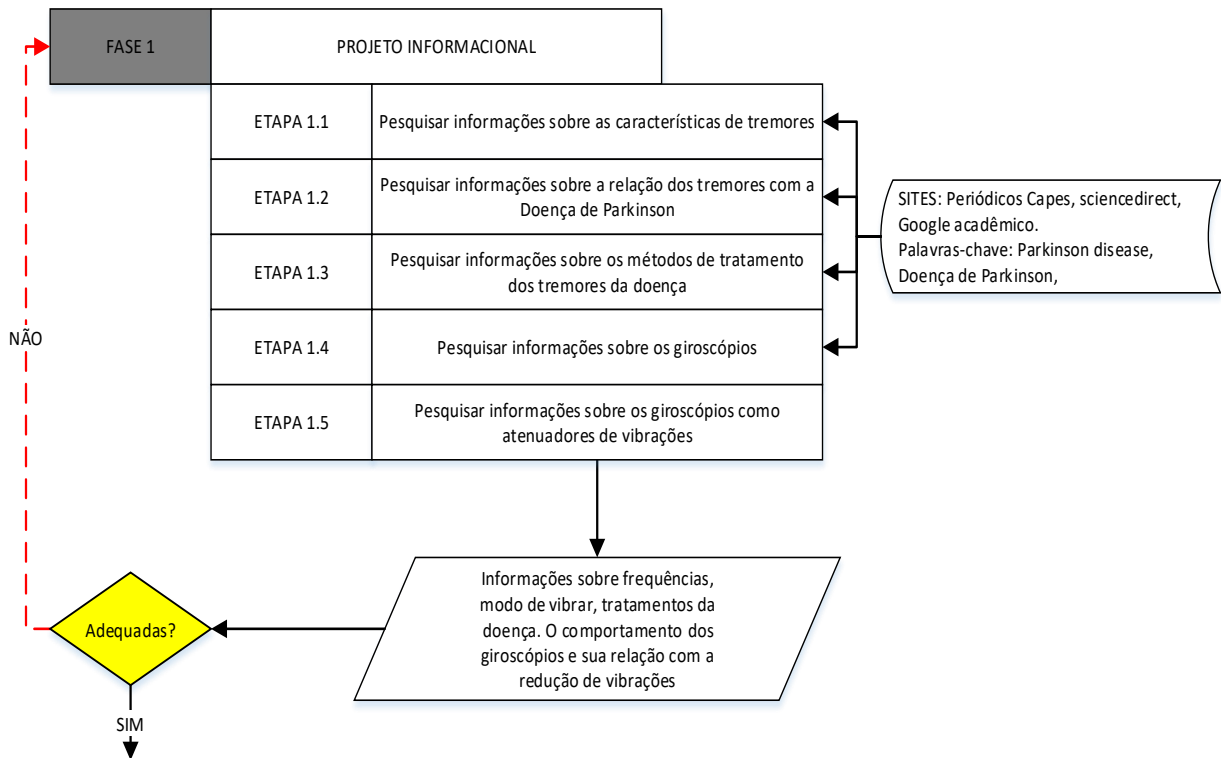


Fonte: Autoria própria

3.1 Fase 1 - Projeto informacional

Na primeira fase, foi realizada a pesquisa informacional do tema, buscando sempre identificar os principais parâmetros do projeto seguindo as etapas relacionadas na Figura 32.

Figura 32 – Fluxograma metodológico do projeto informacional.



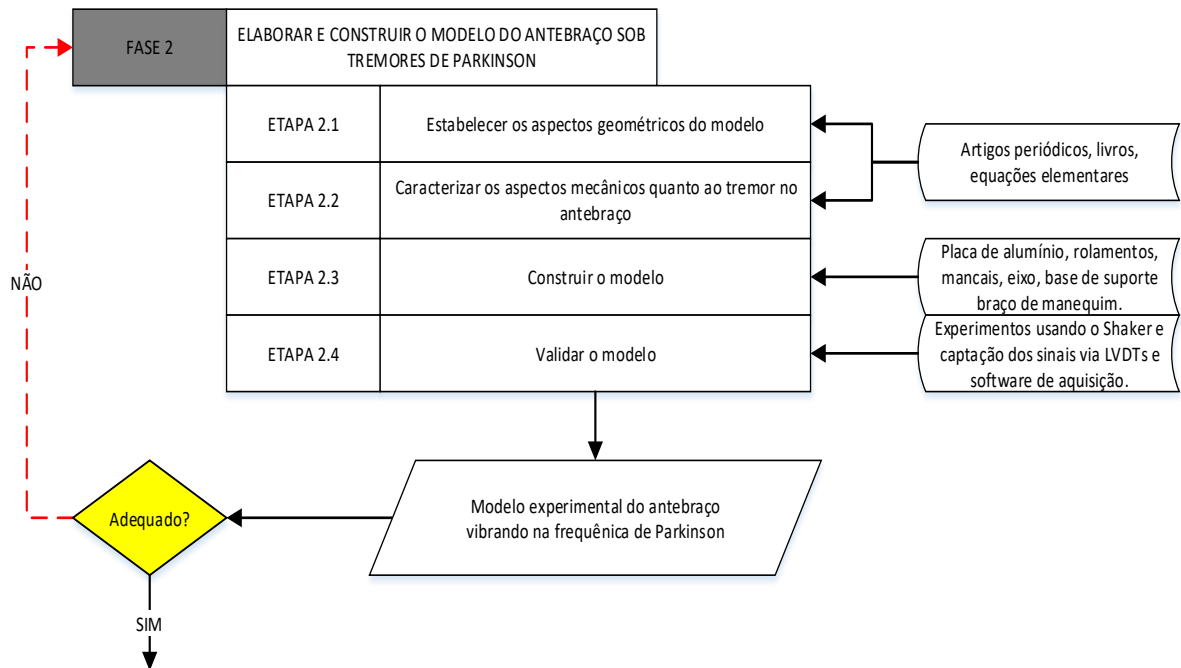
Fonte: Autoria própria

Nessa etapa, foi efetuada a pesquisa utilizando ferramentas online de pesquisa como o Google acadêmico, Periódicos CAPES, Science Direct, Elsevier e outras. Através disso, foi obtida todas as informações presentes na revisão da literatura deste trabalho.

3.2 Fase 2 – Elaborar e construir um modelo do antebraço simulando os tremores de Parkinson

Nesta fase, buscou-se atender a necessidade de se ter um modelo sob dois aspectos: geométricos e físicos. Para isso, foi utilizado o procedimento descrito na Figura 33.

Figura 33 – Procedimento de elaboração do modelo do antebraço com aspectos patológicos.

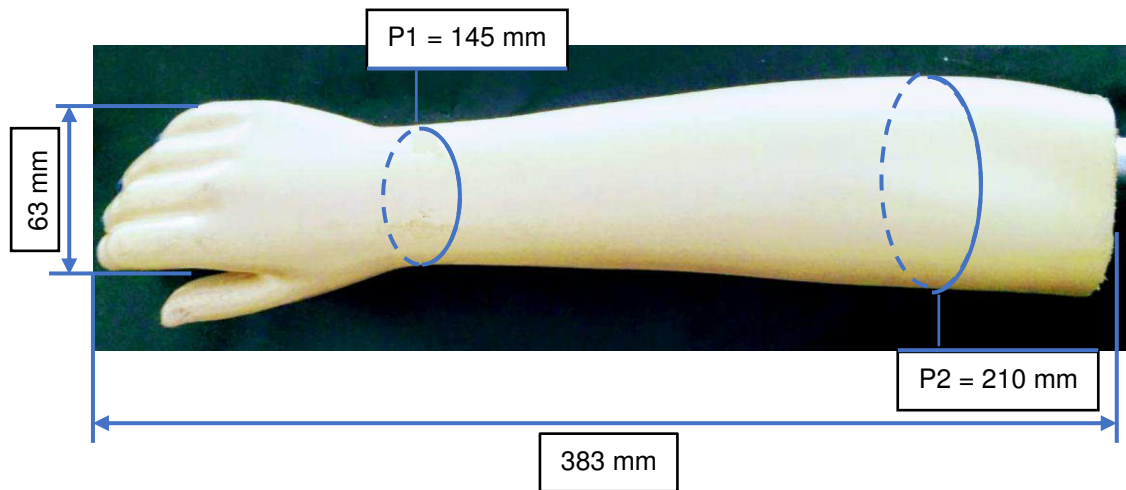


Fonte: Autoria própria

3.2.1 Aspectos geométricos

Para alcançar os objetivos desta etapa, foram utilizados os parâmetros estabelecidos na seção 2.5.1, de modo a aproximar ao máximo o modelo ao de um antebraço real. Para isso, foi adquirido o braço de um manequim feminino comumente encontrado em lojas de roupas e cortado até a medida do cotovelo, obtendo assim, o antebraço da Figura 34. O mesmo possui dimensões baseadas em parâmetros humanos, onde P1 e P2 representam o perímetro do punho e do cotovelo respectivamente.

Figura 34 – Dimensões do antebraço utilizadas na construção da bancada experimental.



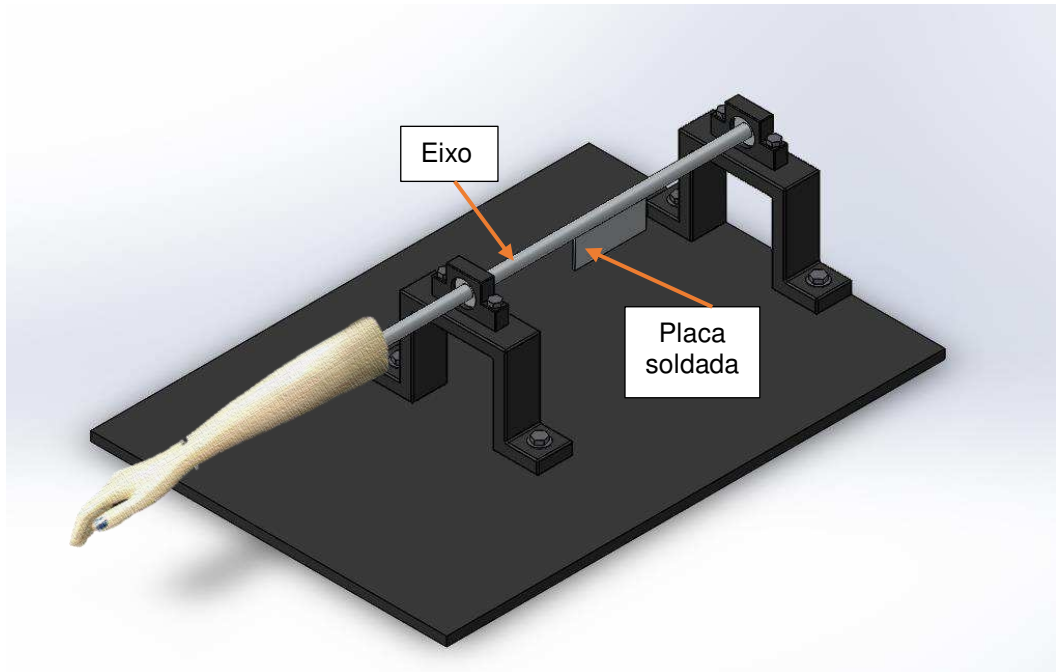
Fonte: Autoria própria

3.2.2 Aspectos Mecânicos

Dentre os aspectos mecânicos característicos do antebraço humano, foi considerado primordialmente as seguintes particularidades: peso do braço, faixa de frequência característica do tremor e o modo de tremer.

Para alcançar o modo de tremer do tipo pronação/supinação, foi introduzido ao modelo do antebraço um conjunto composto por: eixo, rolamentos, mancais e suportes, de maneira que permitisse ao projeto transformar o movimento linear em deslocamentos angulares. A Figura 35 apresenta a vista isométrica do conceito do antebraço montado na estrutura.

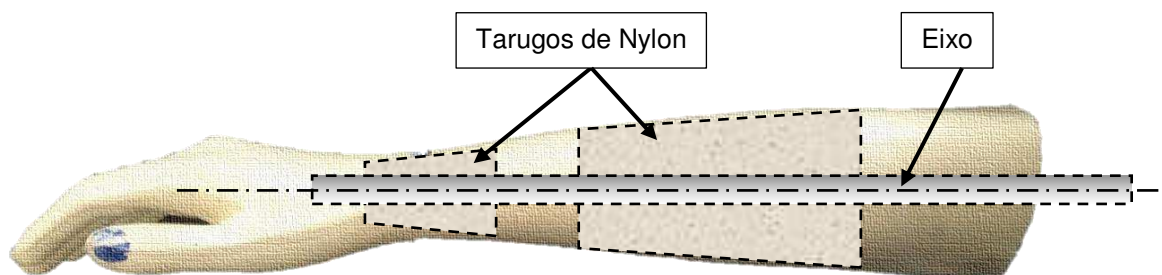
Figura 35 – Vista isométrica do projeto conceitual do modelo do antebraço.



Fonte: Autoria própria

O encaixe entre o antebraço e o eixo se deu através da alocação de dois tarugos de nylon usinados em formato cônico dentro do antebraço, em seguida, foi produzido um furo no tarugo cujo diâmetro era ligeiramente menor que o diâmetro do eixo, permitindo assim o seu encaixe com certa interferência. O esquema de fixação é mostrado na Figura 36.

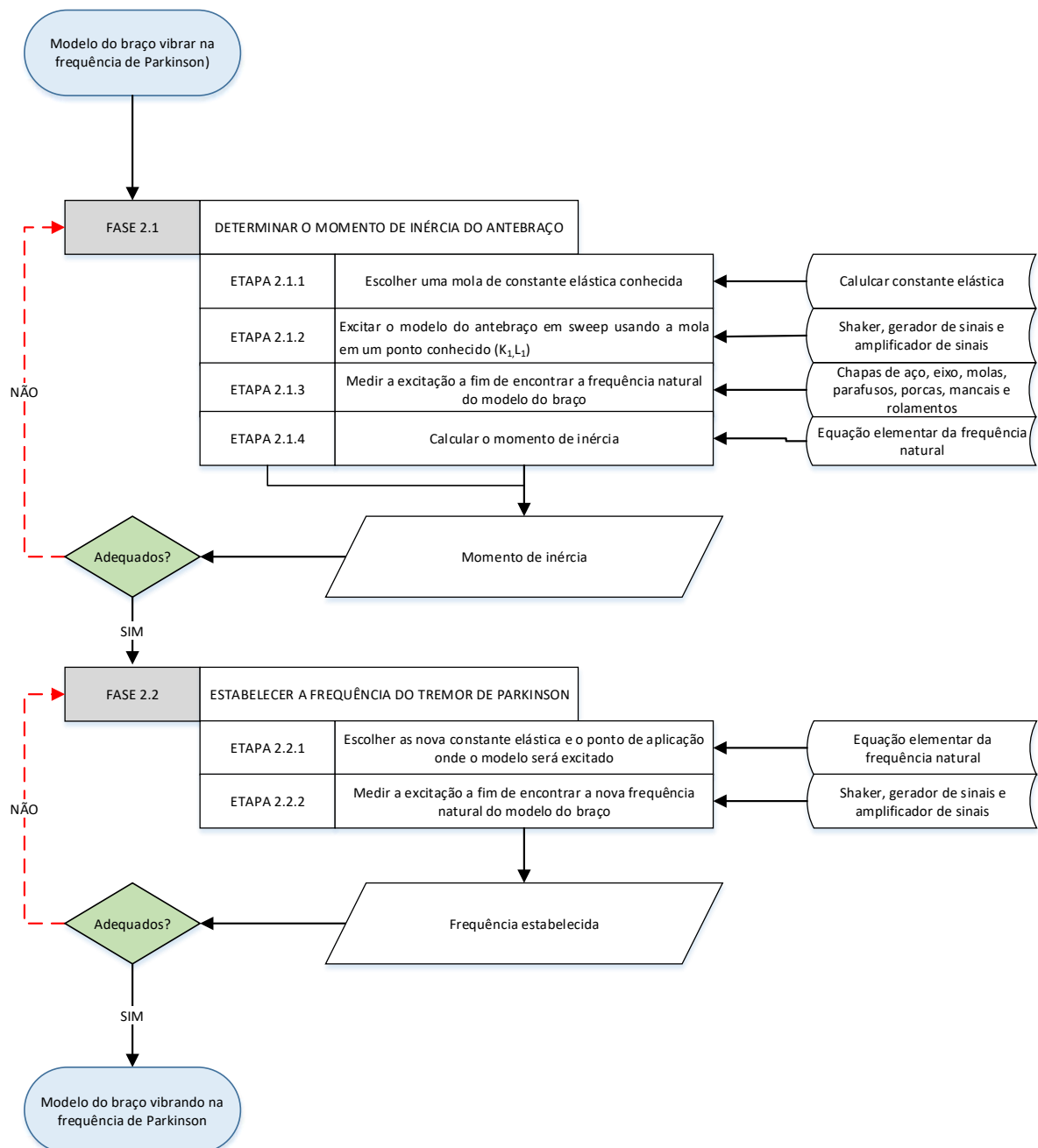
Figura 36 – Esquema de fixação eixo/antebraço.



Fonte: Autoria própria

Para garantir que o modelo atingisse uma frequência característica do tremor de Parkinson classificada entre 4 a 8 Hz, foi realizado o procedimento metodológico do fluxograma da Figura 37, ao qual foram estabelecidas as atividades de modo a se ter o antebraço vibrando em condições similares ao caso real.

Figura 37 – Fluxograma de atividades realizadas a fim de obter o modelo vibratório.



Fonte: Autoria própria

Na primeira fase buscou-se encontrar o momento de inércia do braço, uma vez que o modelo conceitual possuía uma geometria complexa de tal forma que não pôde ser calculado facilmente. Sendo assim, a maneira encontrada para solucionar esse problema foi utilizando a Equação (15), onde através da variação da constante de rigidez K e a distância ℓ da aplicação da força F , foi possível alcançar a frequência requerida.

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K_{eq}}{I}}, K_{eq} = K\ell^2 \quad (15)$$

Onde:

K_{eq} – Constante de rigidez equivalente para sistemas torcionais;

ω_n – Frequência natural do sistema;

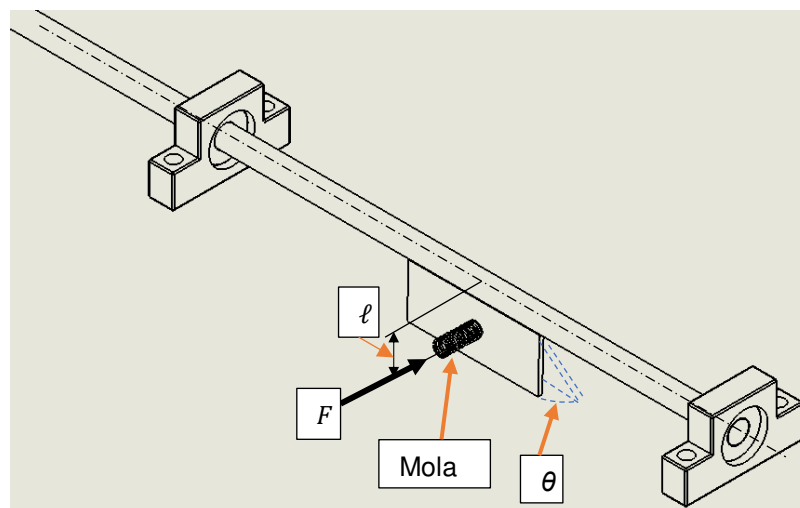
I – Momento de inércia do sistema;

K – Constante de rigidez da mola;

ℓ - Distância do centro do eixo à mola.

A Figura 38 ilustra o método responsável por permitir a simulação do movimento do braço, transformando o movimento linear em angular.

Figura 38 – Esquema representativo de excitação no sistema modelado.

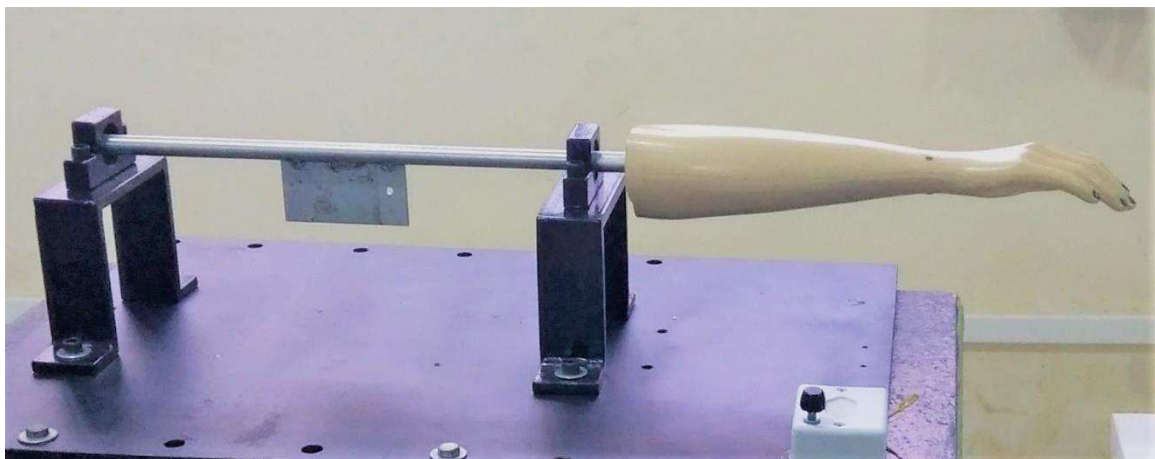


Fonte: Autoria própria

A faixa característica do tremor foi conseguida a partir da excitação do modelo por meio de um shaker eletrodinâmico de modelo 2025E de fabricante PCB® através da varredura de frequências na faixa de 1 a 20Hz no tempo de 250 segundos. Os sinais de entrada (excitação) e de saída (resposta) foram capturados por meio dos sensores LVDT's (Linear Variable Differential 100 Transformer), modelos WI/10 mm-T e WA/20 mm-L, de fabricante HBM®. Os sinais foram gravados pelo sistema de aquisição modelo QuantumX® MX840A em conjunto com o CatmanEasy® que é um software de análise de sinais. A taxa de aquisição foi de 2400 Hz. Por fim, os dados foram tratados com auxílio do software Matlab®.

