

**METAESTRUTURA INTELIGENTE PROGRAMÁVEL
PARA CONTROLE PASSIVO DE TREMORES
PARKINSONIANOS**

Braion Barbosa de Moura

**Tese de Doutorado
Ciências Mecânicas**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

**Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**METAESTRUTURA INTELIGENTE PROGRAMÁVEL PARA
CONTROLE PASSIVO DE TREMORES PARKINSONIANOS**

Braion Barbosa de Moura

Orientadora: Marcela Rodrigues Machado, Dr.^a Univ (ENM/UnB)

TESE DE DOUTORADO

PUBLICAÇÃO: ENM.DM - XXX.XXX

BRASÍLIA/DF: 03 DE NOVEMBRO DE 2025

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**METAESTRUTURA INTELIGENTE PROGRAMÁVEL PARA
CONTROLE PASSIVO DE TREMORES PARKINSONIANOS**

Braion Barbosa de Moura

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS PARCIAIS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS MECÂNICAS.

APROVADA POR:

Marcela Rodrigues Machado, Dr.^a Univ (ENM/UnB)
(Orientadora)

Eugênio Libório Feitosa Fortaleza, Dr. Univ (ENM/UnB)
(Examinador Interno)

Leopoldo Pisanelli Rodrigues de Oliveira, Dr. Univ (SEM/USP)
(Examinadora Externo)

Paulo José Paupitz Gonçalves, Dr. Univ (FEB/UNESP)
(Examinador Externo)

Edgar Jhonny Amaya Simeón, Dr. Univ (IMT/UFCAT)
(Examinador Externo - Suplente)

BRASÍLIA/DF, 03 DE NOVEMBRO DE 2025.

FICHA CATALOGRÁFICA

Moura, B. B.

Metaestrutura inteligente programável para controle passivo de tremores parkinsonianos.

[Distrito Federal] 2025.

xvii, 107p. (ENM/FT/UnB, Doutor, Ciências Mecânicas, 2025.

Tese de Doutorado - Universidade de Brasília.

Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Mecânica.

Palavras-chave:

1. Tremor

3. Controle Passivo de Vibrações

I. ENM/FT/UnB

2. Metaestrutura

4. Piezoelétrico

II. Título (série)

5. Doença de Parkinson

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Moura, B. B.(2025). METAESTRUTURA INTELIGENTE PROGRAMÁVEL PARA CONTROLE PASSIVO DE TREMORES PARKINSONIANOS. Tese de Doutorado, Publicação ENM.DM - XXX.XXX, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Brasília, Brasília, Distrito Federal, xvii, 107p.

CESSÃO DE DIREITOS

NOME DO AUTOR: Braion Barbosa de Moura.

TÍTULO DA TESE DE DOUTORADO: METAESTRUTURA INTELIGENTE PROGRAMÁVEL PARA CONTROLE PASSIVO DE TREMORES PARKINSONIANOS.

GRAU / ANO: DOUTOR / 2025

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta teseção de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta tese de doutorado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Braion Barbosa de Moura

Ao meu pai, cuja ausência é dor constante, mas cujo amor e exemplo me acompanham em cada passo desta jornada, esta conquista é dedicada a você, sempre.

Agradecimentos

Chegar até aqui, concluindo este doutorado, foi uma jornada de superações, aprendizados e crescimento, e nada disso teria sido possível sem as pessoas que caminharam comigo, nos momentos mais desafiadores e nos mais iluminados.

Agradeço profundamente a Heloísa, minha esposa, por estar sempre ao meu lado, oferecendo um apoio extraordinário, silencioso e firme, capaz de iluminar os dias mais escuros com sua presença, coragem e amor.

Ao meu filho Eduardo, cuja alegria pura e motivação inegociável me deram forças nos momentos em que a dúvida ameaçava prevalecer. Ver seu sorriso era a certeza de que vale a pena continuar, superar e persistir.

Ao meu pai e ao meu avô, que são minhas maiores referências de perseverança. Das suas histórias, sei que rendição não é opção. Eles me ensinaram que o caminho do esforço, embora muitas vezes árduo, conduz a conquistas que fazem a alma vibrar.

Minha gratidão à minha orientadora, Marcela, que não só me guiou com sabedoria e rigor técnico, mas ofereceu paciência, compreensão, conselhos generosos e apoio pessoal. Sua dedicação e profissionalismo são verdadeiramente inspiradores, marca registrada que ultrapassa os limites acadêmicos, influenciando-me não só como pesquisador, mas como ser humano.