A Figura 39 mostra o esquema de montagem do modelo do antebraço na bancada experimental, que foi fixada por parafusos numa mesa inercial no Laboratório de Vibrações e Instrumentação – LVI na Universidade Federal de Campina Grande UFCG. Ao final da montagem, o modelo do antebraço alcançou uma massa de 1,195 kg, assemelhando a um antebraço real.

Figura 39 – Montagem final do antebraço na bancada experimental.

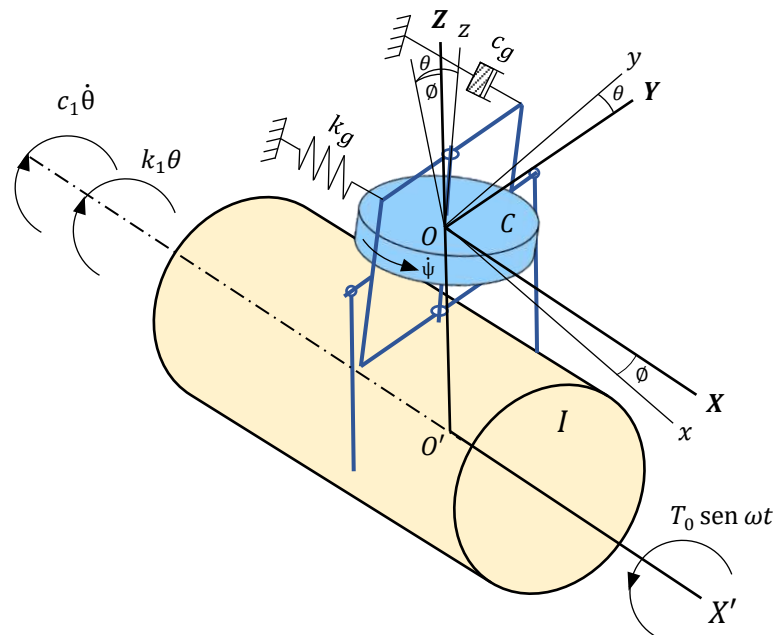


Fonte: Autoria própria

3.3 Fase 3 - Desenvolvimento da Simulação do dispositivo

De modo a permitir a realização da simulação do modelo, inicialmente foi esquematizado todo seu sistema segundo a Figura 40, visando conhecer os parâmetros envolvidos e a sua relação com a resposta do conjunto. Na imagem, o sistema na cor laranja representa o antebraço do portador da DP, sendo este o componente a ser atenuado, enquanto na cor azul indica o sistema giroscópico.

Figura 40 – Esquema de atuação giroscópica no sistema.



Fonte: Autoria própria

Os principais elementos que configuram o sistema são descritos abaixo:

I – Momento de inércia do braço;

k_1, c_1 – Rigidez e amortecimento do braço respectivamente;

T_0 – Torque exercido pelo braço;

$Oxyz$ – Conjunto de eixos móveis;

$OXYZ$ – Conjunto de eixos fixos;

$\left. \begin{matrix} A) \\ B) \\ C) \end{matrix} \right\}$ – Momentos de inércia do disco giroscópio sobre os eixos móveis $Oxyz$,

respectivamente;

$\left. \begin{matrix} A') \\ B') \\ C') \end{matrix} \right\}$ – Momentos de inércia da gaiola do giroscópio sobre os eixos móveis $Oxyz$,

respectivamente;

k_g, c_g – Rigidez e amortecimento do conjunto rotor/gaiola respectivamente;

$\omega_1, \omega_2, \omega_3$ – Velocidades angulares dos eixos móveis $Oxyz$, respectivamente;

$\dot{\psi}$ – Velocidade angular do disco;

$\theta(t)$ – Deslocamento angular em torno do eixo X;

$\phi(t)$ – Deslocamento angular em torno do eixo Y;

Quando o sistema sofre um torque T_0 causando o deslocamento do antebraço em torno do eixo X' , o sistema giroscópio precessa deslocando-se em torno do eixo y . O deslocamento realizado, causa um torque atenuador ao qual é igual e oposto ao torque fornecido pelo braço, representado na Equação (14).

As componentes das velocidades angulares e as quantidades de movimento sobre os eixos móveis $Oxyz$ são dadas por:

$$\omega_1 = \dot{\theta} \cos(\phi) \qquad h_1 = (A + A') \dot{\theta} \cos(\phi) \qquad (16)$$

$$\omega_2 = \dot{\phi} \qquad h_2 = (B + B') \dot{\phi} \qquad (17)$$

$$\omega_3 = \dot{\theta} \sin(\phi) \qquad h_3 = (C + C') \dot{\theta} \sin(\phi) + C \dot{\psi} \qquad (18)$$

Através da substituição dos termos das equações (16, 17 e 18), nas equações diferenciais do movimento sob eixos móveis $Oxyz$ e assumindo que o disco giroscópico tenha momentos de inércia iguais sobre os eixos x e y , ou seja, $A = B$ e

admitindo o momento de inércia do disco sobre o eixo z sendo I_d e $n = (\dot{\psi} + \dot{\theta} \text{sen}\phi)$ representando a velocidade angular total constante sobre o eixo Oz , é obtido as seguintes relações:

$$T_1 = (A + A')\ddot{\theta} + I_d n \dot{\phi} \quad (19)$$

$$T_2 = (A + B')\ddot{\phi} - I_d n \dot{\theta} \quad (20)$$

$$T_3 = 0 \quad (21)$$

Uma vez encontrado a atuação dos torques sobre os eixos móveis, é possível agora estabelecer a equação do movimento do sistema sobre cada eixo fixo. Sendo para o eixo Ox dada por:

$$I\ddot{\theta} = T_0 \text{sen}(\omega t) - T_1 \text{cos}(\phi) - c_1 \dot{\theta} - k_1 \theta \quad (22)$$

A equação do movimento para o eixo Oy é representada apenas pelos torques exercidos pela mola e o elemento dissipativo, portanto essa relação é dada por:

$$T_2 = -c_2 \dot{\phi} - k_1 \phi \quad (23)$$

Substituindo os termos das Equações (19), (20) e (21) nas equações (22) e (23), tem-se então a equação geral do movimento para o sistema da Figura 40.

$$\begin{cases} I_1 \ddot{\theta} + c_1 \dot{\theta} + k_1 \theta + I_d n \dot{\phi} = T_0 \text{sen}(\omega t) \\ I_g \ddot{\phi} + c_2 \dot{\phi} + k_1 \phi - I_d n \dot{\theta} = 0 \end{cases} \quad (24)$$

Onde:

$$I_1 = (I + A + A');$$

$$I_g = (A + B')$$

Assumindo a solução da equação (24) sendo da forma $\theta = \theta_1 \text{sen}(\omega t + \epsilon)$ em relação ao eixo longitudinal do sistema a ser atenuado (OX), é obtido dessa forma que a sua solução geral é definida por:

$$\theta(t) = \sqrt{\frac{d_1^2 + e_1^2}{d_2^2 + e_2^2}} T_0 \text{sen} \left(\omega t + tg^{-1} \frac{e_1}{d_1} - tg^{-1} \frac{e_2}{d_2} \right) \quad (25)$$

Onde:

$$d_1 = (k_g - I_g \omega^2)$$

$$d_2 = (k_1 - I_1 \omega^2)(k_g - I_g \omega^2) - \omega^2(c_1 c_g + I_d^2 n^2)$$

$$e_1 = c_g$$

$$e_2 = c_1(k_g - I_g \omega^2) + c_g(k_1 - I_1 \omega^2)$$

A maneira de simplificar a equação da resposta do sistema é assumindo uma série de fatores adimensionais, sendo esses relacionados em dois grupos, o primeiro relativo ao sistema principal que movimentará sobre o eixo longitudinal do conjunto a ser atenuado OX e o segundo correspondente ao sistema giroscópico que se movimenta em torno do eixo Oy da Figura 40. O Quadro 3 resume os parâmetros citados.

Quadro 3 – Parâmetros adimensionais adotados no sistema

Variáveis	Sistema Principal	Sistema Giroscópio	Torque realizado pela Doença de Parkinson
Amplitude de vibração	$\frac{\theta_1}{\theta_0}$	$\frac{\phi_1}{\phi_0}$	
Fator de Amortecimento	ξ_1	ξ_g	
Relação de Frequência		f_g	r
Efetividade dinâmica		Δ	

Fonte: Autoria própria

Onde:

$$f_g = \frac{\omega_g}{\omega_1} \quad \left\{ \begin{array}{l} \omega_g \text{ é a frequência natural do sistema giroscópio,} \\ \omega_1 \text{ é a frequência natural do sistema principal} \end{array} \right. ;$$

$$r = \frac{\omega_p}{\omega_1} \quad \left\{ \begin{array}{l} \omega_p \text{ é a frequência de excitação causada pela doença de Parkinson} \\ \omega_1 \text{ é a frequência natural do sistema principal} \end{array} \right.$$

Utilizando as relações adimensionais do Quadro 3 na Equação (25), é possível obter a relação de amplitude do sistema que é definida por:

$$\frac{\theta_1}{\theta_0} = \sqrt{\frac{(f_g^2 - r^2)^2 + (2\xi_g r)^2}{[(1-r^2)(f_g^2 - r^2) - 4\xi_1 \xi_g r^2 - \Delta r^2]^2 + 4r^2[\xi_1(f_g^2 - r^2) + \xi_g(1-r^2)]^2}} \quad (26)$$

Os termos definidos por θ_1/θ_0 e ϕ_1/ϕ_0 representam as relações de amplitudes referentes as condições θ_0 , ϕ_0 , definidas como os deslocamentos angulares iniciais dos seus respectivos sistemas.

A efetividade dinâmica fornecerá dados importantes acerca da escolha do tamanho do giroscópio e sua relação com a velocidade angular que o mesmo tem. Seu parâmetro é dado por:

$$\Delta = \frac{(I_d n)^2}{I_1 I_g \omega_1^2} \quad (27)$$

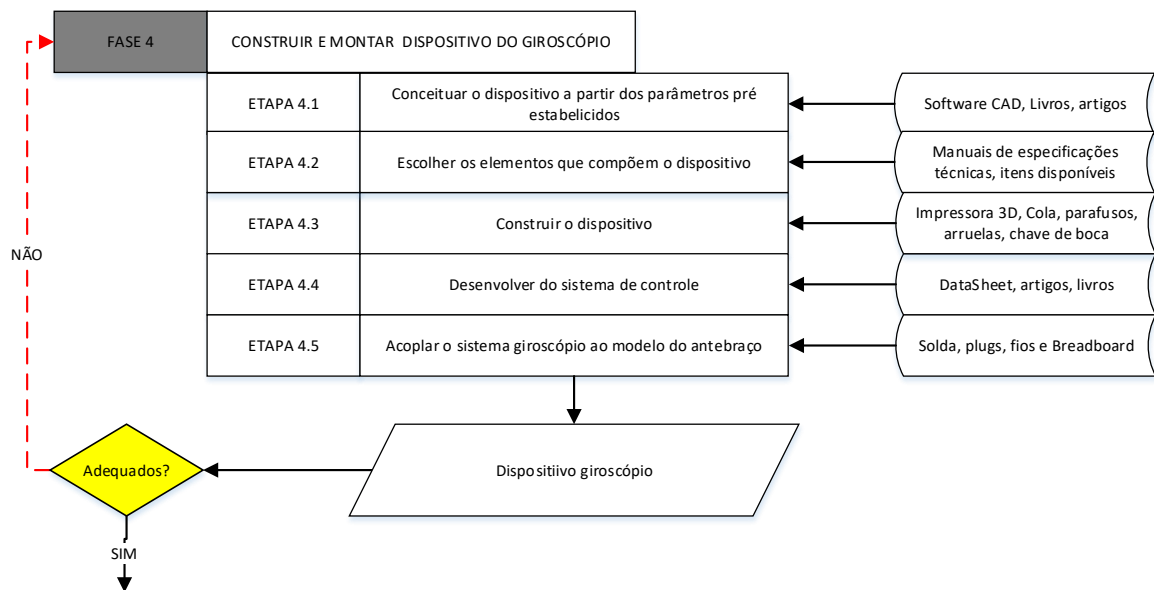
A Equação (27) relaciona parâmetros importantes do sistema absorvedor, pois a partir dela, é possível estabelecer um valor adimensional que representará a capacidade de absorção da vibração pelo dispositivo. É perceptível que nessa relação, é estabelecido fatores referentes ao antebraço dos portadores da DP denotados por I_1 e ω_1 , sendo esses difíceis de realizar alterações. Segundo Arnold (1961), dispositivos que possuem $\Delta > 2$ não representam sentidos físicos de modo que possam ser calculados analiticamente sua efetividade, porém, ainda assim é possível obter redução na amplitude de resposta do sistema, pois essa é uma característica dos giroscópios. Para que o sistema possa ser ajustado para uma dada frequência, é indicado que os dispositivos possuam um $\Delta < 2$.

A escolha do momento de inércia do giroscópio I_g denotará o tamanho e o peso que o mesmo terá, por isso, é preferível que seja o menor possível. Por fim, restam apenas dois parâmetros dessa equação, um dado pelo momento de inércia do disco giroscópio I_d e o outro a rotação que esse disco possui (n). Esses últimos parâmetros serão os mais importantes elementos do sistema, pois são facilmente controláveis, seja pela escolha das dimensões do disco ou do seu material de fabricação. Além disso, uma adequada escolha do motor elétrico permitirá uma larga faixa de rotação.

3.4 Fase 4 – Elaborar e construir o dispositivo giroscópio

O conhecimento adquirido a partir da simulação do modelo é essencial para se iniciar o desenvolvimento do dispositivo giroscópio, pois a melhor escolha dos seus parâmetros permitirá obter um sistema eficiente. Para isso, foi seguido a metodologia apresentada no fluxograma da Figura 41.

Figura 41 – Fluxograma do processo de construção do dispositivo giroscópio.



Fonte: Autoria própria

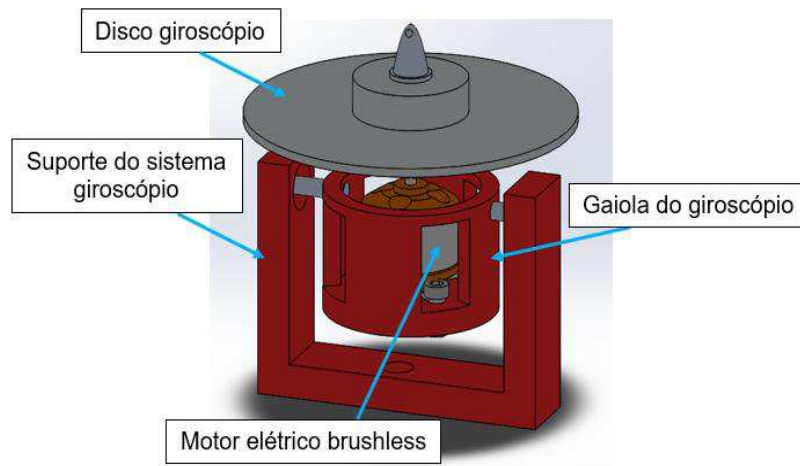
A etapa 4.1 trata da conceitualização do dispositivo, que servirá de modelo para se ter o aparato final, para isso, foram utilizados alguns critérios de projeto baseado em dispositivos encontrados na literatura e que constam neste trabalho.

3.4.1 Critério de parâmetros para desenvolvimento do dispositivo giroscópio

Seu desenho foi primordialmente baseado em outros sistemas absorvedores ao qual podem ser encontrados no Quadro 2. Seu tamanho, além de ser definido pela Equação (27), também se viu limitada ao tamanho do motor elétrico utilizado.

Dessa forma, o conceito inicial é apresentado na Figura 42 onde é mostrado os principais elementos que compõem o giroscópio:

Figura 42 – Conceito inicial do dispositivo giroscópio.







Fonte: Autoria própria

A partir do desenho estabelecido, foi iniciada a Fase 4.2, ou seja, a escolha dos componentes do projeto. Para isso, o sistema foi dividido em três partes, sendo estas a estrutura, o disco e o motor elétrico.

A estrutura do suporte do giroscópio escolhida foi baseada principalmente nos quesitos peso e praticidade em trabalhar na reprodução dos modelos. A limitação da massa total do dispositivo seguiu como principal parâmetro o conforto do paciente para utilização, dessa forma, foi estabelecido que a massa deverá ter valores conforme os dispositivos já apresentados no Quadro 2, sendo portanto entre 100g a 500g, porém tendo como foco, o menor peso possível. Sendo assim, foi escolhido o polímero Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) para realizar a construção do dispositivo, material comumente usados em impressoras 3D, já que esse permite a realização de várias formas e modelos, além disso, possui uma densidade muito baixa ($1,05 \text{ g/cm}^3$) comparada com os materiais metálicos leves como o alumínio ($2,70 \text{ g/cm}^3$).

Na seleção do disco giroscópico, foram utilizados quatro tipos de discos com mesma espessura (10 mm), as quais são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Discos utilizados nos experimentos e seus principais parâmetros.

Disco	Ilustração	Material	Diâmetro	Massa
Disco 1		Alumínio	50 mm	205 g
Disco 2		Latão	45 mm	293 g
Disco 3		Nylon	50 mm	174 g
Disco 4		Nylon	30 mm	160 g

Fonte: Autoria própria

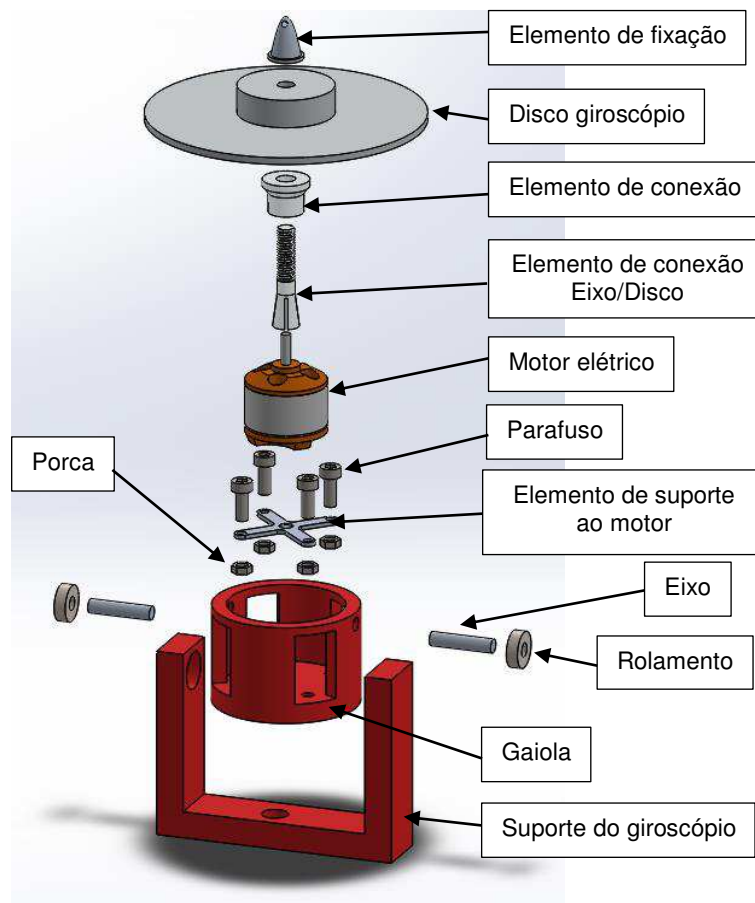
De modo a permitir o deslocamento da gaiola em relação ao suporte do giroscópio, foi introduzido um conjunto de eixo/rolamento ao sistema, sendo esse necessário para que o giroscópio precesse e realize o torque atenuador.

A escolha do motor elétrico foi baseada na necessidade do fornecimento da energia cinética ao disco, por isso, ele deve não apenas produzir altas velocidade

como também um torque necessário para iniciar o deslocamento angular até a rotação desejada. Nesse quesito, foi escolhido um motor sem escovas BRUSHLESS A2212 de 1000KV, chegando a alcançar até 30000 RPM. Motor esse bastante utilizado em aeromodelos.

Seguindo os parâmetros definidos anteriormente, pode-se então iniciar a próxima fase, caracterizada pela construção do dispositivo giroscópio, onde toda sua estrutura em ABS foi produzida na impressora 3D MakerBot Replicator 2X. O esquema de montagem com vista explodida do sistema é ilustrado na Figura 43.

Figura 43 – Vista explodida do dispositivo giroscópio.



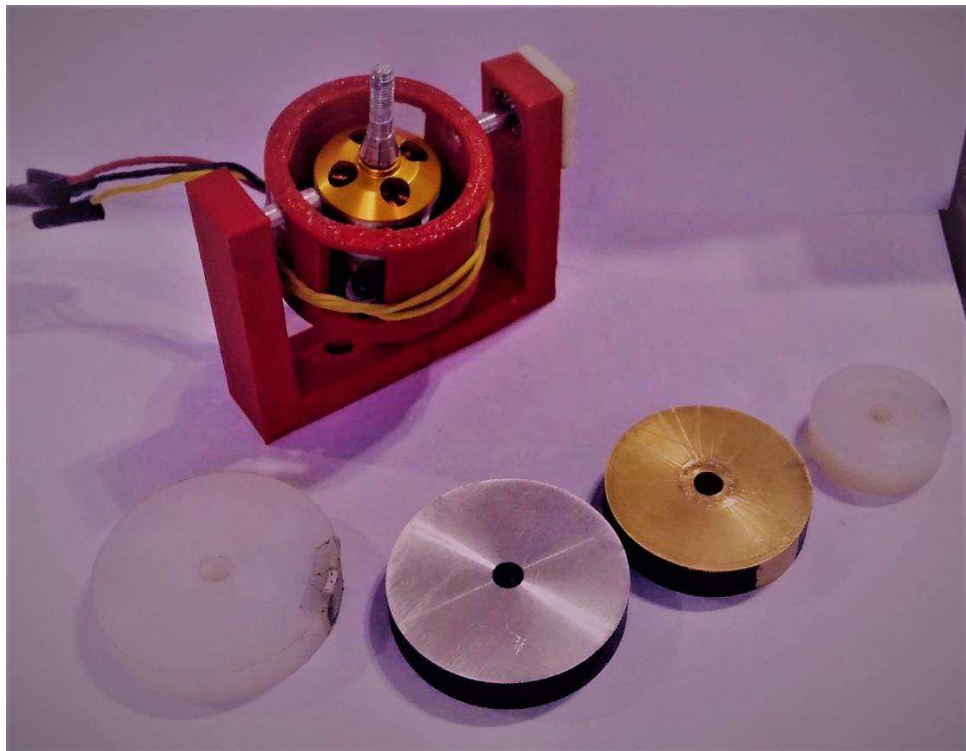
Fonte: Autoria própria

Além dos elementos citados, também foi necessário introduzir no sistema dois parâmetros importantes: a rigidez e amortecimento do conjunto. Para isso foi utilizado um elástico, geralmente usados em escritórios, pois além do mesmo conseguir

adicionar rigidez ao sistema, há uma grande facilidade em manuseá-lo devido a sua flexibilidade, além disso, o material possui também características dissipativas.

Ao final da montagem, obteve-se o primeiro modelo do sistema giroscópio, pensando 151,62g sem a presença de disco, estando, dessa forma, dentro dos critérios estabelecidos. O dispositivo e os discos utilizados são apresentados na Figura 44.

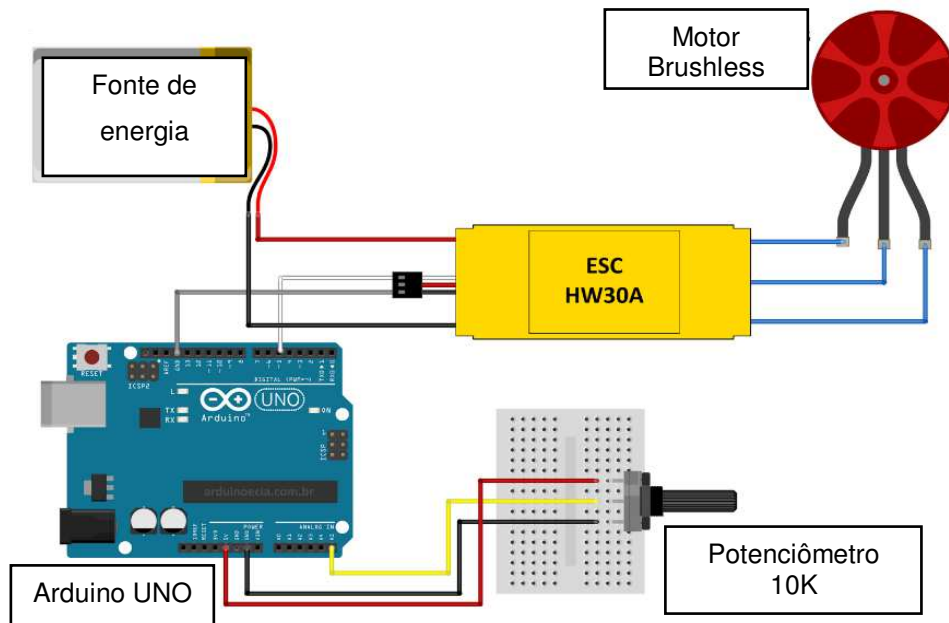
Figura 44 – Vista parcial do dispositivo giroscópio e os discos utilizados nos experimentos.



Fonte: Autoria própria

A fase 4.4 foi estabelecida com o intuito de atender a necessidade de controlar a velocidade do motor elétrico, já que seu funcionamento é dependente da geração de sinais elétricos para atingir altas rotações. Nesse processo foi usado um microcontrolador ARDUINO UNO®, um ESC (Eletronic Speed Control), uma fonte de energia elétrica e um potenciômetro de 10K. O esquema do sistema é apresentado na Figura 45.

Figura 45 – Esquema de montagem do sistema de controle do motor elétrico.



Fonte: Adaptado de Arduino e Cia (2015)

O Arduino é um microcontrolador capaz de processar códigos escritos a partir da necessidade do desenvolvedor numa plataforma que utiliza um software chamado *IDE Arduino®*, que é a ferramenta usada para escrever esses códigos.

A escolha do ESC foi baseada nos dados técnicos do motor elétrico, pois este tem um consumo máximo de corrente de 18,2 A na condição mais severa. Sendo assim, foi escolhido um ESC 30A, pois assim, se teve uma alta margem de segurança na operação do sistema. Por fim, foi necessária uma fonte de energia que garantisse a corrente exigida pelo sistema, portanto, foi utilizada a fonte Agilent E3633A®.

Ao final da construção do dispositivo, foi realizado os primeiros testes, variando a rotação do disco. A velocidade foi medida através do tacômetro digital Minipa MDT-2238A. A fim de validar a calibração do medidor, foi medido em Hertz a rotação escolhida utilizando LVDT e convertida sua medida para RPM, logo em seguida aferindo a velocidade pelo medidor e comparando o resultado.

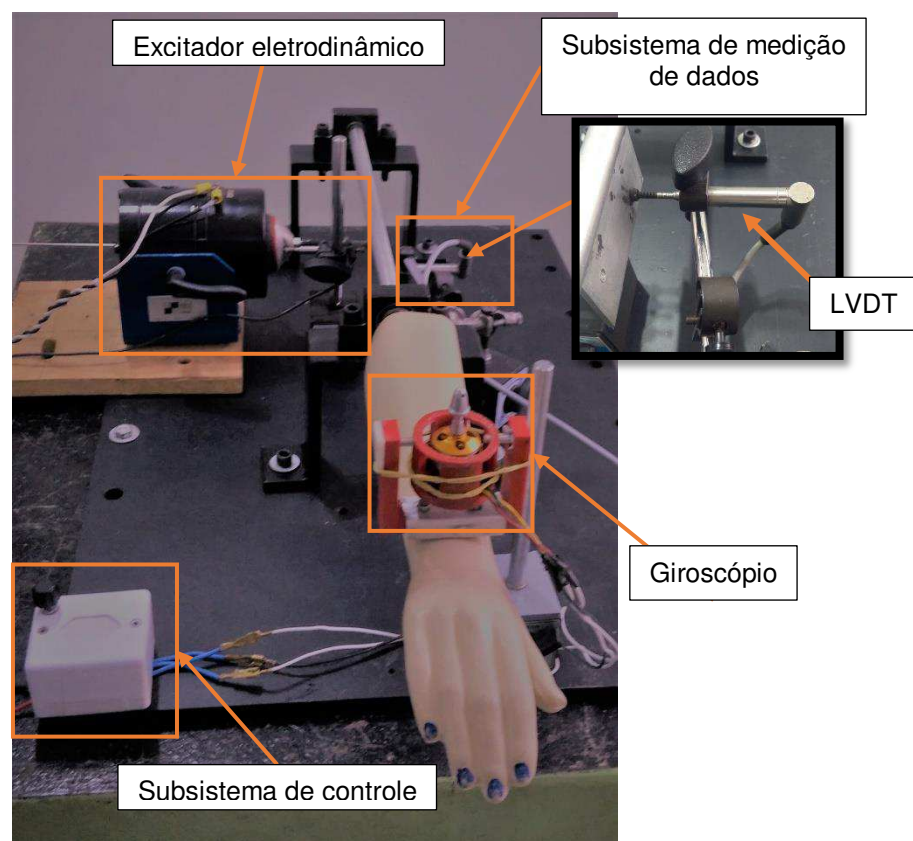
3.5 Montagem e instrumentação do sistema antebraço/absorvedor

A fixação do sistema absorvedor ao modelo do antebraço desenvolvido se deu através da fixação de duas barras roscada de 5 mm de diâmetro no antebraço, servindo como elementos de união entre os dois sistemas e evitando que houvessem folgas.

Para a realização dos experimentos, a bancada foi instrumentada segundo a Figura 46, onde consta excitador responsável por fornecer o deslocamento angular do modelo do antebraço numa faixa de frequência estabelecida e capturado pelo subsistema de medição.

Para atuação do giroscópico, foi utilizado o subsistema de controle para que houvesse o comando de início, rotação desejada e parada quando necessário.

Figura 46 – Bancada experimental final do sistema braço/absorvedor.



Fonte: Autoria própria

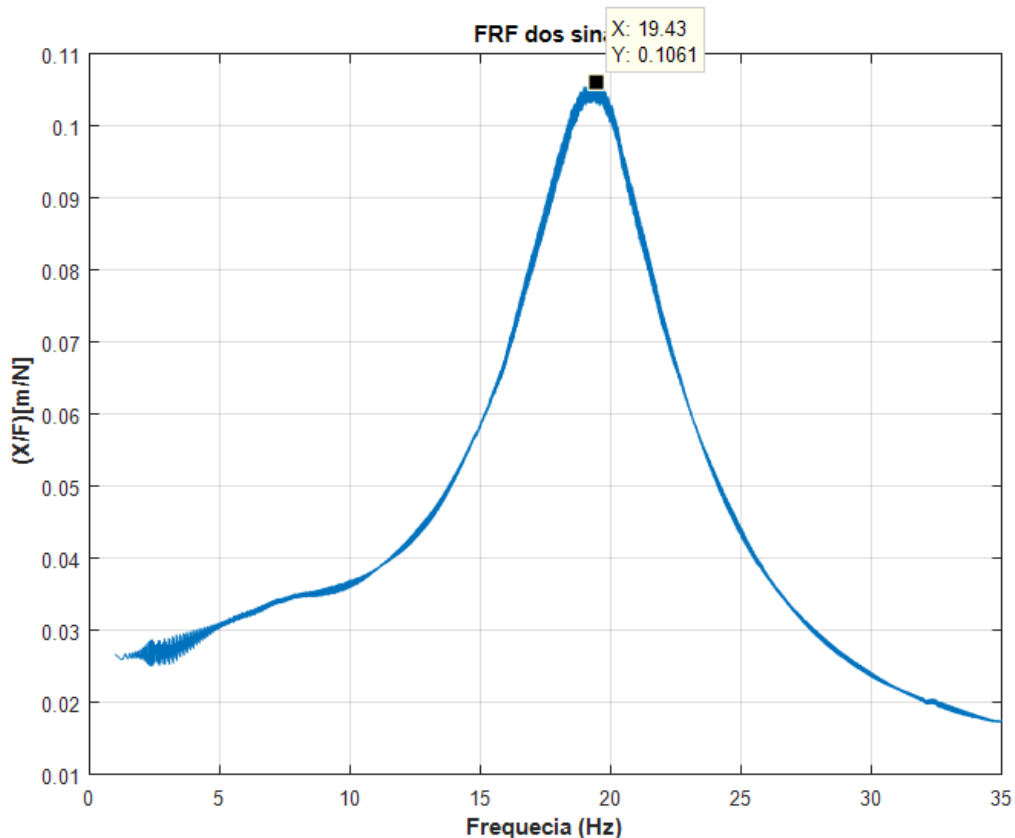
CAPITULO IV

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Calibração e determinação de parâmetros experimentais

O procedimento de montagem e testes experimentais foi iniciado através da fixação de uma mola de constante de rigidez conhecida (1200 N/m) na ponta do shaker, no ponto de excitação inicial ℓ_1 em $0,05 \text{ m}$. Após isso, foi obtido a curva da FRF (Função da Resposta em Frequência), possibilitando descobrir a frequência natural para essa configuração, conforme apresentada na Figura 47.

Figura 47 – Curva de resposta em frequência do sistema inicialmente montado.



Fonte: Autoria própria

A partir da obtenção da frequência natural em $19,39 \text{ Hz}$, foi utilizado a Equação (15) com o intuito de encontrar o momento de inércia do modelo do antebraço I_{b1} . Logo, foi obtido que $I_{b1} = 2,044 \times 10^{-4} \text{ kg.m}^2$.

O momento de inércia desse sistema é constante desde que seu formato ou peso não mude, dessa forma, foi realizada a segunda etapa do experimento, que constou na definição do ponto de excitação ℓ_2 no modelo do antebraço de modo a alcançar a frequência desejada. Utilizando os parâmetros conhecidos do sistema (I_{b1} e K) em $\omega_n = 7 \text{ Hz}$, foi possível definir o ponto de excitação por meio da Equação (15), onde resultou num valor $\ell_2 = 0,018 \text{ m}$.

Por fim, a Tabela 4 resume todos os parâmetros utilizados para a construção do modelo de maneira que se obtenha a frequência esperada.

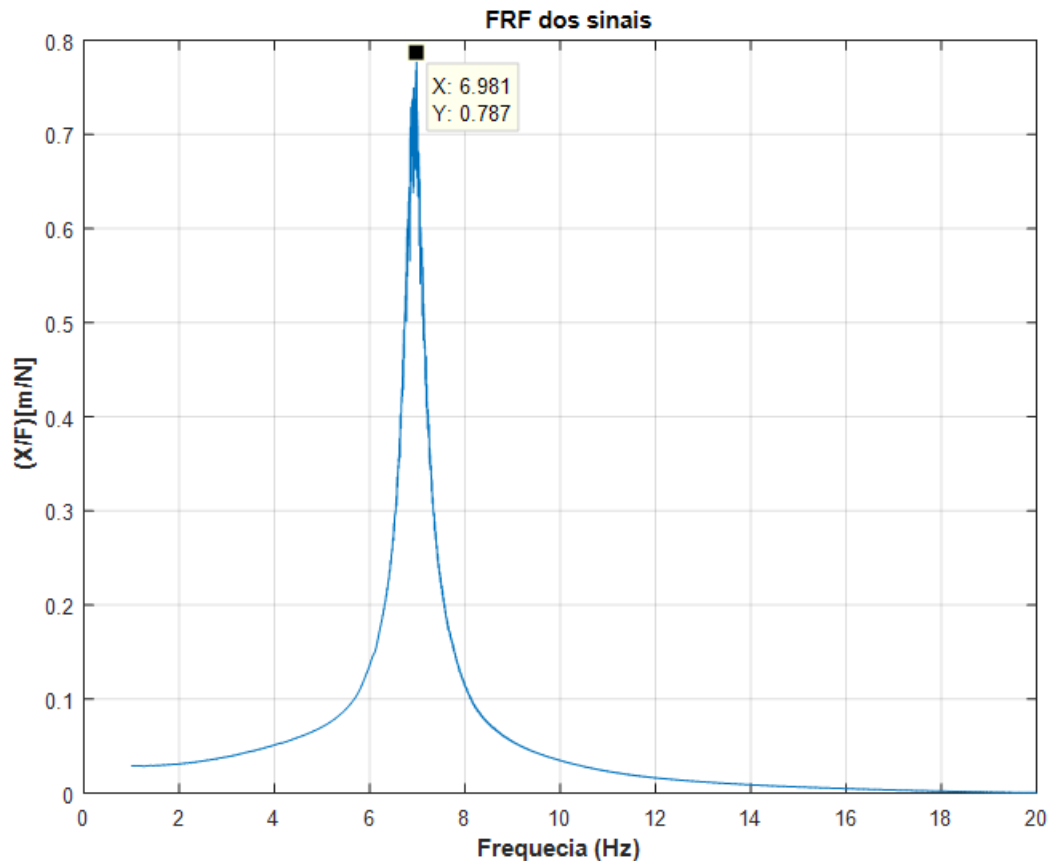
Tabela 4 – Parâmetros do sistema definidos analiticamente.

Parâmetros	Valor obtido
Momento de inércia (kg.m^2)	$2,044 \times 10^{-4}$
Rigidez (N/m)	1200
Ponto de excitação (m)	0,018
Frequência natural (Hz)	6,98

Fonte: Autoria própria

Para validação desses parâmetros, foi novamente excitado o modelo já construído com os dados da Tabela 4 e obtido a FRF do sistema, observado na Figura 48, constatando enfim que foi alcançada a frequência natural desejada do sistema.

Figura 48 – Curva de resposta do sistema após ajustes dos parâmetros.



Fonte: Autoria própria

Fazendo uma análise comparativa entre a frequência natural estimada e a experimental, é possível verificar na Tabela 5 o erro relativo entre os dois métodos.

Tabela 5 - Tabela de comparação das frequências obtidas (analítico e experimental).

Método	Frequência Natural (Hz)	Erro (%)
Analítico	6,980	-
Experimental	6,981	0,014

Fonte: Autoria própria

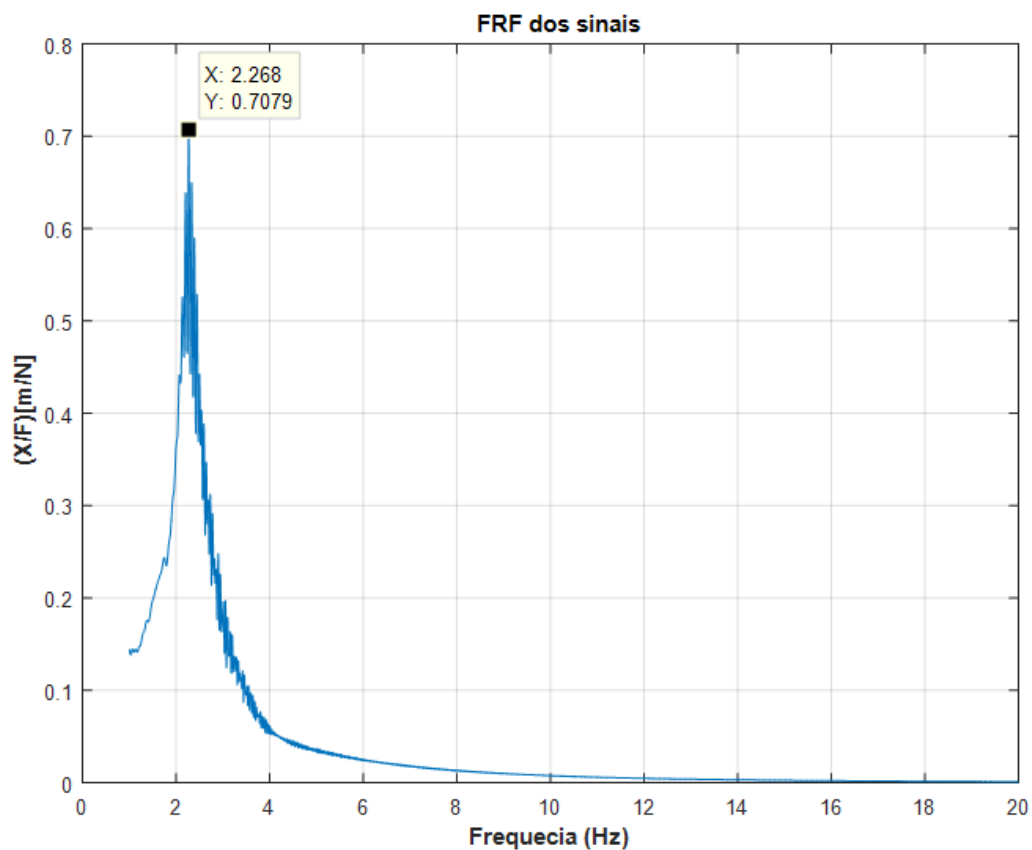
Dessa forma, foi constatado a efetividade dos métodos utilizados e permitindo assim, aplicá-los para a obtenção de qualquer frequência natural desejada, apenas

modificando o ponto de excitação ℓ . Utilizando ainda a Figura 48, também foi possível obter o fator de amortecimento do sistema através do método de largura de banda, tendo sido encontrado $\xi_{exp} = 0,022$.

4.2 Verificação e ajustes de parâmetros experimentais (giroscópio desligado)

Após a adição do dispositivo giroscópio ao modelo do braço, era esperado a alteração no momento de inércia para a nova configuração e conseqüentemente, a redução na frequência natural do sistema, sendo necessário mais uma vez, alterar o ponto de excitação ℓ de modo a alcançar a frequência natural pretendida de $7Hz$. A curva da FRF do novo sistema é apresentada na Figura 49.

Figura 49 – Curva de resposta do sistema após a adição do dispositivo giroscópio.



Fonte: Autoria própria

A curva obtida permitiu realizar algumas observações importantes sobre a nova configuração, uma delas é o conhecimento da nova frequência natural que baixou para $2,27 \text{ Hz}$ e estimar o novo momento de inércia, a outra é a leve redução na amplitude mesmo sem o dispositivo estar ligado, que ocorreu devido a adição de massa ao sistema causada pela alocação do giroscópio.

A estimativa do novo momento de inércia se deu utilizando a Equação (15), onde seu valor é dado por $I_{b2} = 1,91 \times 10^{-3} \text{ kg.m}^2$.

Segundo (BUKI et al., 2018), a adição de massa ao braço dos portadores da DP não causa alterações significativas na frequência do tremor. Diante disso, foi então estimado o novo ponto de aplicação da força, definida por $\ell_3 = 0,055 \text{ m}$.