Aos amigos e amigas do GDS e do CDT, cuja amizade verdadeira foi um porto seguro nos momentos de riso e de lágrimas, nas trocas de ideias e no conforto silencioso dos dias difíceis — vocês tornaram esta caminhada mais leve, possível e cheia de significado. Dedico este trabalho a todos que, direta ou indiretamente, com palavra, gesto, incentivo ou simples presença, contribuíram para que este sonho se realizasse: cada um de vocês fez parte deste percurso, e cada conquista aqui registrada também é de vocês.

Por último, mas não menos importante, agradeço o apoio da Coordenação de aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001, e a Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF).

Resumo

METAESTRUTURA INTELIGENTE PROGRAMÁVEL PARA CONTROLE PASSIVO DE TREMORES PARKINSONIANOS

Autor: Braion Barbosa de Moura

Orientadora: Marcela Rodrigues Machado, Dr.^a Univ (ENM/UnB)

Programa de Pós Graduação em Ciências Mecânicas

Brasília, 27 de novembro de 2025

Os tremores humanos podem estar relacionados a diversas condições físicas e patológicas conhecidas na literatura, mas nem sempre podem ser tratados com técnicas relacionadas a sua origem. Medicamentos, procedimentos cirúrgicos e até fisioterapias são exemplos de técnicas de tratamento que podem ter restrições ou efeitos colaterais para certos portadores de tremor. Em cima dessa fresta, alguns tipos de dispositivos e órteses vem sendo desenvolvidas com o objetivo de reduzir esses tremores de forma menos invasiva e com melhores capacidades de controle vibracional. Assim, o presente trabalho apresenta uma análise de uma metaestrutura inteligente, projetada para suprimir tremores de membros humanos de forma passiva. Essa metaestrutura consiste em uma viga com transdutores piezoelétricos distribuídos periodicamente ao longo de uma de suas superfícies (configuração unimorfe). Cada piezoelétrico é conectado a um circuito elétrico do tipo *shunt*, responsável por dissipar a energia elétrica gerada pela deformação do piezoelétrico de forma controlada. As configurações topográficas do circuito *shunt* podem ser formadas por diversas combinações de componentes passivos, como resistores, indutores, diodos e capacitores. Cada configuração, no entanto, exerce um efeito distinto sobre a atenuação dos tremores, dependendo das conexões em série ou paralelo, bem como dos valores nominais e das tolerâncias dos componentes adotados. Nesse contexto, é apresentado uma análise das diferentes configurações de circuitos *shunt*, típicas da literatura, acoplados a diferentes números de piezoelétricos na metaestrutura, com o objetivo de avaliar os efeitos vibracionais de cada configuração e identificar qual configuração é mais eficaz para atenuar tremores no membro superior humano em condição de repouso. Para representar o comportamento dinâmico do membro humano superior foi desenvolvido um modelo biomecânico, baseado

no Método dos Elementos Espectrais. Esse modelo leva em consideração as características típicas de amplitude e frequência de tremores promovidos pela doença de Parkinson. Os resultados obtidos indicam que a técnica de metaestrutura é eficaz no controle vibracional do modelo biomecânico de diversas formas. No entanto, para os casos em que se busca controlar especificamente uma ou mais bandas de frequência associadas ao Parkinson, sobrepõe-se a utilização com circuito multirressonante, devido à sua capacidade de gerar *bandgaps* mais amplos em comparação com outras configurações, como a puramente resistivo e ressonante *single*. Além disso, o número de pastilhas piezoelétrico é um fator proporcional ao nível de atenuação dos tremores, e a tolerância de 5% dos componentes elétricos comuns apontam uma problemática considerável para a escolha da frequência de atenuação.

Palavras-chaves: Tremor; Metaestrutura; Controle Passivo de Vibrações; Piezoelétrico.