Dessa maneira, a Tabela 6 apresenta os novos parâmetros para o sistema de modo que se obtenha a frequência desejada.

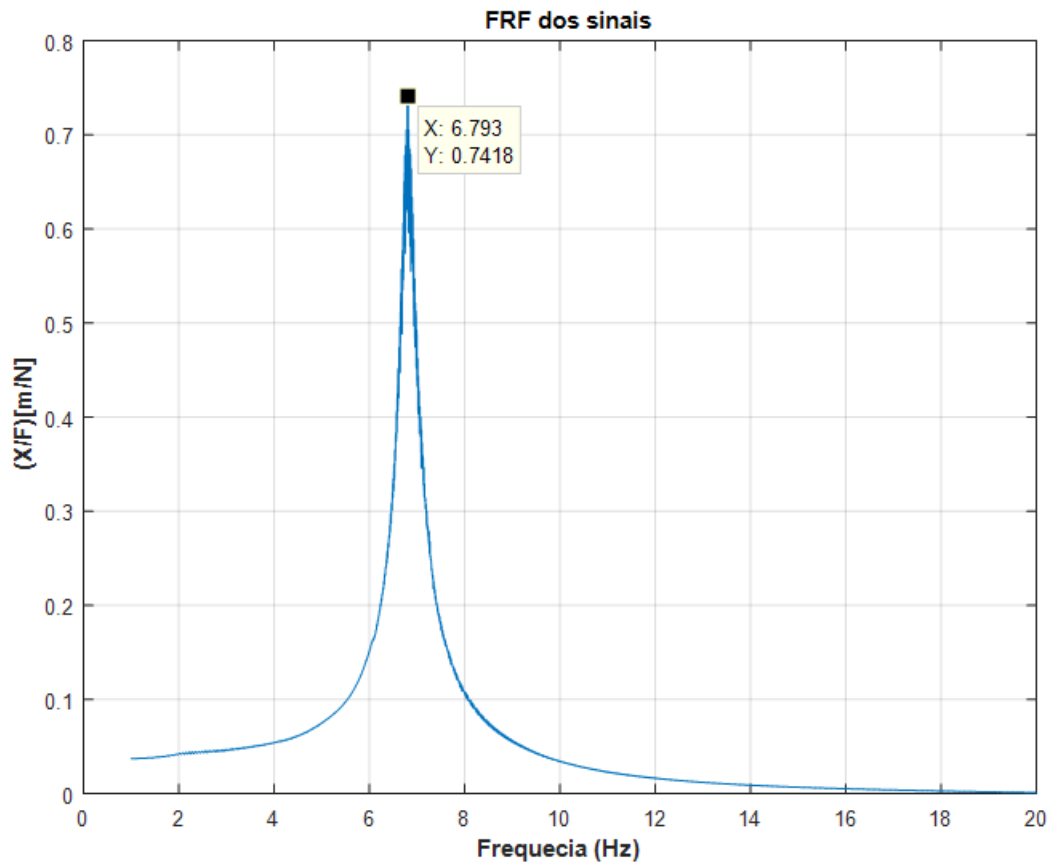
Tabela 6 – Parâmetros obtidos analiticamente para o sistema com o dispositivo giroscópio acoplado e vibrando em $6,928 \text{ Hz}$.

Parâmetros	Valor obtido
Momento de inércia (kg.m^2)	$1,91 \times 10^{-3}$
Rigidez (N/m)	1200
Ponto de excitação (m)	0,055
Frequência natural (Hz)	6,928

Fonte: Autoria própria

Com os dados da Tabela 6, foi novamente realizado os experimentos a fim de validar os parâmetros. A curva gerada da resposta do sistema é apresentada na Figura 50.

Figura 50 – Curva de resposta para o sistema com o dispositivo giroscópio acoplado.



Fonte: Autoria própria

Com a obtenção da nova curva, foi calculado o erro entre o valor calculado e o valor encontrado no experimento, os dados são mostrados na Tabela 7.

Tabela 7 - Comparação das frequências obtidas de forma analítica e experimental para o sistema com o dispositivo giroscópio acoplado.

Método avaliado	Frequência Natural (<i>Hz</i>)	Erro (%)
Analítico	6,928	-
Experimental	6,793	1,98

Fonte: Autoria própria

4.3 Resultados das respostas experimentais (giroscópio ligado)

Com a definição correta da frequência escolhida em $7Hz$, foram realizados os experimentos com o giroscópio ligado e obter as respostas do sistema, para dessa maneira, analisar a sua eficiência. Para isso, foram examinadas cinco situações, alternando parâmetros como as dimensões e/ou os materiais do disco giroscópio.

Caso 1 – Disco giroscópio em alumínio ($D_1 = 50\text{ mm}$)

Para o primeiro caso, foi utilizado um disco em alumínio de 50 mm ao qual esteve sob uma rotação de 6200 RPM . O momento de inércia do giroscópio I_g e do disco I_{d1} foram obtidos via software SolidWork® por se tratar de uma geometria complexa e difícil de ser calculada. A sintonização do sistema giroscópio se deu através dos ajustes de apertos ou folgas no elástico de modo a aumentar ou diminuir seu amortecimento e conseqüentemente, alterando sua frequência do ponto de antirressonância conforme o valor desejado. Os valores obtidos são mostrados na Tabela 8.

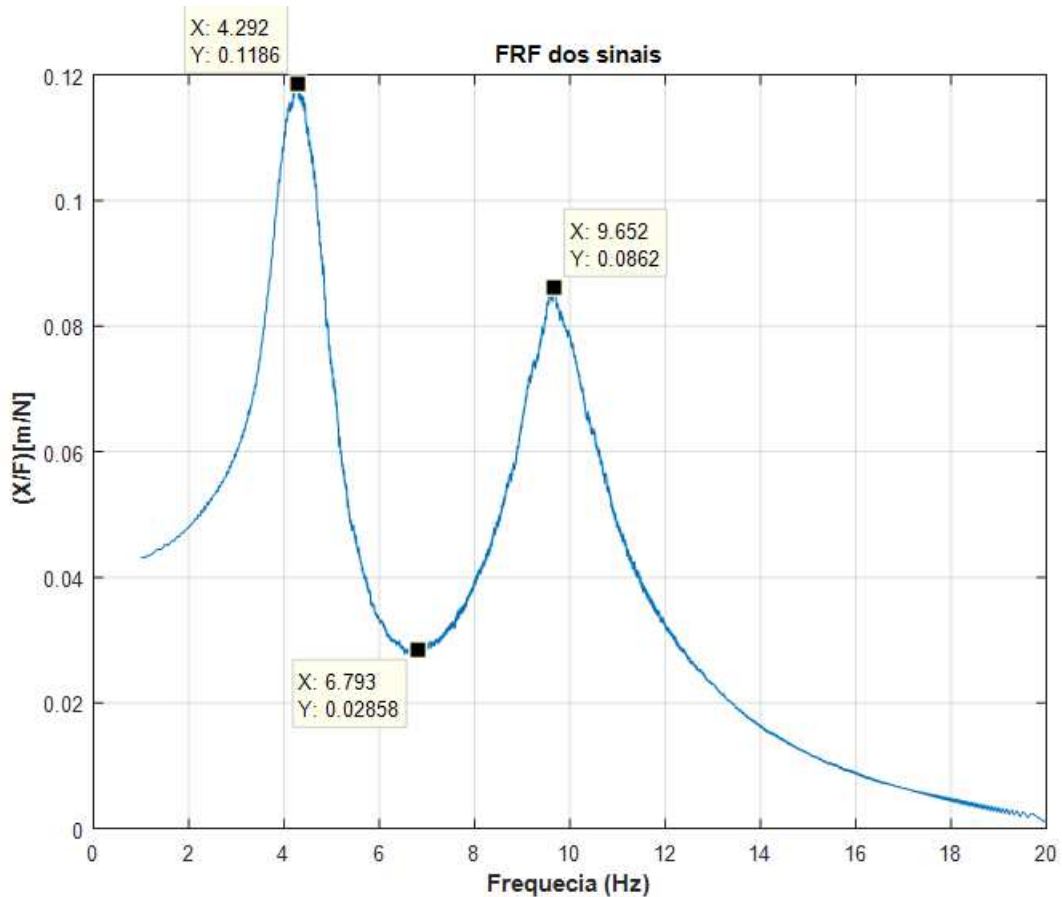
Tabela 8 – Parâmetros do dispositivo giroscópio com disco 1 em alumínio.

Parâmetros	Valor obtido
Momento de inércia do sistema giroscópio ($kg.m^2$)	$1,03 \times 10^{-4}$
Momento de inércia do disco 1 ($kg.m^2$)	$2,14 \times 10^{-5}$
Massa do disco 1 (kg)	0,0538
Efetividade dinâmica (Δ)	0,6082
Rotação (RPM)	6200
Massa total do dispositivo (kg)	0,205

Fonte: Autoria própria

Uma vez definido os valores dos parâmetros, foi então realizado o experimento nas condições predefinidas, sendo plotado o gráfico da resposta em frequência com o dispositivo ativado. O gráfico é apresentado na Figura 51.

Figura 51 - Curva de resposta em frequência do dispositivo giroscópio com disco 1 em alumínio sob rotação de 6200RPM.



Fonte: Autoria própria

Esse primeiro experimento foi bastante útil para entender o sistema ao qual foi inicialmente projetado. O primeiro ponto a ser discutido é relativo a efetividade dinâmica do mesmo, uma vez que o parâmetro dado por $\Delta = 0,6082$ está dentro do limite estabelecido, que deve ser menor que 2, conforme a Seção 3.3, indicando que o dispositivo foi dimensionado corretamente.

A característica desses sistemas de resistirem a qualquer torque fornecido, permitiu a redução nas amplitudes do tremor independente da frequência ao qual o sistema é submetido. A explicação dessa situação é devido a influência do giroscópio ligado em uma dada rotação n , no eixo longitudinal do sistema braço/giroscópio indicado por θ , caracterizando o torque atenuador responsável por estabilizar o sistema, sendo melhor entendido ao observar a Equação 24.

Influência do giroscópio no antebraço

$$\begin{aligned}
 I_1 \ddot{\theta} + c_1 \dot{\theta} + k_1 \theta + I_a n \dot{\phi} &= T_0 \text{sen}(\omega t) \\
 I_g \ddot{\phi} + c_2 \dot{\phi} + k_1 \phi - I_a n \dot{\theta} &= 0
 \end{aligned}
 \tag{24}$$

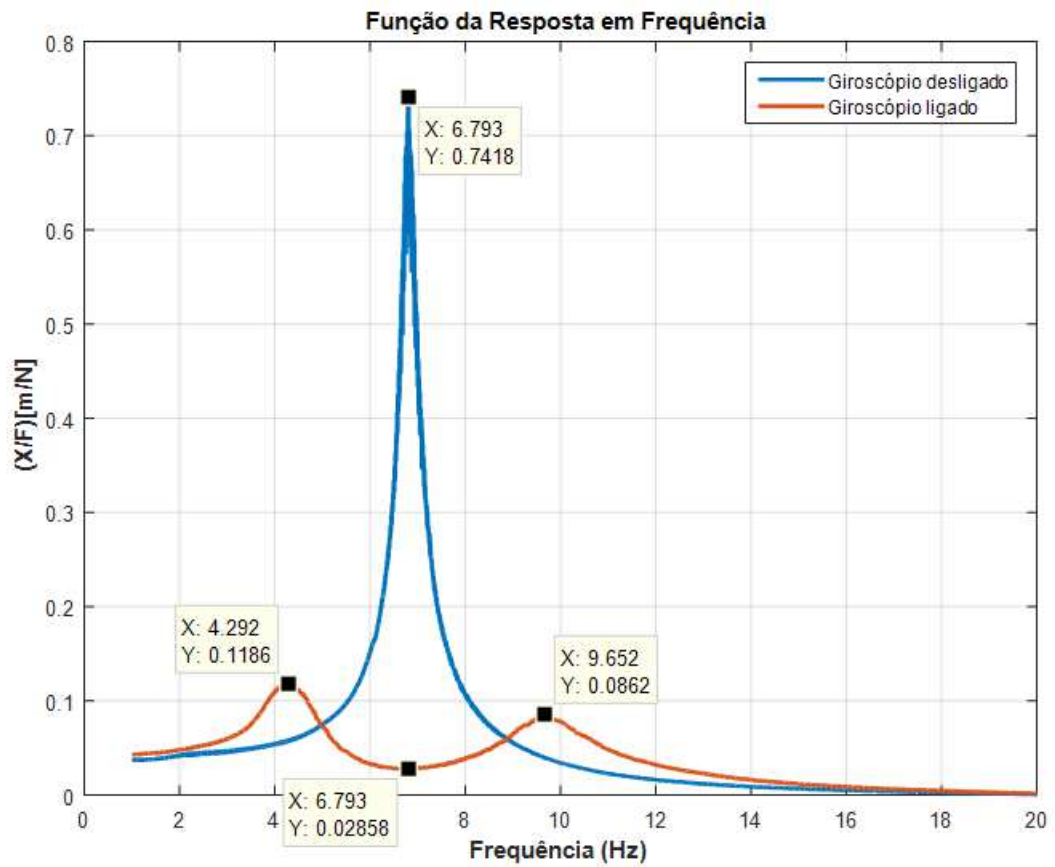
Influência do antebraço no giroscópio

A Equação 24 nos permite ainda identificar um sistema de dois graus de liberdade, onde estes são representados tanto pelo movimento do conjunto braço/giroscópio na direção θ , quanto do giroscópio na direção ϕ , estabelecidos no gráfico da Figura 51 através dos dois picos, correspondendo às duas frequências naturais do sistema.

Em síntese, a frequência natural do antebraço causa no giroscópio a precessão, representada pelo primeiro pico na curva da resposta do sistema. Analogamente, a frequência natural do giroscópio também causa no braço um torque, porém de magnitude menor em virtude da dissipação de energia pelo amortecimento devido ao elástico na gaiola, sendo possível observar isso pelo segundo pico na curva. Dessa forma, um adequado ajuste do aparelho garante um ponto em que a amplitude seja a mínima possível para o ponto de interesse, sendo este o ponto de antirressonância do sistema.

A forma simplificada de quantificar a redução da amplitude devido ao giroscópio se deu através da comparação da curva obtida na Figura 50 com a resposta do sistema dado pela Figura 51. Essas curvas são apresentadas de forma superpostas na Figura 52.

Figura 52 – Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado para o caso 1.



Fonte: Autoria própria

De uma forma geral, a redução nas amplitudes no sistema foi calculada e apresentada na Tabela 9.

Tabela 9 – Comparativo da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 1).

Pontos de análise	Sistema desligado	Sistema ligado	Redução (%)
Amplitude (6,8 Hz)	0,7418	0,0286	96,14
Amplitude (4,3 Hz)	-	0,1186	84,01
Amplitude (9,6 Hz)	-	0,0862	88,38

Fonte: Autoria própria

É possível observar claramente a redução significativa na amplitude do tremor na frequência próxima a 7Hz , caracterizando como um ótimo elemento absorvedor dos tremores. Além disso, nos dois picos de ressonância, as amplitudes tiveram reduções na ordem dos 84 e 86%, indicando um bom ajuste do sistema em relação ao amortecimento e rotação do disco.

Caso 2 – Disco giroscópio em Latão ($D_2 = 45\text{ mm}$)

Para o novo sistema, foi realizada a substituição do disco de alumínio por um fabricado em latão, apresentando 45 mm de diâmetro externo, que apesar de menor, é cerca de 62% mais pesado. A ideia do uso desse novo disco é buscar analisar a viabilidade e o comportamento em casos de discos cada vez menores sob mesmas rotações e maiores pesos. Então, realizou-se os cálculos dos novos parâmetros que são apresentados na Tabela 10.

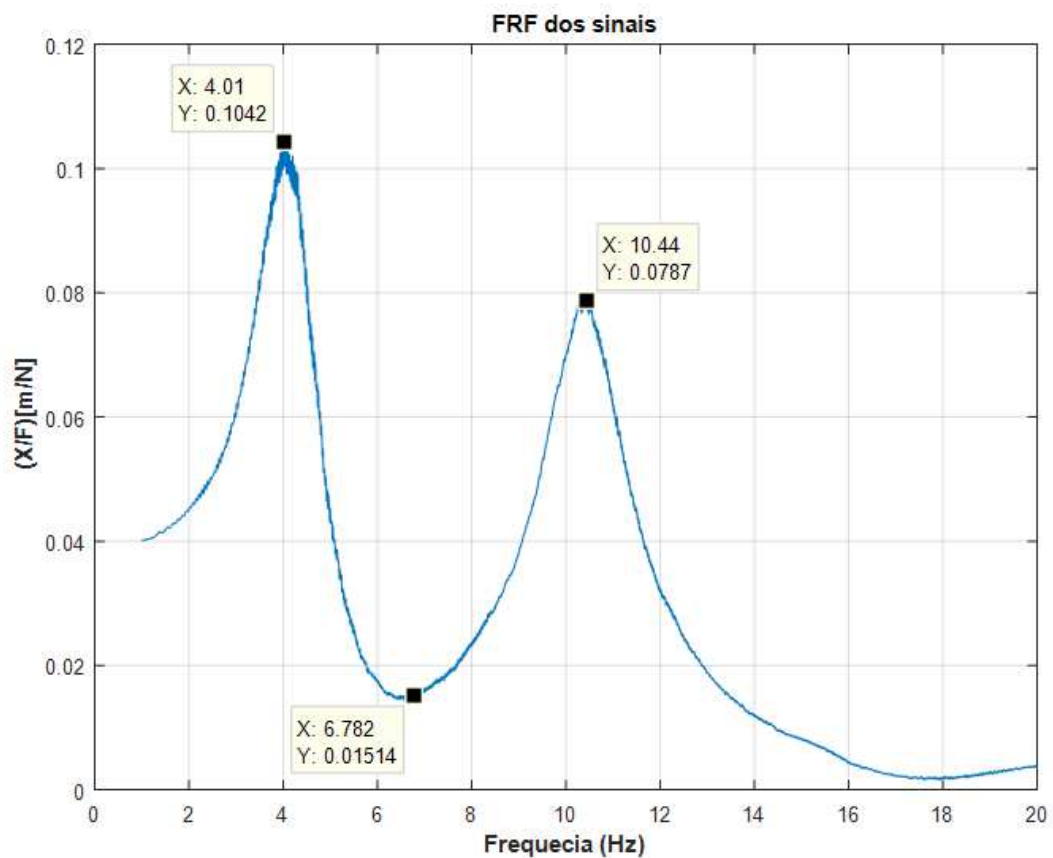
Tabela 10 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 2 em latão sob rotação de 6600 RPM.

Parâmetros	Obtido
Momento de inércia do sistema giroscópio ($kg.m^2$)	$1,88 \times 10^{-4}$
Momento de inércia do disco 2 ($kg.m^2$)	$3,91 \times 10^{-5}$
Massa do disco 2 (kg)	0,1411
Efetividade dinâmica (Δ)	0,9160
Rotação (RPM)	6200
Massa total do dispositivo (kg)	0,2927

Fonte: Autoria própria

A partir dos valores obtidos, houve um aumento no parâmetro Δ , porém, ainda menor que 2, significando um sistema mais robusto que o anterior, devido ao acréscimo de massa. Suas evidências da efetividade são vistas na Figura 53.

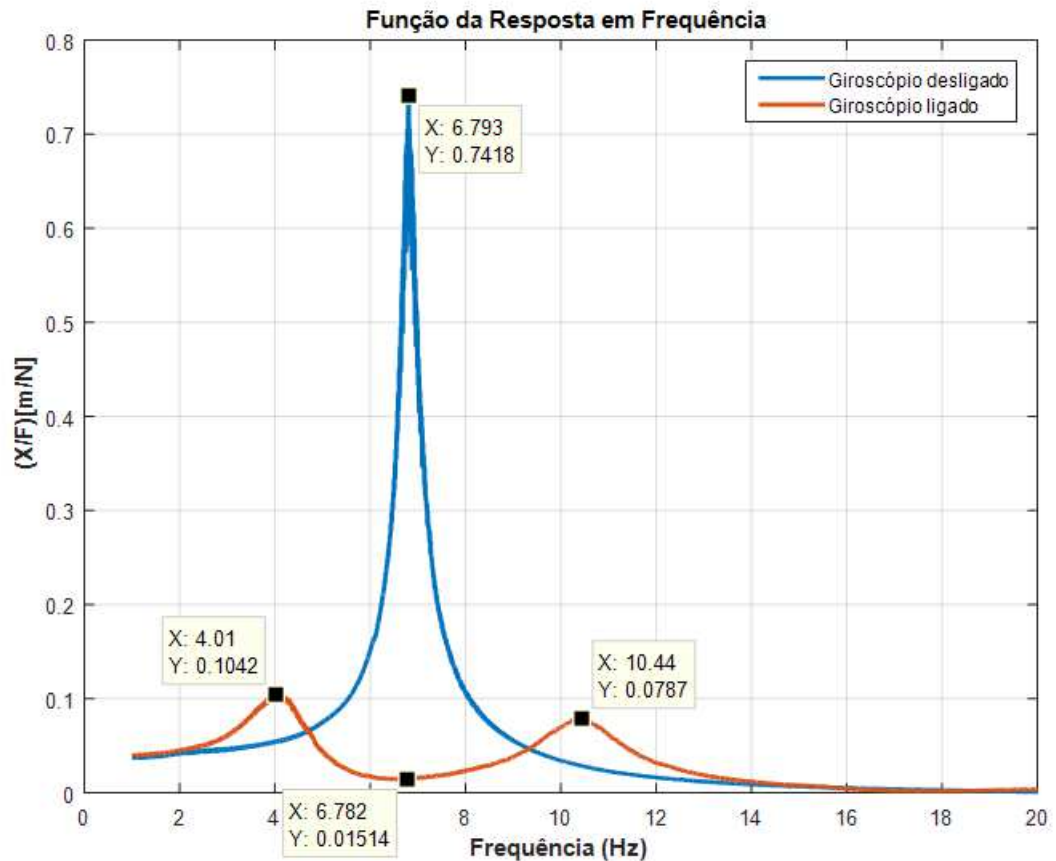
Figura 53 – Curva de resposta do dispositivo giroscópio com Disco 2 em latão sob rotação de 6600 RPM.