Abstract

PROGRAMMABLE SMART METASTRUCTURE FOR PASSIVE CONTROL OF PARKINSONIAN TREMORS

Author: Braion Barbosa de Moura

Supervisor: Marcela Rodrigues Machado, Dr.^a Univ (ENM/UnB)

Program Mechanical Sciences

Brasília, 2025

Human tremors can be related to several physical and pathological conditions known in the literature, but they cannot always be treated with techniques related to their origin. Medications, surgical procedures, and even physical therapies are examples of treatment techniques that may have restrictions or side effects for certain tremor sufferers. In this regard, some types of devices and orthoses have been developed with the aim of reducing these tremors in a less invasive way and with better vibrational control capabilities. In this context, the present work presents an analysis of an intelligent metastructure, designed to suppress tremors of human limbs in a passive way. This metastructure consists of a beam with piezoelectric transducers periodically distributed along one of its surfaces (unimorph configuration). Each piezoelectric is connected to an electrical circuit of the *shunt* type, responsible for dissipating the electrical energy generated by the deformation of the piezoelectric in a controlled manner. Topography configurations of the *shunt* circuit can be formed by various combinations of passive components, such as resistors, inductors, diodes, and capacitors. Each configuration, however, has a distinct effect on the attenuation of tremors, depending on the series or parallel connections, as well as the nominal values and tolerances of the components adopted. In this context, the present work presents an analysis of the different configurations of shunt circuits, typical of the literature, coupled to different numbers of piezoelectrics in the metastructure, with the objective of evaluating the vibrational effects of each configuration and, if possible, identifying which configuration is more effective to attenuate tremors in the human upper limb under resting conditions. To represent the dynamic behavior of the upper human limb, a biomechanical model was developed, based on the Spectral Element Method. This model takes into account the

typical characteristics of amplitude and frequency of tremors promoted by Parkinson's disease. The results obtained indicate that the metastructure technique is effective in the vibrational control of the biomechanical model in several ways. However, for cases in which one seeks to specifically control one or more frequency bands associated with Parkinson's, the use with multiresonant circuitry is superimposed, due to its ability to generate wider *bandgaps* compared to other configurations, such as the purely resistive and resonant textitsingle. In addition, the number of path piezoelectric is a factor proportional to the level of attenuation of tremors, and the tolerance of 5% of common electrical components point to a considerable problem for the choice of attenuation frequency.

Key-words: Tremor; Metastructure; Passive Vibration Control; Parkinson's Disease; Piezoelectric.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Contexto Geral	1
1.2	Motivação	2
1.3	Aspectos Inovadores	3
1.4	Objetivos	4
1.5	Organização da Tese	5
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1	Tremores Patológicos	6
2.1.1	Classificação do tremor	7
2.1.2	Caracterização do sinal	10
2.2	Órteses de Controle Vibracional	13
2.3	Modelagem Biomecânica de Braços	16
2.4	Metaestruturas Piezoelétricas	19
3	MODELAGEM E DESIGN BIOMECÂNICO	22
3.1	Modelo do Braço Usando o MEE	22
3.2	Modelo do Braço com Dispositivo Usando o MEE	26
3.2.1	Acoplamento de circuito no dispositivo	34
3.3	Configuração Eletromecânica	37
3.3.1	Indutância Sintética	40
3.4	Implementação da Doença de Parkinson no Modelo	42
4	CONTROLE PASSIVO DE VIBRAÇÕES COM METAESTRUTURAS	44
4.1	Metaestrutura Piezoelétrica	44
4.1.1	Análise de diferentes circuitos <i>shunt</i> na metaestrutura	45
4.1.2	Investigação de otimização na atenuação do circuito <i>shunt</i> RL	51
4.1.2.1	Análise quantitativa de acionamentos	59
4.1.3	Variação na impedância RL	64
4.2	Resultados Experimentais	70

4.2.1	Variação da Impedância	71
4.2.1.1	Indutância de Antoniou, Riodan e Gyrator	73
4.2.2	Implementação viga-piezo- <i>shunt</i>	78
5	METAESTRUTURA APLICADA AO CONTROLE DE VIBRAÇÕES	
	BIOMECÂNICAS	87
5.1	Dispositivo para Controle de Tremores Humanos	87
5.1.1	Modelo biomecânico com DP	89
5.1.2	Dispositivo com controle resistivo	92
5.1.3	Dispositivo com controle ressonante	95
5.1.4	Dispositivo com controle multirressonante	97
5.1.5	Análise quantitativa no caso DHS	100
5.1.5.1	Controle resistivo	100
5.1.5.2	Controle ressonante e multirressonante	102
6	CONCLUSÃO	106
6.1	Contribuições	108
6.2	Trabalhos Futuros	109
6.3	Publicações	109
	REFERÊNCIAS	113
	APÊNDICES	124
	APÊNDICE A – APÊNDICE1	125
A.1	Validação com MEF	125
A.2	Método de Matriz de Transferência	128

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Teste de desenho em espiral: (a) pessoa saudável e (b) paciente com DP. Fonte:(GRIMALDI; MANTO, 2010)	8
Figura 2.2 – Dispositivos aplicados ao monitoramento de tremores humanos: (a) método com laser e sensor de imagem (CHANG, 2011); (b) algoritmo de aprendizagem alimentado por sensores (ANGELES et al., 2017); (c) relógio de pulso para armazenar oscilações no dedo (JEON et al., 2017); (d) sensor sem fio para detecção de marcha (ALBERT; KORDING, 2011); (e) luva com acelerômetros (BUSTAMANTE-BELLO, 2017); (f) caneta biométrica (BARTH, 2012); e (g) luva de IMU (<i>Inertial Measurement Unit</i>) (DONG, 2021).	9
Figura 2.3 – Dados de TE: (a) resposta no tempo; e (b) <i>Power Spectral Density</i> (PSD). Fonte:(GAO, 2004)	11
Figura 2.4 – Dados de DP: (a) resposta no tempo; e (b) <i>Power Spectral Density</i> (PSD). Fonte: (BUKI et al., 2018)	11
Figura 2.5 – Aceleração do tremor da mão na direção Z para pacientes 1–6. Fonte: (ABBASI et al., 2018)	12
Figura 2.6 – Experimento de caracterização do tremor parkinsoniano: a) estimação da potência do tremor no dedo do paciente; b) diferentes tipos de tremor oriundo do mesmo paciente executando em diferentes tarefas. Fonte: (DONG, 2021).	13
Figura 2.7 – Órteses aplicadas ao controle de tremores em membros superiores, com configurações de: a) atuador pneumático (TAHERI, 2013a); b) resistência viscosa de cisalhamento (LOUREIRO, 2005); c) sistema metálico com motores elétricos (ROCON, 2007); d) músculos artificiais pneumáticos (SKARAMAGKAS; ANDRIKOPOULOS G. MANESIS, 2021); e) sistema plástico com motores elétricos (HERRNSTADT; MCKEOWN; MENON, 2019); f) sistema cilíndrico de rigidez (ZAHEDI et al., 2021).	14
Figura 2.8 – Movimentos angulares da mão. Adaptado de (GEBAI, 2020).	16

Figura 2.9 – Exemplos de modelos biomecânicos para representar o braço humano: (a) modelo massa-mola-amortecedor com 2 e 3 GDL de (KAZI, 2008); (b) modelo complexo com rigidez torcional (ADEWUSI, 2012); (c) modelo experimental para representar os movimentos de supinação e pronação (BUKI et al., 2018); e (d) modelo experimental para representar 2 GDL (HASHEMI S. M.; PATLA, 2004).	18
Figura 2.10–Modelo mecânico para representar um braço humano. Fonte: (GEBAI; HAMMOUD, 2016).	18
Figura 2.11–Histórico de tecnologias envolvendo uso de piezoelétricos aplicados a controle de vibração: (a) gráfico que representa o número de patentes concedidas (linha azul) e o número de patentes depositadas (linha laranja); (b) mapa contendo a classificação internacional de patentes "IPC" das patentes concedidas. Fonte: Busca patentária realizada em março de 2025 na plataforma Lens com as palavras-chaves " <i>piezoelectric AND vibration control</i> ".	19
Figura 2.12–Aplicações de controle vibracional em estruturas acopladas com piezoelétricos conectados com circuitos <i>shunts</i> : a) chassi de automóvel (SEBA; NI; LOHMANN, 2006); b) centrífuga (MIN; DUFFY; PROVENZA, 2010); c) turbina (NEUBAUER; WALLASCHEK, 2013); d) pá de um turbojato (SéNéCHAL, 2011); e) hélice de um helicóptero (BOEING, 2021); f) placa de alumínio (CASADEI et al., 2010); g) viga de alumínio (AIROLDI; RUZZENE, 2011b).	20
Figura 3.1 – Ilustração do modelo biomecânico usado para representar o braço humano: a) modelo físico; b) modelo no MEE.	22
Figura 3.2 – Ilustração para cada viga: a) diagrama de corpo livre; b) forçamentos modais considerados nos nós do elemento.	23
Figura 3.3 – Representação de dispositivo vestível baseado em metamaterial inteligente programável para mitigar tremor em membros humanos. Conforme mostrado no quadro de <i>zoom</i> , o dispositivo na configuração <i>unimorph</i> consiste em uma camada de tecido e uma de viga flexível com materiais piezoelétricos acoplados periodicamente e circuitos <i>shunt</i> conectados aos piezoelétricos.	27
Figura 3.4 – Representação esquemática do modelo biomecânico do membro superior com dispositivo em três configurações projetadas para controle do tremor: dispositivo preso à mão (DH); dispositivo preso da mão ao cotovelo (DHE); e dispositivo preso da mão ao ombro (DHS). As Figuras (a), (c) e (e) são o modelo físico e as (b), (d) e (f) são o modelo MEE equivalentes.	27
Figura 3.5 – Deslocamentos de viga com uma camada piezoelétrica.	28
Figura 3.6 – Topografias de circuitos <i>shunt</i> : a) resistivo puro; b) indutivo puro; c) capacitivo puro; d) comutação; e) LC em série; f) LC em paralelo; g) RL em série; h) RL em paralelo; i) RLC em série; j) RLC em paralelo.	38