Fonte: Autoria própria

O novo sistema apresenta algumas vantagens em relação ao sistema anterior, pois a nova configuração implica numa redução de cerca de 10% do diâmetro do disco comparado ao do caso 1, além de atingir valores superiores para a redução da amplitude tanto nas duas regiões de ressonância, quanto na de antirressonância. A desvantagem do novo dispositivo está no acréscimo de peso devido ao disco de latão, uma vez que este representa 48,2% do peso total do aparelho giroscópio. O resultados das curvas de resposta em frequência para essa configuração são apresentados na Figura 54.

Figura 54 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 2).



Fonte: Autoria própria

Os resultados apontam para um sistema bem sintonizado na frequência desejada, em torno de 7 Hz e uma ótima redução na amplitude da resposta, chegando a casa dos 97%. Os dados da Tabela 11, apresentam a redução do tremor para a configuração estabelecida.

Tabela 11 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 2).

Pontos de análise	Sistema desligado	Sistema ligado	Redução (%)
Amplitude (6,8 Hz)	0,7418	0,0151	97,96
Amplitude (4,0 Hz)	-	0,1042	85,95
Amplitude (10,4 Hz)	-	0,0787	89,39

Fonte: Autoria própria

A diminuição na amplitude em $6,8\text{Hz}$ é o reflexo do aumento do momento de inércia do sistema giroscópico, que apesar de maior, não foi o suficiente para apresentar uma diferença significativa em relação ao primeiro caso, indicando que sistemas com maiores massas não garantirão melhores resultados, já que o diâmetro do disco tem maior influência no momento de inércia. Além disso, os picos de ressonância tiveram reduções semelhantes ao do primeiro caso, pois para o ajuste do sistema giroscópico, foi necessário reduzir sua rigidez, folgando o elástico e por consequência, houve redução no amortecimento.

Caso 3 – Disco giroscópio em Nylon ($D_3 = 50\text{ mm}$)

Nesse caso, buscou-se aprofundar o conhecimento acerca da influência da escolha do diâmetro do disco, mantendo-se o mesmo igual ao do primeiro caso e reduzindo de forma considerável a sua massa, sendo agora de 22,7 gramas, implicando numa dedução de cerca de 58% em relação ao primeiro caso e de 84% do segundo. Dessa forma, foi utilizado um disco de nylon de 50 mm de diâmetro. Além disso, foi alterada a rotação para 6600 RPM. A Tabela 12 trata dos dados utilizados para esse modelo.

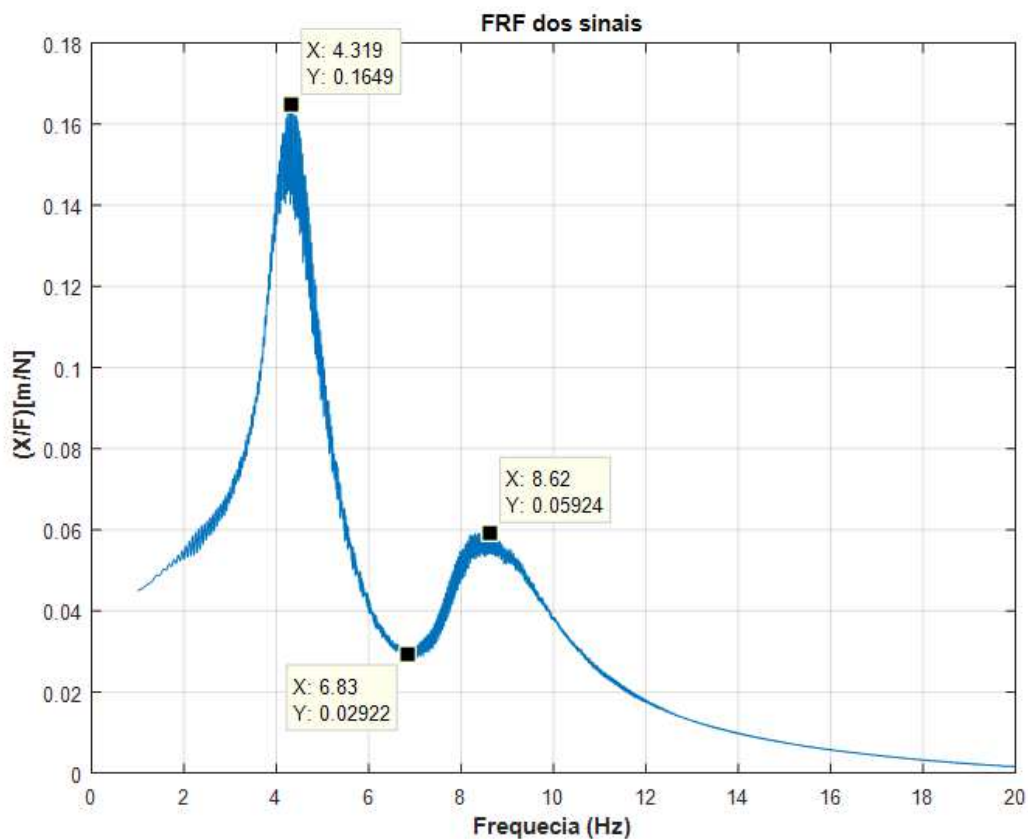
Tabela 12 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 3 em nylon sob rotação de 6600 RPM.

Parâmetros	Obtido
Momento de inércia do sistema giroscópio ($kg.m^2$)	$6,96 \times 10^{-5}$
Momento de inércia do disco 3 ($kg.m^2$)	$1,19 \times 10^{-5}$
Massa do disco 3 (kg)	0,0227
Efetividade dinâmica (Δ)	0,4600
Rotação (RPM)	6600
Peso total do dispositivo (kg)	0,1743

Fonte: Autoria própria

Utilizando os parâmetros definidos, foi obtido a curva de resposta do sistema, sendo essa apresentada na Figura 55.

Figura 55 - Curva de resposta do dispositivo giroscópio com disco 3 em nylon sob rotação de 6600 RPM.

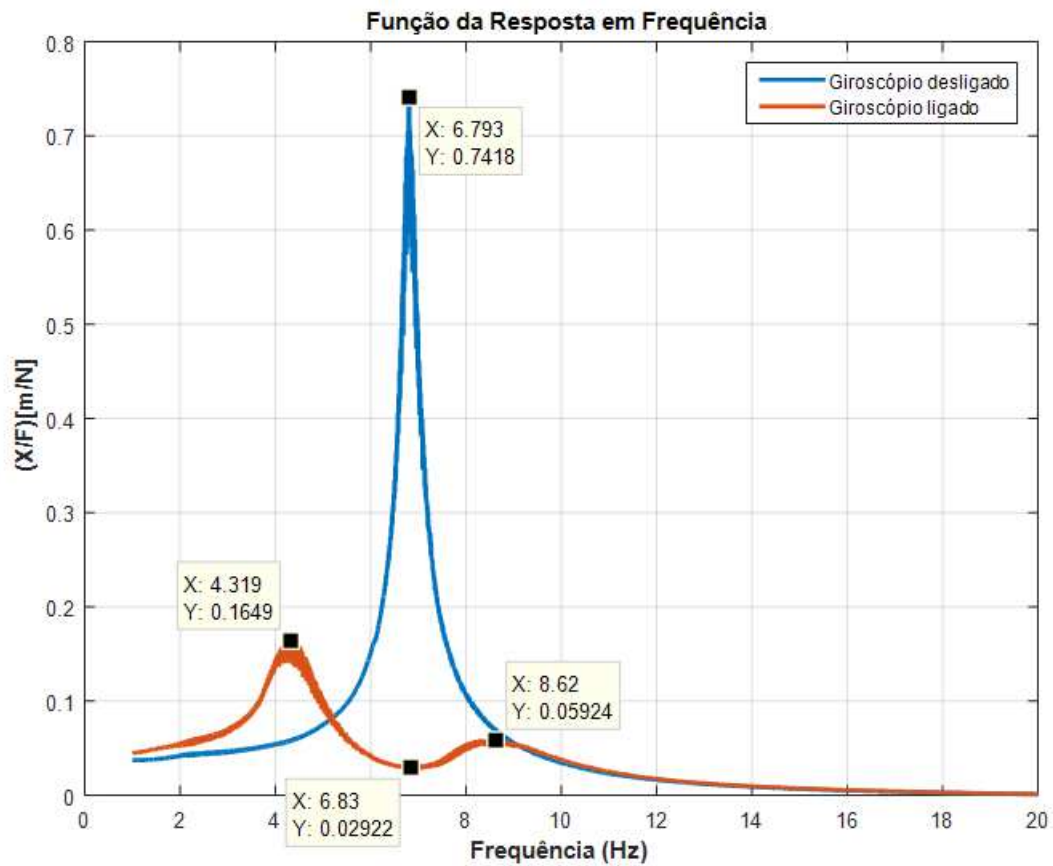


Fonte: Autoria própria

Observando o gráfico da Figura 55, percebeu-se uma diferença em relação aos sistemas anteriores no fato do primeiro pico da curva apresentar amplitudes maiores. A explicação deste fato está na alteração da frequência natural do braço/giroscópio, pois a redução na massa devido ao disco para essa configuração, acarretou o deslocamento da curva para a esquerda e aumentando o primeiro pico da curva. Além disso, ao apertar o elástico a fim de sintonizar o sistema giroscópio, também se teve um acréscimo no amortecimento, causando maiores reduções nas amplitudes do sistema.

Por fim, foi estabelecido a comparação do dispositivo ligado e desligado através da Figura 56.

Figura 56 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 3).



Fonte: Autoria própria

A análise comparativa da redução dos tremores foi constatada na Tabela 13. Nela, se ver uma redução semelhante ao caso 2 para a antirressonância mesmo com a alteração do diâmetro do disco e de sua rotação. Isso mostra o quanto é possível se obter diferentes configurações em relação ao dispositivo.

Tabela 13 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 3).

Pontos de análise	Sistema desligado	Sistema ligado	Redução (%)
Amplitude (6,8 Hz)	0,7418	0,0292	96,06
Amplitude (4,3 Hz)	-	0,1649	77,77
Amplitude (8,6 Hz)	-	0,0592	92,01

Fonte: Autoria própria

Devido aos pontos de ressonância estarem dentro da faixa de frequência do tremor da DP, há possibilidades de o paciente alcançar esses valores, porém, mesmo assim na pior condição indicada pelo pico 1 em 4,3 Hz, há uma atenuação de aproximadamente 78% na amplitude do tremor.

Caso 4 – Disco giroscópio em Nylon ($D_3 = 50$ mm)

Para este quarto caso, foi mais uma vez analisado o comportamento do disco de nylon com 50 mm de diâmetro, porém o ajuste foi realizado de modo a conseguir que os dois picos de ressonância do sistema estejam com amplitudes similares. Para isso, foi aumentado a rotação do sistema, permitindo o deslocamento da curva para a direita, enquanto que a folga do elástico permitiu o ajuste da frequência natural do giroscópio de modo que o ponto de antirressonância permanecesse próximo ao ponto de interesse, em torno de 7 Hz. A Tabela 14 refere-se aos dados do experimento.

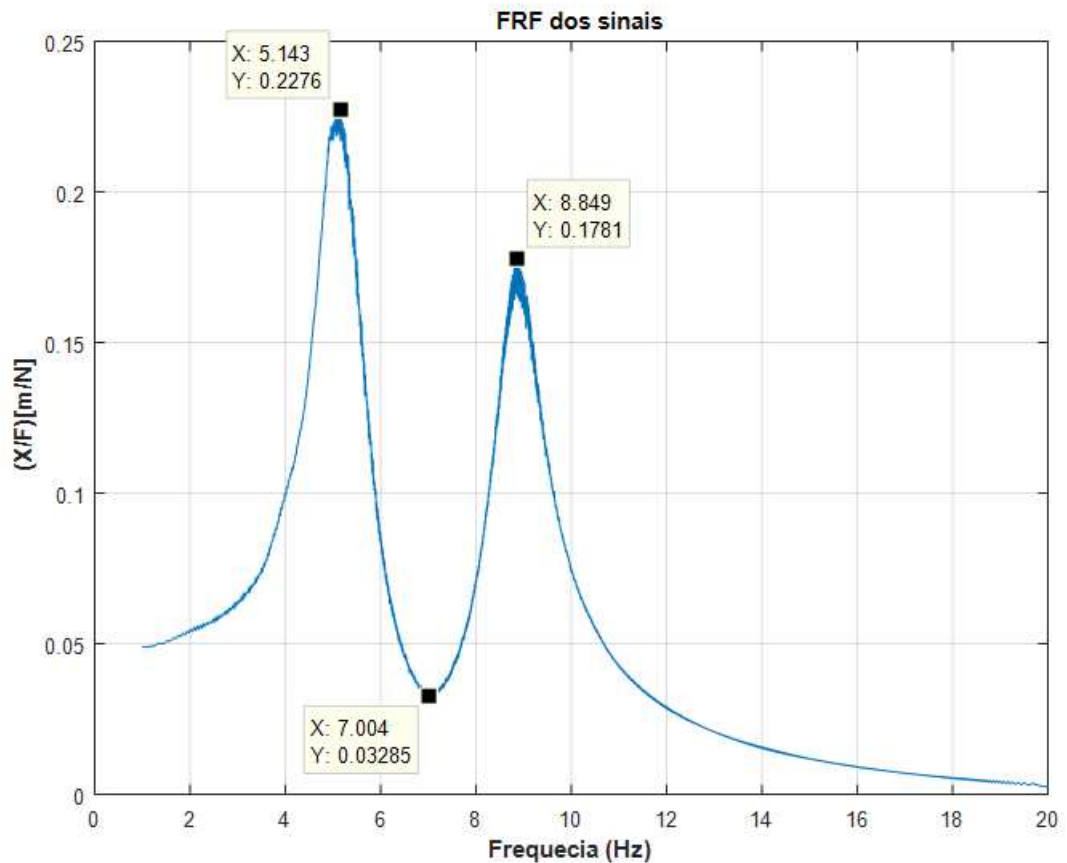
Tabela 14 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 3 em nylon sob rotação de 7200 RPM.

Parâmetros	Valor obtido
Momento de inércia do sistema giroscópio ($kg.m^2$)	$6,96 \times 10^{-5}$
Momento de inércia do disco 3 ($kg.m^2$)	$1,19 \times 10^{-5}$
Massa do disco 3 (kg)	0,0227
Efetividade dinâmica (Δ)	0,3381
Rotação (RPM)	7200
Massa total do dispositivo (kg)	0,1743

Fonte: Autoria própria

Percebe-se que houve uma redução na efetividade dinâmica devido ao aumento na frequência natural do sistema braço/giroscópio causada pelo aumento da rotação do disco. Isto implica diretamente na curva de resposta do sistema, ao qual é percebido uma redução de sua eficiência, podendo ser visto pela curva do gráfico da Figura 57.

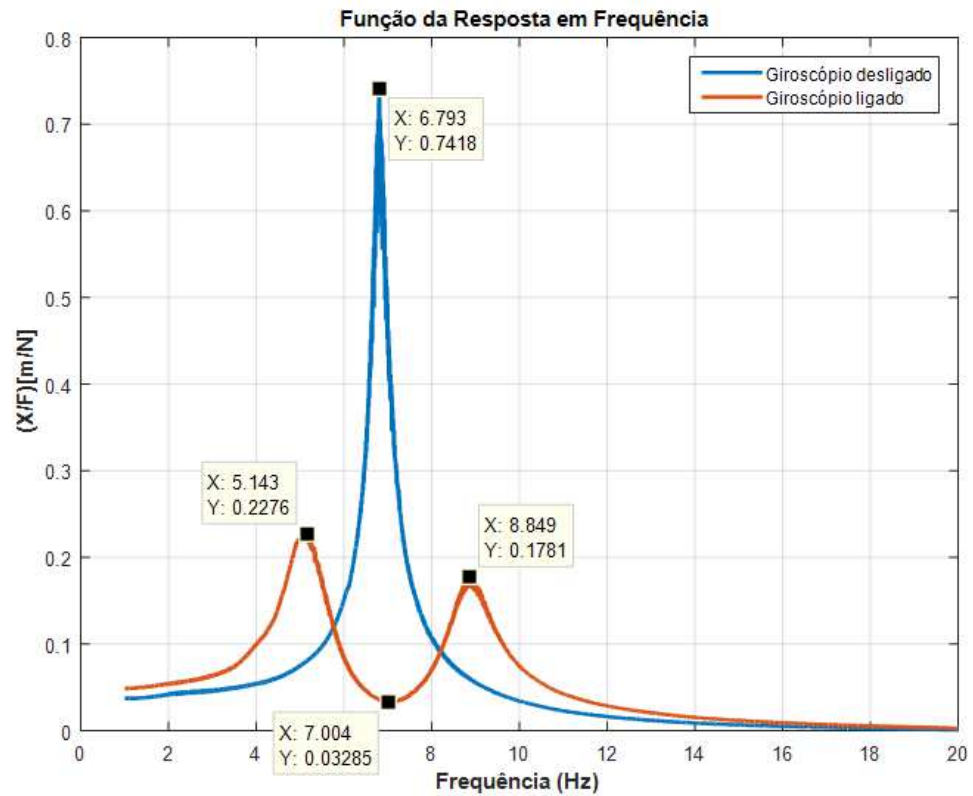
Figura 57 - Curva de resposta do dispositivo giroscópio com Disco 3 de Nylon sob rotação de 7200 RPM.



Fonte: Autoria própria

No gráfico acima, foi conseguido uma curva próxima a desejada, como foi objetivado, mas a consequência dessa escolha acarretou em uma menor redução na amplitude no ponto de desejado (7 Hz). A decorrência disso foi verificada diante da redução na efetividade dinâmica e por consequência, um sistema menos eficiente. Além do mais, houve aumento da amplitude do sistema tanto no primeiro pico, causado pela redução no amortecimento, quanto no segundo, devido ao ajuste do sistema giroscópio e o deslocamento da curva para a direita. O gráfico da Figura 58 mostra a comparação do sistema giroscópio ligado e desligado.

Figura 58 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 3).



Fonte: Autoria própria

Para uma análise quantitativa, foi estabelecido a Tabela 15, onde é possível analisar a eficiência do sistema para a configuração estabelecida.

Tabela 15 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 3).

Pontos de análise	Sistema desligado	Sistema ligado	Redução (%)
Amplitude (6,8 Hz)	0,7418	0,0328	95,58
Amplitude (5,1 Hz)	-	0,2276	69,32
Amplitude (8,8 Hz)	-	0,1781	75,99

Fonte: Autoria própria

Caso 5 – Disco giroscópio em Nylon ($D_4 = 30 \text{ mm}$)

Neste último caso, foi analisado um disco com o diâmetro e peso menor, porém foi aplicado uma rotação superior a todos os casos. Espera-se que diâmetros cada vez menores provoquem reduções na efetividade dinâmica devido ao menor momento de inércia, e por consequência, uma menor atuação do sistema giroscópio. Por isso, é aplicada uma rotação maior de tal forma que possa compensar essas reduções.

Outro ponto importante na escolha da rotação está no fato do comportamento do sistema nesses casos, pois uma maior rotação angular altera o ponto de antirressonância para frequências mais altas, necessitando então se fazer o ajuste através da redução da rigidez do sistema giroscópio de modo que se mantenha na mesma frequência.

Para o sistema escolhido, o momento de inércia apresentou um valor bastante inferior aos outros casos, dessa forma, o ponto de antirressonância ficou na frequência abaixo do esperado, sendo necessário não só o aumento da rotação como também do aperto do elástico para ajustar à frequência desejada, acarretando maiores amortecimentos. Além disso, a efetividade dinâmica também possuiu valores menores que os demais casos, o que reforça a ideia de esperar menor eficácia do dispositivo. Os valores dos principais parâmetros podem ser visualizados na Tabela 16.