Figura 3.7 – Topografia das indutâncias sintéticas: a) circuito de Antoniou; b) circuito de Riodan; c) circuito Gyrator.	41
Figura 3.8 – Topografia do circuito <i>shunt</i> multi ressonante composto por elementos resistivos-indutivos em série programado para atenuar 3 frequências de projeto. A indutância utilizada é adaptada do circuito de Antoniou. . .	42
Figura 4.1 – Ilustração da metaestrutura analisada.	45
Figura 4.2 – Parte imaginária das impedâncias equivalentes em função da frequência dos circuitos <i>shunt</i> do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.	46
Figura 4.3 – Transmitância em função da frequência da metaestrutura conectada a circuitos <i>shunt</i> do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.	47
Figura 4.4 – Mapa de transmitância, em função da frequência e do número de nó, da metaestrutura conectada a circuitos <i>shunt</i> do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.	49
Figura 4.5 – Diagrama de dispersão em função da frequência da metaestrutura conectada a circuitos <i>shunt</i> do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.	50
Figura 4.6 – Representação da metaestrutura nas configurações: a) <i>rainbow</i> ; b) multi-ressonante. As topografias dos circuitos <i>shunt</i> RL para as configurações <i>rainbow</i> e multiressonante estão apresentadas, respectivamente, em: c) circuito ressonante simples de Antoniou; e d) circuito multiressonante de Antoniou.	52
Figura 4.7 – Comparação da voltagem de entrada (<i>input</i>) e saída (<i>output</i>) do circuito <i>shunt</i> RL sintonizado em 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz nas configurações: (a) <i>rainbow</i> ; e (b) multiressonante.	53
Figura 4.8 – Impedância elétrica do circuito <i>shunt</i> ressonante nas configurações: a) <i>rainbow</i> ; e b) multiressonante.	54
Figura 4.9 – Receptância, mapa de receptância e diagrama de dispersão para análise do comportamento dinâmico da metaestrutura nas configurações de curto-circuito ((a), (b) e (c)), <i>rainbow</i> ((d), (e) e (f)), e multiressonante ((g), (h) e (i)), respectivamente.	55
Figura 4.10 – Transmitância da metaestrutura na condição de curto-circuito (linha preta pontilhada), periódica (linha sólida azul), <i>rainbow</i> (linha sólida roxa), multiressonante com espaçamento de 30 Hz (linha sólida amarela) e 10 Hz (linha pontilhada amarela). Comparação e zoom do bandgap ressonante local (a). Visão geral da resposta de transmitância (b).	56

Figura 4.11–Mapas de transmitância contendo os contornos do comprimento da metaestrutura no domínio da frequência nas configurações: a) curto-circuito; b) periódico; c) <i>rainbow</i> ; e d) multiressonante.	57
Figura 4.12–Diagrama de dispersão da metaestrutura nas configurações: a) <i>rainbow</i> ; e b) multiressonante. A linha pontilhada preta é a curva de dispersão do feixe sem controle e as demais linhas contínuas correspondem as ondas propagantes (eixo positivo) e evanescente (eixo negativo) para o feixe controlado.	58
Figura 4.13–Receptância nos pontos de <i>transfer</i> e <i>driving</i> da metaestrutura na configuração <i>rainbow</i> com: a) Apenas um piezo- <i>shunt</i> em 420Hz; b) Dois piezos- <i>shunt</i> em 420 e 450 Hz; c) Três piezos- <i>shunt</i> em 420, 450 e 486 Hz; d) Quatro piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486 e 510 Hz; e) Cinco piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486, 510 e 540 Hz; f) Seis piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486, 510, 540 e 570 Hz; g) Sete piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz.	59
Figura 4.14–Diagrama de dispersão da super célula na configuração <i>rainbow</i> com: a) Apenas um piezo- <i>shunt</i> em 420Hz; b) Dois piezos- <i>shunt</i> em 420 e 450 Hz; c) Três piezos- <i>shunt</i> em 420, 450 e 486 Hz; d) Quatro piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486 e 510 Hz; e) Cinco piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486, 510 e 540 Hz; f) Seis piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486, 510, 540 e 570 Hz; g) Sete piezos- <i>shunt</i> em 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz.	61
Figura 4.15–Receptâncias da metaestrutura na configuração multiressonante com sintonizações em 420, 450, 486, 510, 540, 570, e 600 Hz; (a) Primeiro circuito conectado; (b) Segundo circuito conectado; (c) Terceiro circuito conectado; (d) Quatro circuito conectado; (e) Quinto circuito conectado; (f) Sexto circuito conectado; (g) Sétimo circuito conectado.	62
Figura 4.16–FRF da metaestrutura na configuração multiressonante com sintonizações em 420, 450, 486, 510, 540, 570, and 600 Hz; a) primeiro circuito conectado; b) segundo circuito conectado; c) terceiro circuito conectado; d) quatro circuito conectado; e) quinto circuito conectado; f) sexto circuito conectado; g) sétimo circuito conectado.	63
Figura 4.17–Resultados determinísticos da metaestrutura: (a) ilustração das interfaces; (b) impedâncias equivalentes das configurações ressonante e multiressonante; (c) inertância e mapa de inertância na condição de curto-circuito; (d) inertância e mapa de inertância na condição ressonante para atenuar em 421 Hz; (e) inertância e mapa de inertância na condição multiressonante para atenuar em 421 e 1501 Hz simultaneamente. Os diagramas de dispersão são apresentados para as respectivas condições de curto-circuito (f), ressonante (g) e multiressonante (h). . .	64

Figura 4.18–Mapa de calor de transmissibilidade em função do número de <i>shunt</i> ressonante conectados na metaestrutura. As áreas em azul mostram as bordas do <i>bandgap</i> gerados pela: (a) configuração ressonante sintonizada em 421 Hz; (b) configuração ressonante sintonizada em 876 Hz; (c) configuração ressonante sintonizada em 1501 Hz; (d) configuração ressonante sintonizada em 1896 Hz; (e) configuração multiressonante sintonizada em 256 & 1166 Hz; (f) configuração multiressonante sintonizada em 421 & 876 Hz; (g) configuração multiressonante sintonizada em 421 & 1501 Hz; e (h) configuração multiressonante sintonizada em 421 & 1896 Hz.	66
Figura 4.19–Impedância determinística, média e de 95% (CI): (a) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (b) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (c) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$; (d) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (e) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (f) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$.	67
Figura 4.20–Inertância determinística, média e de 95% (CI): (a) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (b) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (c) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$; (d) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (e) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (f) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$.	68
Figura 4.21–Diagrama de dispersão sob impedância aleatória: (a) diagrama de dispersão determinístico, célula unitária e esboço do circuito ressonante simples; (b) diagrama de dispersão determinístico, médio e CI 95% para uma impedância sintonizada em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (c) diagrama de dispersão determinístico, médio e CI 95% para uma impedância sintonizada em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (d) diagrama de dispersão determinístico, médio e CI 95% para uma impedância sintonizada em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.10$; (e) diagrama de dispersão determinístico, desenho de célula unitária e circuito multi-shunt; (f) impedância sintonizada em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (g) impedância sintonizada em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (h) impedância sintonizada em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$.	70
Figura 4.22–Medidas experimentais dos componentes elétricos utilizados no circuito <i>shunt</i> : a) ilustração topográfica do circuito <i>shunt</i> ressonante com indutância sintética; b) foto real do circuito em protoboard; c) valores medidos da resitência de 178 Ω ; d) valores medidos da resitência de 1000 Ω ; e) valores medidos da resitência de 14 Ω ; f) valores medidos da resitência de 68 Ω ; g) valores medidos da capacitância de 1000 nF.	71