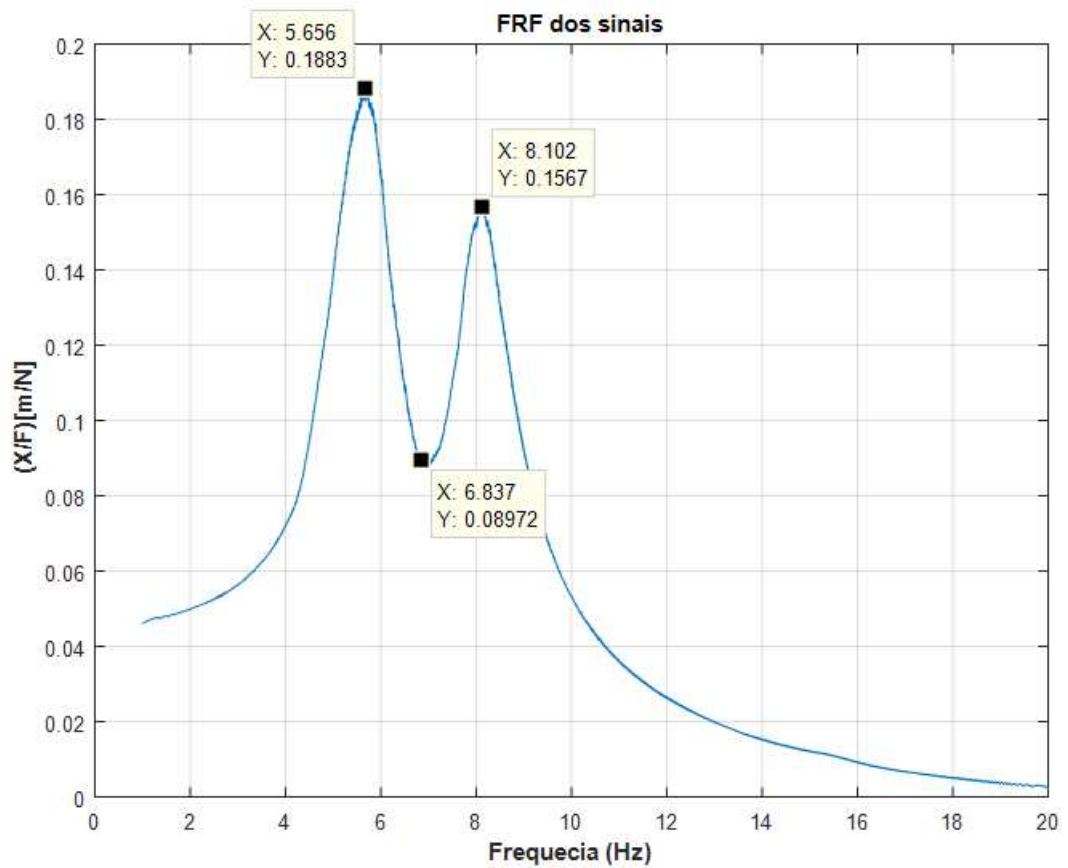
Tabela 16 - Tabela de parâmetros do dispositivo giroscópio com Disco 4 em nylon sob rotação de 9000 RPM.

Parâmetros	Valor obtido
Momento de inércia do sistema giroscópio ($kg \cdot m^2$)	$5,30 \times 10^{-5}$
Momento de inércia do disco 4 ($kg \cdot m^2$)	$5,80 \times 10^{-6}$
Massa do disco 4 (kg)	0,0083
Efetividade dinâmica (Δ)	0,1692
Rotação (RPM)	9000
Massa total do dispositivo (kg)	0,1599

Fonte: Autoria própria

A escolha da rotação em 9000 RPM gerou maior ruído devido as altas rotações a que foi designada. Além do mais, quanto maior a rotação, há um a maior consumo de energia elétrica e diminuindo o tempo de atuação quando sendo alimentado por baterias. Nessas circunstâncias, foi obtido a curva de resposta do sistema que se encontra no gráfico da Figura 59.

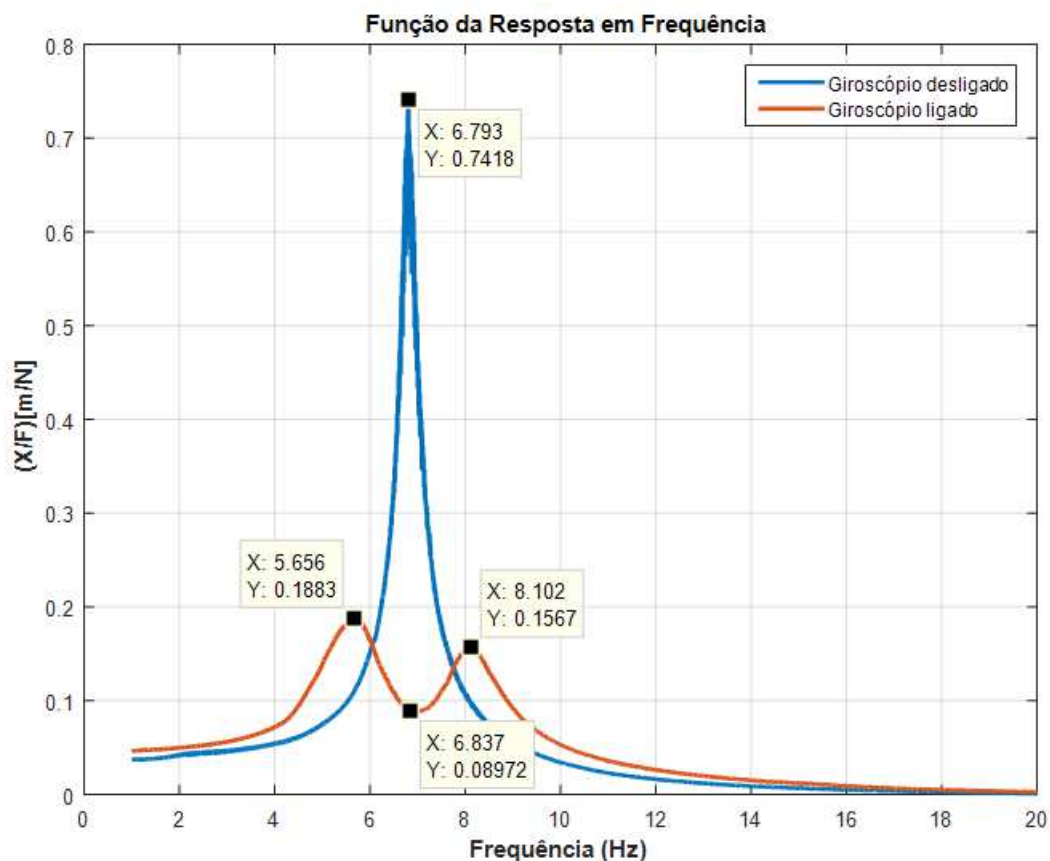
Figura 59 - Curva de resposta do dispositivo giroscópio com Disco 4 em nylon sob rotação de 9000 RPM.



Fonte: Autoria própria

O gráfico da Figura 59 apresenta uma configuração de um sistema bem ajustado, com diferenças de amplitudes nos dois picos das frequências naturais não muito distante entre si. Também é possível verificar a presença do ponto de antirressonância em uma região mais alta que a comumente vista nos demais casos, ao qual é fruto do maior aperto do elástico como afirmado anteriormente. A vantagem ainda de sistemas com maior amortecimento é que os dois picos de ressonância do sistema são diminuídos, implicando que caso a frequência do tremor alcance essa região, há dissipação de energia via amortecimento. O gráfico da Figura 60 apresenta graficamente a comparação do sistema ligado e desligado.

Figura 60 - Curvas das respostas do sistema giroscópio ligado e desligado (Disco 4).



Fonte: Autoria própria

Embora aqui apresente o menor sistema, os resultados ainda apontam para bons resultados em relação as reduções nas amplitudes do tremor, onde é destacado pela Tabela 17 os valores obtidos devido a configuração escolhida.

Tabela 17 - Tabela de quantitativa da redução do tremor após o dispositivo ligado (Disco 4).

Pontos de análise	Sistema desligado	Sistema ligado	Redução (%)
Amplitude (6,8 Hz)	0,7418	0,0897	87,91
Amplitude (5,6 Hz)	-	0,1883	74,62
Amplitude (8,1 Hz)	-	0,1567	78,88

Fonte: Autoria própria

Diante dos resultados dessa configuração, a redução no tremor ainda supera os 85%, e mesmo sendo o menos eficaz comparado às configurações anteriores, denota um sistema absorvedor que supera vários outros tipos que estão citados na revisão da literatura deste trabalho.

Para fins comparativo, foi elaborado a Tabela 18 onde apresenta os principais parâmetros e configurações usadas e suas respectivas reduções.

Tabela 18 – Tabela de comparação dos parâmetros para as cinco configurações estudadas.

	Latão	Alumínio	Nylon	Nylon	Nylon
	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5
Diâmetro do disco (mm)	45	50	50	50	30
Massa do dispositivo (Kg)	0,2927	0,2050	0,1743	0,1743	0,1599
Rotação (RPM)	6200	6200	6600	7200	9000
Efetividade Dinâmica	0,9160	0,6082	0,4600	0,3381	0,1692
Redução na amplitude (%)	97,96	96,14	96,06	95,58	87,91

Fonte: Autoria própria

É possível identificar claramente que sistemas mais robustos, como o giroscópio em latão, apresentaram melhores resultados, porém se tem a desvantagem de dispositivos mais pesados, acarretando maior desconforto para os portadores da DP. Por outro lado, dispositivos com menores efetividades dinâmicas como o dispositivo com Disco 5 em nylon de 30 mm, terão uma menor redução nas amplitudes dos tremores além do maior consumo de energia devido a necessidade da alta rotação. Ainda, apesar da menor redução dos tremores ter sido por meio dessa configuração, sua diminuição ocorre na casa dos 87%, o que significa uma boa absorção dos tremores.

Diante desses casos, considera-se que a melhor configuração testada foi o dispositivo com disco em nylon de 50 mm, pois une, perante as 5 possibilidades oferecidas, uma ótima redução dos tremores, entre 95% e 96%, além de rotação mais baixas que o caso 5, que possui diâmetro menor.

4.4 Validação das respostas obtidas por simulação (giroscópio ligado)

Para esta simulação foi utilizado o software Matlab®, que é uma ferramenta matemática utilizada para calcular e plotar curvas referente aos sistemas descritos. Para isso, foram utilizados os dados das Tabelas 9, 11, 13, 15 e Tabela 16 na Equação 26 e gerado as curvas de respostas referente a cada caso analisado.

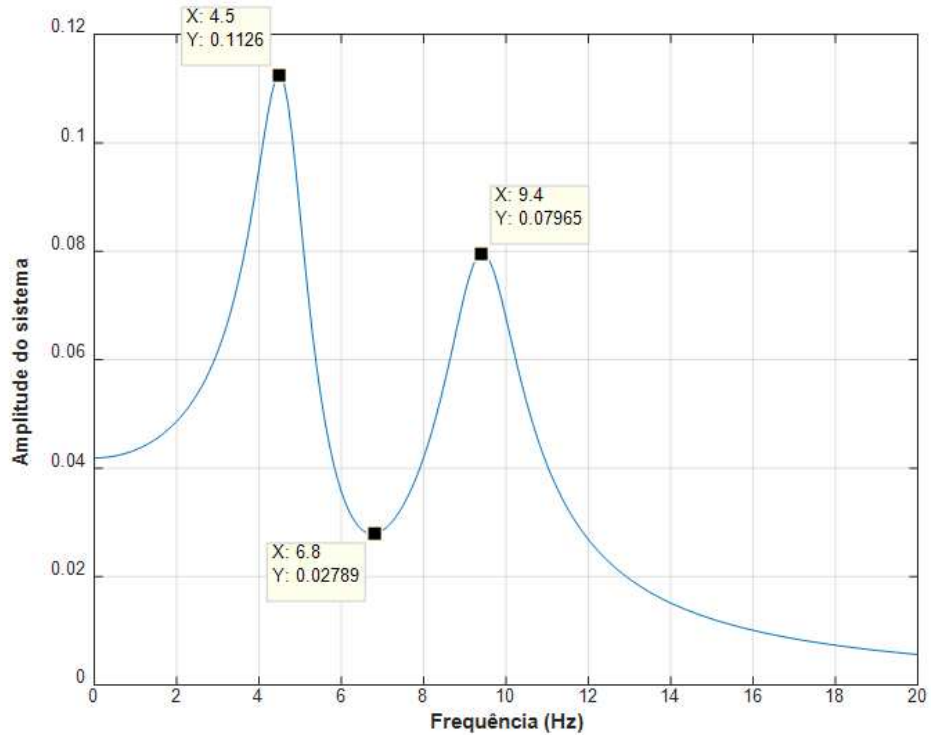
Uma vez que a Equação 26 fornece as amplitudes na forma angular, tendo com unidade o *radiano*, as respostas dos sistemas obtidos via experimento trazem como unidades o *m/N*, que representa a resposta do sistema sob deslocamentos lineares medidas através do LVDT, sobre a condição da força de entrada fornecida através do shaker eletrodinâmico. Portanto, para compensar essa divergência de unidades, se fez necessário ajustar as unidades da Equação 26, e assim poder obter a resposta sob os mesmos aspectos.

Simulação do caso 1 – Disco em Alumínio ($D_1 = 50$ mm)

Neste primeiro caso, a simulação foi realizada a partir dos dados da Tabela 8, em que além dos parâmetros citados, houve a necessidade de estimar o amortecimento do giroscópio (ξ_g) via método iterativo, uma vez que o mesmo ainda não havia sido obtido devido a complexidade de obtê-lo, pois a obtenção das curvas do comportamento apenas do sistema giroscópio necessitavam de um sistema de aquisição que pudesse medir os deslocamentos angulares com maior precisão, já que os LVDTs só conseguira medir deslocamentos lineares. Os valores de amortecimento para o giroscópio são baseados no tipo viscoelástico, apresentando maiores atuações conforme o deslocamento do sistema, o que diferencia dos amortecimentos viscosos que dependem da frequência. Portanto, devido aos altos deslocamentos que o dispositivo está sujeito, foi admissível a utilização de fatores de amortecimentos com valores mais elevados.

Dessa forma, o gráfico da Figura 61 apresenta a curva gerada através da simulação e as principais frequências com suas respectivas amplitudes.

Figura 61 – Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco em alumínio.



Fonte: Autoria própria

É possível perceber que o comportamento do sistema através da simulação pode-se aproximar bastante do que foi obtido experimentalmente através da Figura 51, concretizando a relação entre o real e o teórico e a adequada modelagem matemática realizada. Nessa simulação foi estimado o amortecimento do giroscópio como sendo igual a $\xi_{g1} = 0,2$, e a partir daí foi estabelecido nas Tabela 19 e Tabela 20 com o intuito de se fazer uma avaliação quantitativa das duas representações.

Tabela 19 – Comparação de frequência entre o valor experimental e o simulado (Disco 1)

	Pico 1	Antirressonância	Pico 2
Experimental	4,3 Hz	6,8 Hz	9,6 Hz
Simulado	4,5 Hz	6,8 Hz	9,4 Hz
Erro relativo	4,4 %	0 %	2,1 %

Fonte: Autoria própria

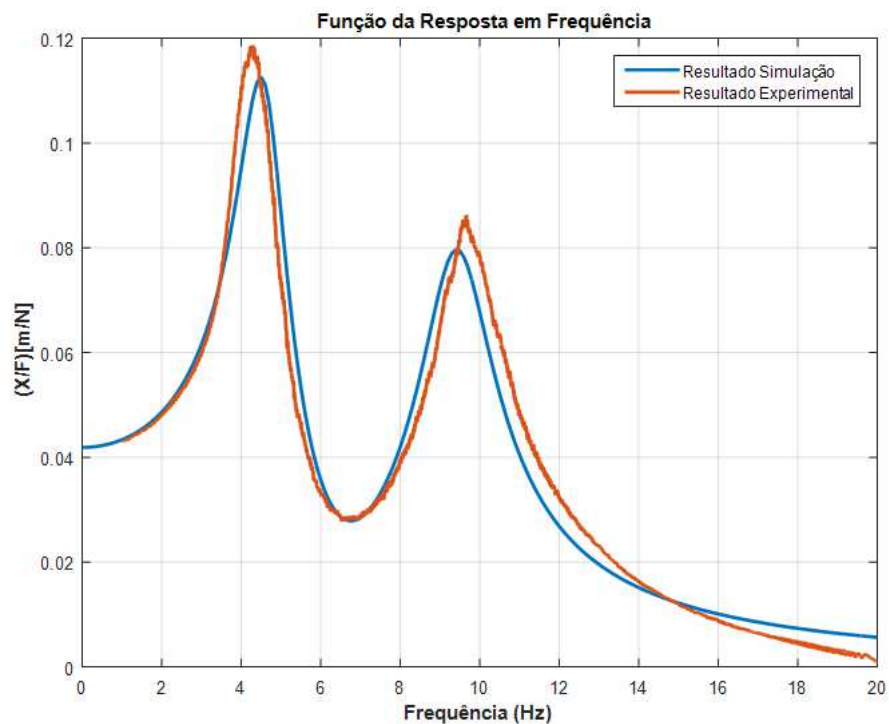
Tabela 20 - Comparação de amplitudes entre o valor experimental e o simulado (Disco 1)

	Amplitude (Pico 1)	Amplitude (Antirressonância)	Amplitude (Pico 2)
Experimental	0,1186	0,0286	0,0862
Simulado	0,1126	0,0278	0,0796
Erro relativo	5,1 %	2,8 %	7,7 %

Fonte: Autoria própria

Diante dessas tabelas, percebe-se uma ótima representatividade do sistema através da simulação, ocorrendo uma pequena diferença nas amplitudes com o valor experimental apresentando maiores valores, porém chegou a um erro máximo de 8% na amplitude no Pico 2. Para uma melhor visualização, o gráfico da Figura 62 traz as curvas sobrepostas do resultado experimental e simulado.

Figura 62 – Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 1).

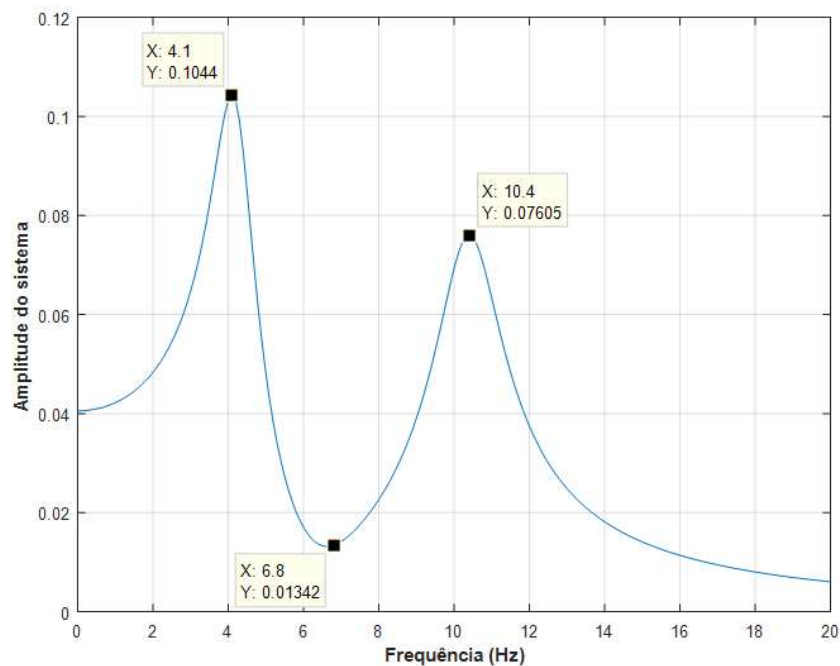


Fonte: Autoria própria

Simulação do Caso 2 – Disco em latão ($D_2 = 45$ mm)

O segundo caso simulado foi realizado para o disco de latão, sendo este o modelo giroscópio mais pesado e com maior efetividade dinâmica. Foi estimado um fator amortecimento de $\xi_{g2} = 0,14$ e a curva obtida é apresentada no gráfico da Figura 63.

Figura 63 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco e em latão.



Fonte: Autoria própria

Nesta simulação foi percebido que além da alta efetividade dinâmica, o baixo amortecimento garantiu um valor de amplitude no ponto de antirressonância mais baixo, permitindo assim que sistemas possam ser ajustados não só a partir da efetividade dinâmica, mas também por meio da variação do amortecimento. Portanto, menores valores de amortecimentos acarretam em ponto de antirressonância mais baixo e os valores dos picos das frequências naturais do sistema tenderão a crescer, então, para compensar esse aumento, se projeta dispositivos giroscópios mais robustos ou com maior velocidade de rotações do disco, pensando-se sempre na melhor condição de conforto das pessoas que usarão o aparelho.

De maneira a poder comparar o sistema simulado e o experimental conforme os parâmetros de frequência e amplitude, foi elaborado aa Tabela 21 e Tabela 22.

Tabela 21 – Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Caso 2)

	Pico 1	Antirressonância	Pico 2
Experimental	4,01 Hz	6,78 Hz	10,44 Hz
Simulado	4,10 Hz	6,80 Hz	10,40 Hz
Erro relativo	2,2 %	0,3 %	0,4 %

Fonte: Aatoria própria

Tabela 22 - Tabela de comparação dos resultados da amplitude experimental e simulada (Caso 2)

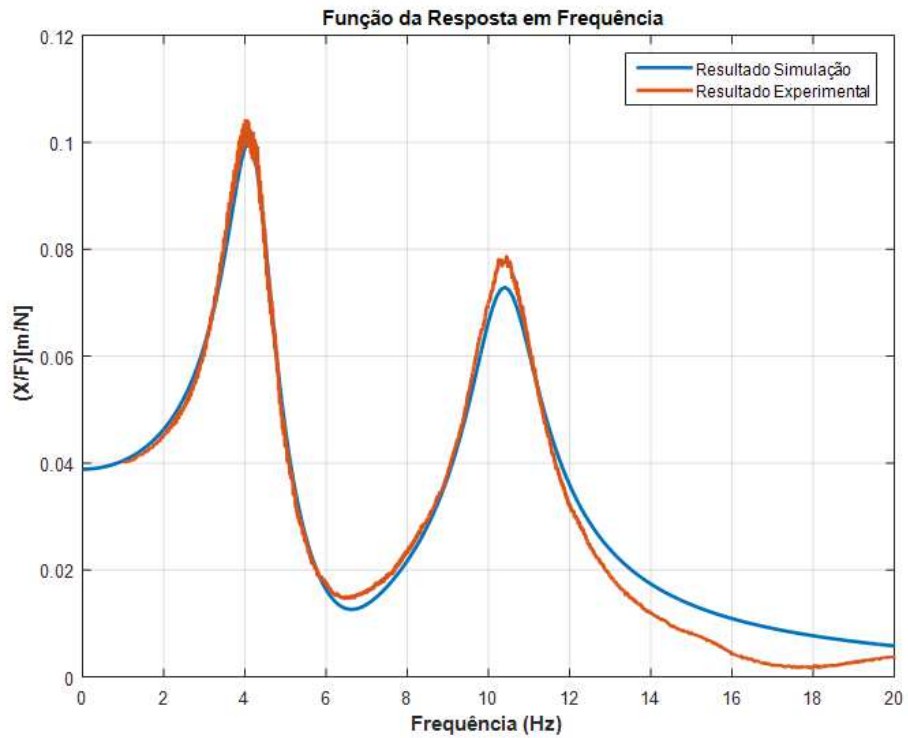
	Amplitude (Pico 1)	Amplitude (Antirressonância)	Amplitude (Pico 2)
Experimental	0,1042	0,0151	0,0787
Simulado	0,1044	0,0134	0,0760
Erro relativo	0,2 %	11,3 %	3,4 %

Fonte: Aatoria própria

Uma comparação das tabelas acima demonstra excelentes resultados referente às frequências e uma pequena divergência em relação a amplitude no ponto de antirressonância com erro de 11,3%, sendo o resultado experimental atingindo valor superior ao simulado.

De uma forma geral, o gráfico da Figura 64 apresenta as curvas sobrepostas dos resultados experimentais e numéricos. É percebido que a curva experimental apresenta semelhança ao que foi obtido via simulação, havendo apenas divergências após os 12 Hz, que pode ter ocorrido devido a inércia do dispositivo de precessar em altas frequência e por isso não conseguindo manter a mesma coerência.

Figura 64 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (caso 2).

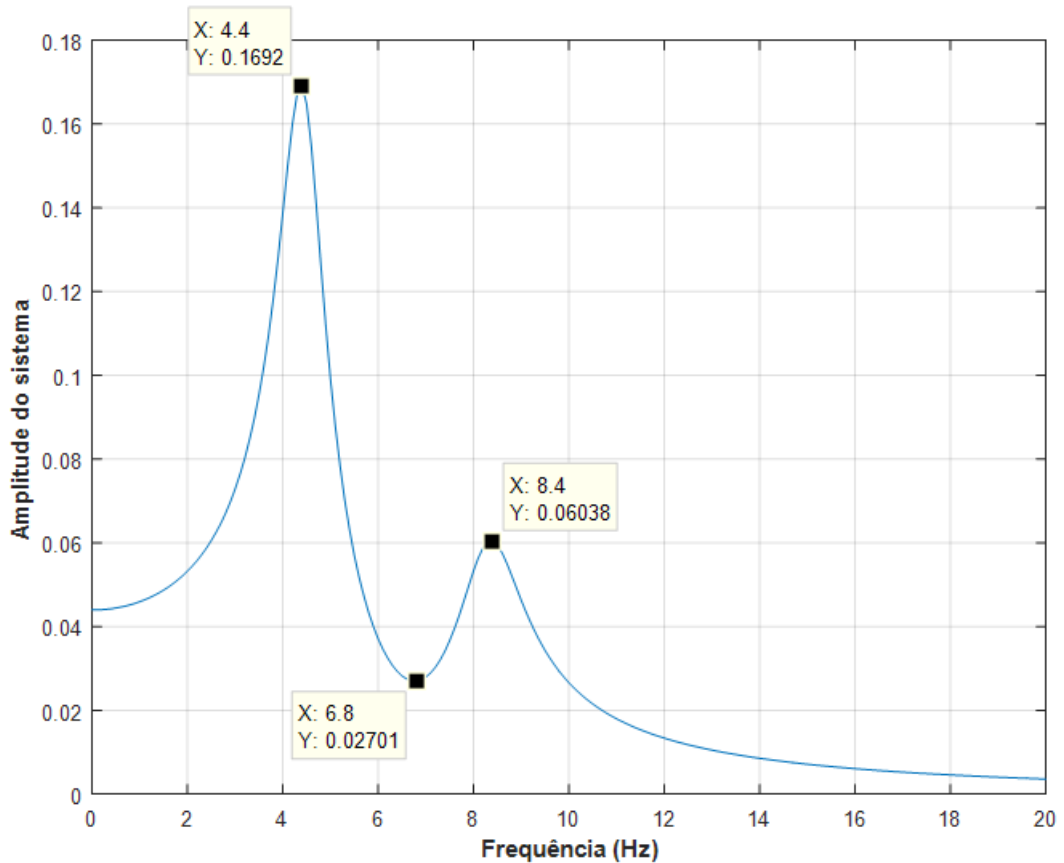


Fonte: Autoria própria

Simulação do Caso 3 – Disco em Nylon ($D_3 = 50$ mm)

O comportamento da curva de absorção do tremor pela influência do Disco 3 de nylon com diâmetro de 50 mm sob os mesmos critérios estabelecidos na Tabela 12 e um valor de amortecimento estimado em $\xi_{g3} = 0,25$ é mostrada na Figura 65.

Figura 65 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco 3 em nylon.



Fonte: Autoria própria

Para uma melhor identificação da variação dos parâmetros segundo a frequência e a amplitude entre o caso simulado e o experimental, é apresentado as Tabela 23 e Tabela 24.

Tabela 23 - Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Disco 3)

	Pico 1	Antirressonância	Pico 2
Experimental	4,32 Hz	6,83 Hz	8,62 Hz
Simulado	4,40 Hz	6,80 Hz	8,40 Hz
Erro relativo	1,8 %	0,4 %	2,6 %

Fonte: Autoria própria

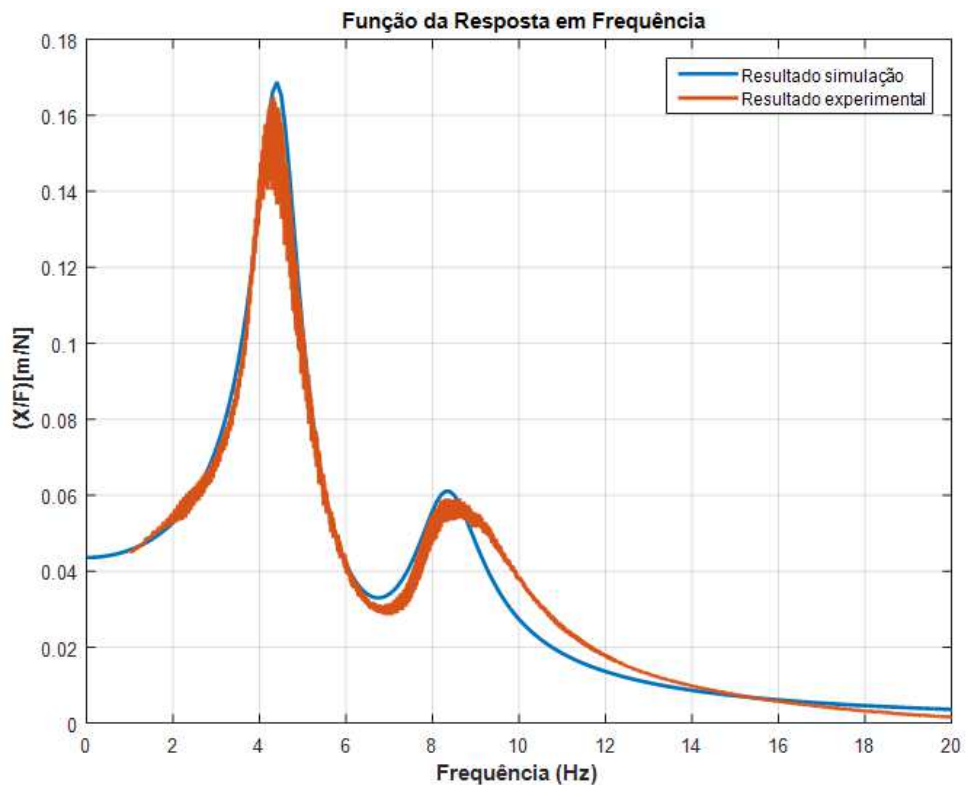
Tabela 24 - Tabela de comparação dos resultados da amplitude experimental e simulada (Disco 3)

	Amplitude (Pico 1)	Amplitude (Antirressonância)	Amplitude (Pico 2)
Experimental	0,1649	0,0292	0,0590
Simulado	0,1692	0,0270	0,0604
Erro relativo	2,5 %	7,5 %	7,3 %

Fonte: Autoria própria

Conforme as tabelas acima, é percebido que assim como nos casos anteriores, ocorre uma pequena variação em relação ao método experimental e a simulação do sistema. Por outro lado, há uma variação maior em relação às amplitudes, que além disso, a curva experimental apresentou uma variação acima de 9 Hz, observando uma curva mais aberta para o segundo pico, podendo ser confirmado na Figura 66.

Figura 66 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 3).

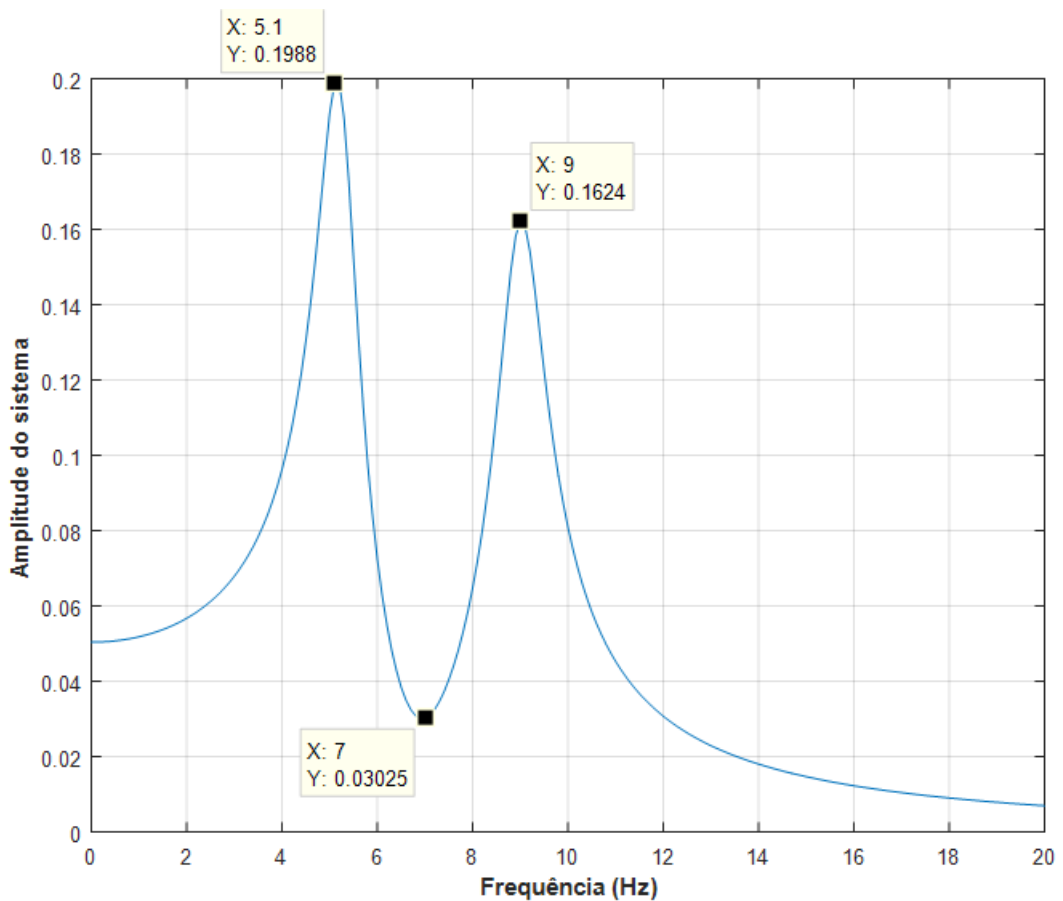


Fonte: Autoria própria

Simulação do caso 4 – Disco em Nylon ($D_3 = 50$ mm)

Uma vez que o caso 4 utiliza a mesma configuração de disco do caso 3, os valores de momento de inércia foram utilizados também nesta simulação, alterando apenas o amortecimento e a velocidade do disco ao qual sugere a Tabela 14, de modo a se obter o ajuste do dispositivo. Neste caso foi estimado um amortecimento bem menor que o caso anterior, tendo $\xi_{g4} = 0,10$. O reflexo disso é a presença de picos dos pontos de ressonâncias mais elevados e o de antirressonância mais “profunda”, como é possível observar na Figura 67.

Figura 67 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco 3 em nylon.



Fonte: Autoria própria

Tabela 25 - Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Disco 3)

	Pico 1	Antirressonância	Pico 2
Experimental	5,14 Hz	7,00 Hz	8,85 Hz
Simulado	5,10 Hz	7,00 Hz	9,00 Hz
Erro relativo	0,8 %	0 %	1,7 %

Fonte: Autoria própria

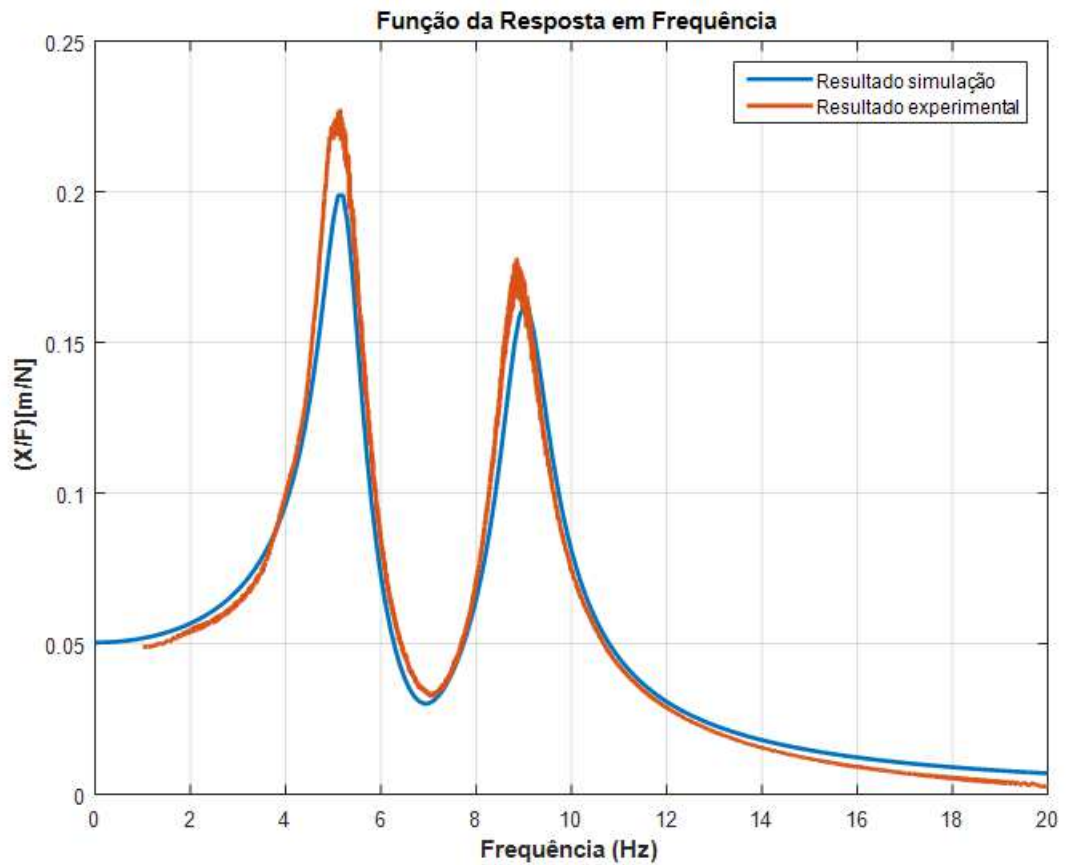
Tabela 26 - Tabela de comparação dos resultados de amplitude experimental e simulada (Disco 3)

	Amplitude (Pico 1)	Amplitude (Antirressonância)	Amplitude (Pico 2)
Experimental	0,2276	0,0328	0,1781
Simulado	0,1988	0,0302	0,1624
Erro relativo	12,7 %	7,9 %	8,8 %

Fonte: Autoria própria

As Tabelas 27 e 28 revelam a boa coerência entre os resultados, possuindo um erro máximo de 12,7% no Pico 1, de toda forma, a representação gráfica da Figura 68 demonstra que a simulação conseguiu representar bem o sistema.

Figura 68 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 3).

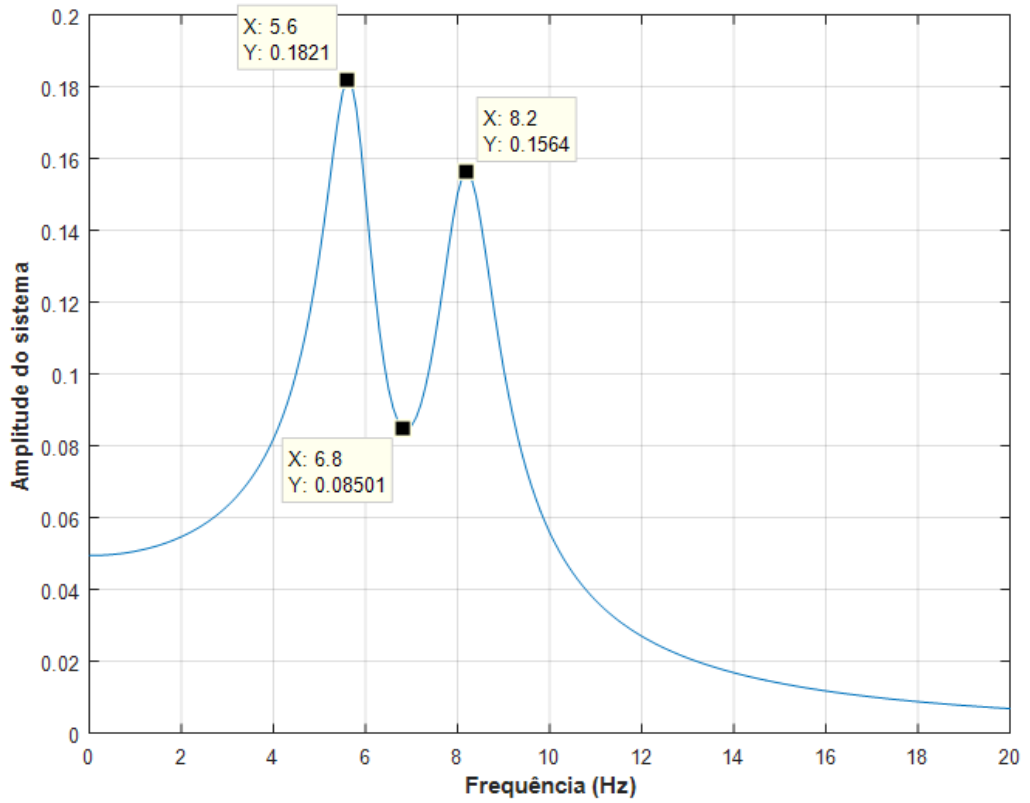


Fonte: Autoria própria

Simulação do caso 5 – Disco em Nylon ($D_4 = 30$ mm)

Nesta última simulação, foi analisado o comportamento do dispositivo com o Disco 4 de nylon e um diâmetro de 30 mm, menor que o caso anterior. Nessa configuração foi estimado um valor de amortecimento de $\xi_{g5} = 0,14$. O resultado desta simulação é mostrado na Figura 69.

Figura 69 - Gráfico da curva em frequência do comportamento do braço sob o sistema de atenuação giroscópica com Disco 4 em nylon.



Fonte: Autoria própria

A partir dos dados gerados da Figura 70, foi montado as Tabelas 29 e 30.

Tabela 31 - Tabela de comparação dos resultados de frequência experimental e simulada (Disco 4)

	Pico 1	Antirressonância	Pico 2
Experimental	5,65 Hz	6,84 Hz	8,10 Hz
Simulado	5,60 Hz	6,80 Hz	8,20 Hz
Erro relativo	0,9 %	0,6 %	1,2 %

Fonte: Autoria própria

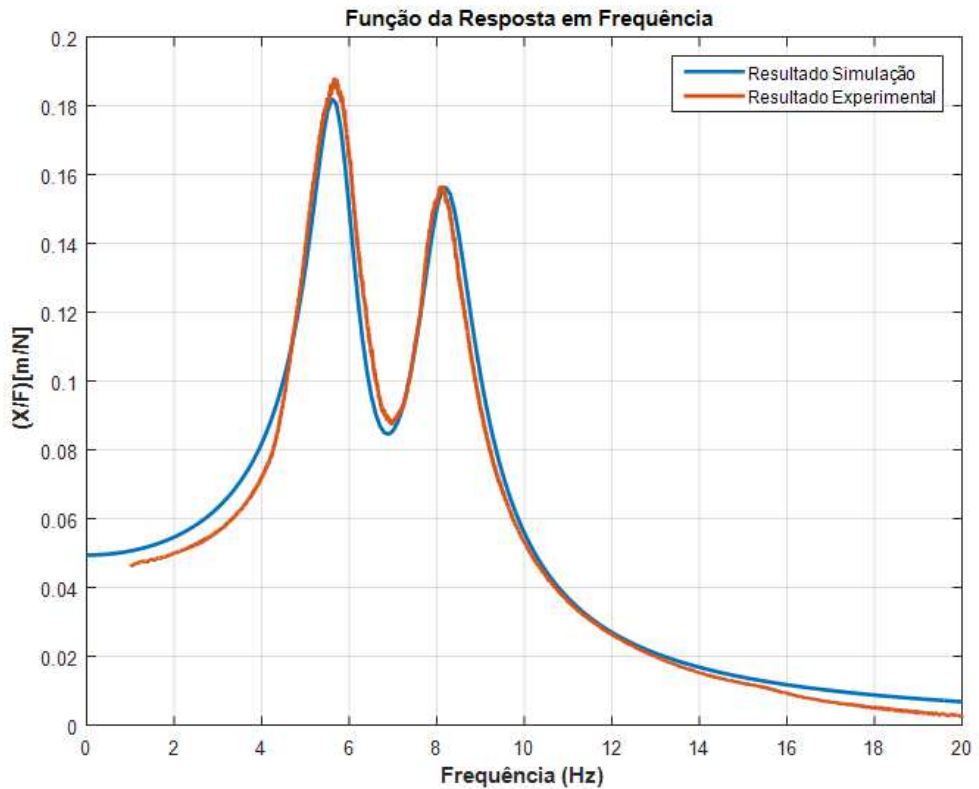
Tabela 32 - Tabela de comparação dos resultados de amplitude experimental e simulada (Disco 4)

	Amplitude (Pico 1)	Amplitude (Antirressonância)	Amplitude (Pico 2)
Experimental	0,1883	0,0897	0,1567
Simulado	0,1821	0,0850	0,1564
Erro relativo	3,3 %	5,2 %	0,2 %

Fonte: Autoria própria

A verificação das pequenas divergências entre os resultados são melhores vistos ao observar a Figura 71 que trata da análise visual, permitindo estabelecer o comportamento entre os dois métodos.

Figura 71 - Curvas de respostas dos sistemas simulados e experimentais (Disco 4).



Fonte: Autoria própria

4.5 Discussões

Neste trabalho, foi proposto o desenvolvimento de um dispositivo giroscópio que seja capaz de reduzir o tremor causado pela Doença Parkinson em pessoas. Seguindo uma linha de referência conforme os trabalhos de outros autores de acordo com o Quadro 2, foram estabelecidos alguns parâmetros que foram considerados essenciais para a construção do dispositivo atenuador, dentre eles, destacam-se a massa que o dispositivo deverá ter, o tipo de atenuação utilizado e o ambientes em que os testes são realizados.

Para o dispositivo deste trabalho, as dimensões utilizadas para a construção podem ser encontradas nos Apêndices. É verificado que o aparato não possui tamanha robustez comparado ao trabalho de Rocon et al., (2007), que foi tratado pelos pacientes que utilizaram o aparelho como sendo motivo de exclusão social, pois o seu tamanho causa constrangimentos durante ao uso. Por outro lado, a luva apresentada no trabalho de Kazi et al., (2010) possui menores dimensões e um desenho mais próximo de um produto a ser utilizado por pessoas portadoras da DP, apesar de observado que sua maior capacidade de redução dos tremores, cerca de 76,16% fica abaixo do dispositivo com menor atenuação deste trabalho que é de 87,91%.

A escolha do tamanho do dispositivo giroscópio teve influência direta na sua massa, onde foi obtido 151,62 g sem o disco, já com o disco de menor massa, foi alcançado 160 g. Por outro lado, o dispositivo mais pesado possui 293 g. Isto implica que diante dos outros dispositivos observados no Quadro 2 e segundo a faixa de interesse estabelecida nos pré requisitos, o dispositivo giroscópio construído permaneceu dentro da faixa de peso esperado.

O tipo de atuação do controle do tremor utilizada foi do tipo passivo, uma vez que isso acarreta em menor complexidade para a construção do dispositivo, já que não exige a necessidade de sensores e atuadores. A desvantagem de sistemas passivos em relação aos ativos, está no fato da incapacidade da alteração momentânea de parâmetros de acordo com o grau de severidade do tremor, como por exemplo, a mudança na frequência ao qual o dispositivo irá trabalhar, o que seria útil para a ampliação da faixa de pessoas que poderiam utilizar o aparelhor sob as melhores condições possíveis.

Por se tratar de um método novo de absorção dos tremores, o objeto de estudo aqui tratado tem seu ambiente de experimento reduzido ao laboratório, já que foi necessário o conhecimento do comportamento do dispositivo sob diversas condições para assim, dar mais segurança quando testado em pacientes. Com exceção dos trabalhos de Hall, (1991) e de Rocon et al., (2007), todos os trabalhos aqui citados foram realizados em ambientes laboratoriais. A vantagem dos experimentos em pacientes está no fato de se ter resultados que indicam quais os parâmetros que podem ser melhorados a fim de se ter um produto adequado aos usuários. A ideia para as próximas etapas deste trabalho é a construção de um dispositivo que atenda os parâmetros para os testes em pacientes e observar sua real efetividade.

Os resultados aqui obtidos indicaram bons resultados quanto a redução dos tremores, isso quando comparado a dispositivos de mesma equivalência, como os dispositivos de Hashemi; Golnaraghi; Patla, (2004), Abbaszadeh, (2012), Deshpande, (2017) e Buki et al., (2018), onde ambos são dispositivos de atuação passiva e testados em ambientes laboratoriais. Dentre todos os trabalhos citados, o dispositivo giroscópio se apresenta como possuir os melhores resultados mesmo quando comparado ao menos efetivo que foi dimensionado, sendo esse o dispositivo D₅, com disco em Nylon e que apresenta 87,91% de redução e 160g de massa, sendo apenas o dispositivo de Buki et al., (2018), que alcançou 86% de absorção e 280 g de massa, o que mais se aproximou dos resultados obtidos. Quando se comparado ao dispositivo mais eficaz elaborado, observa-se uma maior distância entre os resultados, pois foi obtido 97,96% de redução em um aparato com 293 g, sendo esse último o dispositivo D₁ com disco em latão. Portanto, o dispositivo D₃ com disco em Nylon de 50 mm apresenta-se como uma melhor opção, pois além de se obter redução na casa dos 96%, possui uma massa de 174 g.

CAPITULO V

5 CONCLUSÕES

A partir deste estudo, foi possível estabelecer uma proposta de conceitualização de um dispositivo capaz de reduzir os tremores causados pela Doença de Parkinson. Foram analisadas cinco situações de configurações de disco, seja através da variação do momento de inércia, da rotação do disco ou do fator de amortecimento, envolvendo, portanto, variações de parâmetros dimensionais e dinâmicos. Sob essas condições, o sistema absorvedor ao qual foi projetado, mostrou-se capaz de promover a diminuição nas amplitudes, e isso se deu primordialmente devido ao efeito giroscópico, que é a principal característica responsável pelo torque atenuador.

Os experimentos que foram realizados no modelo do braço testados sob a condição do tremor característico da Doença de Parkinson, permitiram a simulação de um ambiente mais próximo do caso real, condizente nos aspectos de frequência ao qual o dispositivo foi submetido, em torno de 7 Hz. Dessa forma, os resultados experimentais apresentaram redução máxima de 97,96% a 6200 RPM para o dispositivo com Disco 2 em latão (Caso 2), e 96,14% em 6200 RPM para o Disco 1 em alumínio (Caso 1). Para o dispositivo com discos de nylon, no caso do Disco 3 de maior Massa, alcançou 96,06% de atenuação a uma rotação de 6600 RPM (Caso 3), enquanto para uma rotação de 7200 RPM, obteve-se uma redução de 95,58% (Caso 4). Para o Disco 4 de Nylon, o giroscópio com disco de 30 mm de diâmetro atingiu a marca dos 87,91% a 9000 RPM referente ao Caso 5.

Além da consideração da capacidade de absorção do tremor, outros aspectos também foram tomados como relevantes para a escolha do melhor dispositivo. A primeira delas é em relação ao peso do aparato, pois aquele que possuiu o maior valor, teve a maior redução da vibração, enquanto que o menor peso teve de forma direta, a menor redução. Outro ponto importante a se considerar é a velocidade do disco, que também é afetada diretamente pelo ruído conforme maior rotação. Desse modo, mesmo o dispositivo com Disco 4 em nylon possuindo o menor peso, cerca de

160g, apresentou um nível de ruído mais elevado devido a velocidade de 9000 RPM. Por outro lado, o dispositivo com maior capacidade de redução e menor velocidade (Disco 2), possuiu a maior massa, 293 gramas, usando o disco de latão. Além do mais, dentre os dispositivos giroscópios analisados, pode-se considerar como o mais adequado, o aparato com Disco 3 em nylon, pois apesar do seu baixo peso, cerca de 175 gramas, a velocidade utilizada para o ajuste do mesmo se firmou entre os 6600 e 7200 RPM.

Além do mais, a análise numérica permitiu de forma clara, validar o comportamento das curvas de respostas experimentais que o sistema apresentou, sendo essa uma ferramenta crucial para o desenvolvimento de sistemas giroscópios, pois permite conhecer seu desempenho diante de diversas situações ao qual o sistema é submetido.

Ainda neste trabalho se conseguiu miniaturizar o sistema de controle de modo a torná-lo móvel, possibilitando que os experimentos possam ser realizados em ambientes diferentes do laboratorial. Desta maneira, é proposto para trabalhos futuros a idealização de um protótipo de luva que possa tanto ergonomicamente como confortavelmente ser utilizado no braço de portadores da DP e assim, poder realizar testes de modo a obter resultados mais próximos aos reais.

Por fim, pode-se afirmar que os dispositivos giroscópios têm alta capacidade de redução dos tremores e surge como mais uma alternativa diante dos já existentes, e tem o empenho de desenvolver um papel importantíssimo para garantir que pessoas que sofram com a Doença de Parkinson, possam ter mais qualidade de vida.

REFERÊNCIAS

- ABBASI, M.; SAFAIE, J.; AFSHARFARD, A. Design of a Noninvasive Hand Tremor Suppression System with Active Control. p. 1–7, 2018.
- ABBASZADEH, E. Design strategies for a drinking cup to accommodate hand tremor. p. 1–54, 2012.
- ACKMANR, J. J. et al. Quantitative Evaluation of Long-Term Parkinson Tremor. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-24, n. 1, p. 49–56, 1977.
- ALECRIM, E. **GyroGlove, a luva que promete amenizar os tremores da doença de Parkinson.** Disponível em: <<https://tecnoblog.net/190510/parkinson-luva-gyroglove/>>. Acesso em: 19 out. 2018.
- ARNOLD, R. N. Gyrodynamics and Its Engineering Applications. v. 1385, n. 1997, p. 81–87, 1961.
- BHAGWATH, G. Tremors in elderly persons: clinical features and management. **Hospital Physician**, n. December, p. 31–38, 2001.
- BHATIA, K. P. et al. Consensus Statement on the classification of tremors. from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. **Movement Disorders**, v. 33, n. 1, p. 75–87, 2018.
- BUKI, E. et al. Vib-bracelet: a passive absorber for attenuating forearm tremor. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 56, n. 5, p. 923–930, 2018.
- CAMPOS, D. PROJETO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II: O impacto da Doença de Parkinson na Qualidade de Vida dos doentes. p. 1–17, 2014.
- CARPENTER, M. D.; PECK, M. A. Reducing Base Reactions With Gyroscopic Actuation of Space-Robotic Systems. v. 25, n. 6, p. 1262–1270, 2009.
- CICHACZEWSKI, E. et al. Características eletrofisiológicas do tremor na doença de parkinson e tremor essencial. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 72, n. 4, p. 301–306, 2014.

COUSINS, F. W. **The Anatomy of the Gyroscope Part III Jjust.** [s.l: s.n.].

CRAWFORD, P.; ZIMMERMAN, E. E. Differentiation and diagnosis of tremor. **American Family Physician**, v. 83, n. 6, p. 697–702, 2011.

DESHPANDE, P. Tremor suppression with shape memory alloy vibration absorber. n. December 2016, 2017.

DEXTERA, D. T.; JENNER, P. Parkinson disease: From pathology to molecular disease mechanisms. **Free Radical Biology and Medicine**, v. 62, p. 132–144, 2013.

Estudo antropométrico do projeto.pdf. , [s.d.].

GAGNE, J. et al. Active heart stabilization using adaptive noise cancelling techniques with gyroscopic actuation. **2010 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, BioRob 2010**, p. 802–807, 2010.

GEBAI, S. et al. Tremor Reduction at the Palm of a Parkinson's Patient Using Dynamic Vibration Absorber. **Bioengineering**, v. 3, n. 3, p. 18, 2016.

GEBAI, S.; HAMMOUD, M.; KHACHFE, H. Using a Dual Vibration Absorber to Suppress Rest Hand Tremor of Elderly. n. c, p. 37–42, 2016.

GONÇALVES FERREIRA, A. Estimulação cerebral profunda: Nova fronteira no tratamento das doenças do sistema nervoso central. **Acta Medica Portuguesa**, v. 27, n. 5, p. 641–648, 2014.

GRIMALDI, G.; MANTO, M. **Tremor: From Pathogenesis to Treatment.** [s.l: s.n.]. v. 3

HALL, W. D. **HAND-HELD GYROSCOPIC DEVICE**USA, 1991.

HASHEMI, S. M.; GOLNARAGHI, M. F.; PATLA, A. E. Tuned vibration absorber for suppression of rest tremor in Parkinson's disease. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 42, n. 1, p. 61–70, 2004.

HE, H.; LI, R.; CHEN, K. High-rise Structure Vibration Control with Gyroscopes. n. lcmce, p. 227–232, 2014.

HIBBELER. **Dinâmica : Mecânica para Engenharia.** 12^a ed. São Paulo: Pearson, 2005.

HOSSEINI, R.; FIROOZBAKHSH, K.; NASERI, H. Optimal design of a vibration absorber for tremor control of arm in Parkinson ' s disease. **Jcarne**, v. 3, n. 2, p. 85–94, 2014.

KARNOPP, D. Tilt Control for Gyro-Stabilized Two-Wheeled Vehicles. **Vehicle System Dynamics**, v. 37, n. 2, p. 145–156, 2002.

KAZI, S. et al. Experimental implementation of smart glove incorporating piezoelectric actuator for hand tremor Control. **WSEAS Transactions on Systems and Control**, v. 5, n. 6, p. 443–453, 2010.

KAZI, S.; MAILAH, M.; ZAIN, Z. Suppression of Hand Postural Tremor Via Active Force Control Method 3 Dynamic Model of Human Hand 2 Background of Hand Tremor. p. 76–82, 2014.

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, p. 397–402, 2007.

LEITE, M. A. A. T remor essencial. **Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto**, n. Janeiro a Junho, p. 20–29, 2010.

MELO, L. M.; BARBOSA, E. R.; CARAMELLI, P. Declínio cognitivo e demência associados à doença de Parkinson: Características clínicas e tratamento. **Revista de Psiquiatria Clínica**, v. 34, n. 4, p. 176–183, 2007.

MERTZ, B. L. Taking on Essential Tremor. n. june, 2016.

MESHACK, R. P. **the Effects of Weights on the Amplitude and Frequency**. [s.l: s.n.].

MINISTÉRIO DA SAÚDE (BR), S. DE P. DE S. **Tratamento de Parkinson no SUS terá dois novos remédios**.

NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION WASHINGTON, D. National Aeronautics and Space Administration HUMAN INTEGRATION DESIGN HANDBOOK. **Spaceflight**, p. 1–27, 2010.

PARKIN, S. Hope in a Glove for Parkinson's Patients. **MIT Technology Review**, 14 jan. 2016.

PINHEIRO, W. C. et al. Parkinson's Disease Tremor Suppression A Double Approach Study - Part 1. **Proceedings of the 10Th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, Vol 1: Biodevices**, n. Biostec, p. 149–155, 2017.

RAKHEJA, S. et al. Comparison of biodynamic models of the human hand-arm system for applications to hand-held power tools. **Journal of Sound and Vibration**, v. 249, n. 1, p. 55–82, 2002.

REYNOLDS, D. D.; SOEDEL, W. Dynamic response of the hand-arm system to a sinusoidal input. **Journal of Sound and Vibration**, v. 21, n. 3, p. 339–353, 1972.

ROCON, E. et al. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 15, n. 1, p. 367–378, 2007.

SAXENA, A. Development of a Novel Handheld Device for Active Compensation of Physiological Tremor. **University of Western Ontario - Electronic Thesis and Dissertation Repository**, n. October, 2012.

SCARBOROUGH, J. B. **The gyroscope; Theory and applications**, 1958.

SCHLICK, O. Gyroscopic Effects of Flywheels on Board Ships. **Trans. Inst. N.A.**, 1904.

SILVA, J.; DIBAI FILHO, A. V.; FAGANELLO, F. R. Mensuração da qualidade de vida de indivíduos com a doença de Parkinson por meio do questionário PDQ-39. **Fisioter Mov**, v. 24, n. 1, p. 141–146, 2011.

STEIDL, E.; ZIEGLER, J.; FERREIRA, F. Literature Revision. **Revista Disciplinarum Scientia**, v. v.10, n. n.1, p. 115–129, 2007.

TAHERI, B.; CASE, D.; RICHER, E. Active Tremor Estimation and Suppression in Human Elbow Joint. **ASME 2011 Dynamic Systems and Control Conference and Bath/ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control, Volume 2**, p. 115–120, 2011.

TOWNSEND, N. C.; SHENOI, R. A. Gyrostabilizer Vehicular Technology. **Applied Mechanics Reviews**, v. 64, n. 1, p. 010801, 2011.

TOWNSEND, N. C.; SHENOI, R. A. Control strategies for marine gyrostabilizers. **IEEE Journal of Oceanic Engineering**, v. 39, n. 2, p. 243–255, 2014.

TURKISTANI, A. Development of an Effective Portable and Flexible Glove for Hand Tremor Suppression. 2017.

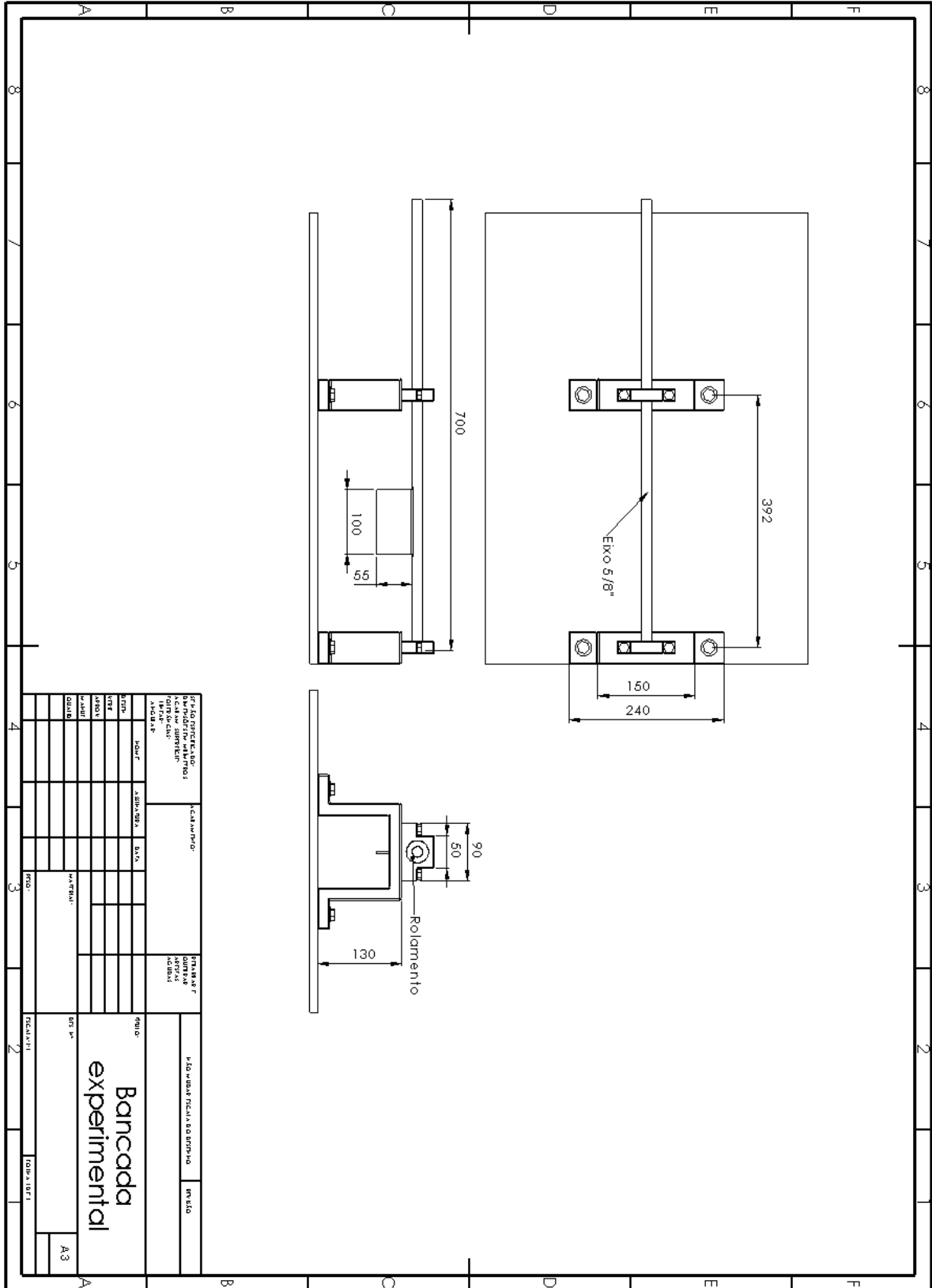
ÜNKER, F.; ÇUVALCI, O. Optimum Tuning of a Gyroscopic Vibration Absorber Using Coupled Gyroscopes for Vibration Control of a Vertical Cantilever Beam. **Shock and Vibration**, v. 2016, 2016.

VIEIRA, S. Tremores. **Rev Port Clin Geral**, v. 21, p. 61–67, 2005.

ZHANG, D. et al. Neural oscillator based control for pathological tremor suppression via functional electrical stimulation. **Control Engineering Practice**, v. 19, n. 1, p. 74–88, 2011.

APÊNDICES

Desenho técnico da bancada experimental



Desenho técnico do giroscópio