Figura 4.23–Configuração experimental para medir o circuito: a) sistema de aquisição NI ELVIS II e <i>software</i> ELVISmx SFP Bode Analyser; b) medição de ganhos e fases em dez circuitos <i>shunt</i> similares programados para ressonar em 421 Hz. Os gráficos mostram claramente o efeito da estocasticidade intrínseca, em que as curvas não se sobrepõem apesar das realizações obtidas com base em configurações físicas semelhantes.	72
Figura 4.24–Comparação do ganho experimental (linhas sólidas) versus ganho numérico (linha tracejada preta): (a) Circuitos de derivação operando a 421 Hz; (b) Circuitos de derivação operando a 1501 Hz.	73
Figura 4.25–Experimento para coletar informações elétricas dos piezoelétricos acoplados na viga: (a) configuração experimental; e (b) tensão elétrica em função do tempo para cada piezoelétrico.	74
Figura 4.26–Diagrama de Bode dos circuitos <i>shunt</i> ressonante com L sintético: (a) caso #1; (b) caso #2; (c) caso #3; (d) caso #4.	75
Figura 4.27–Comparação entre a tensão elétrica de entrada com a de saída dos circuitos <i>shunt</i> ressonante com L sintético: (a) caso #1; (b) caso #2; (c) caso #3; (d) caso #4.	76
Figura 4.28–Comparação da tensão de conexão piezoelétrica em diferentes circuitos <i>shunt</i> ressonante com L sintético: (a) Antoniou; (b) Riordan; e (c) Gyrator.	77
Figura 4.29–Comparação da tensão de conexão piezoelétrica em diferentes circuitos <i>shunt</i> ressonante com L sintético: (a) Antoniou; (b) Riordan; e (c) Gyrator.	77
Figura 4.30–Configuração experimental da viga utilizada para testar o controle com piezo- <i>shunt</i> : (a) viga de alumínio em condição fixa-livre com excitação por shaker; (b) sistema DEWESoft® utilizado para aquisição de dados; e (c) amplificador e gerador de sinais utilizado para excitar o shaker com amplitude e frequência desejada.	78
Figura 4.31–Resultados coletados do feixe sem a adição de piezoelétricos. (a), (b) e (c) são aceleração, coerência e fase, obtidos respectivamente com análise de martelo. (d), (e) e (f) são aceleração, coerência e fase, obtidos respectivamente com análise de shaker.	79
Figura 4.32–Resposta dinâmica da viga com dez piezoelétricos acoplados periodicamente ao longo do seu comprimento nas configurações de curto-circuito (linha cinza) e circuito aberto (linha laranja pontilhada): (a) e (c) são a aceleração e fase da condição <i>drive point</i> ; e (b) e (d) são a aceleração e fase da condição <i>transfer point</i>	80
Figura 4.33–Tensão elétrica coletada dos dez piezoelétricos acoplados na viga sob excitação com shaker. O retângulo no canto superior é o zoom dos sinais no tempo de 4.6 a 5.5 segundos.	81
Figura 4.34–Tensão elétrica coletada dos dez piezoelétricos acoplados na viga sob excitação com shaker: (a) domínio da frequência e (b) domínio do tempo.	82

Figura 4.35–Foto do circuito <i>shunt</i> ressonante utilizado para atenuar os modos localizados próximos de 43 e 68 Hz.	84
Figura 4.36–Comparação entre os controles em 43 Hz (grupo I) e 68 Hz (grupo I). Aceleração no domínio da frequência (a) e do tempo (b).	84
Figura 4.37–Comparação das respostas dinâmicas do controle <i>shunt</i> ressonante com variação no valor da resistência R: (a) aceleração; (b) coerência; e (c) aceleração no domínio do tempo.	85
Figura 4.38–Comparação da atenuação gerada em função de diferentes acionamentos de circuitos <i>shunt</i> ressonante em cada piezoelétrico da estrutura: (a) aceleração; (b) zoom da região da atenuação; e (c) aceleração no domínio do tempo.	86
Figura 5.1 – Ilustração do dispositivo com metaestrutura aplicada ao controle de tremores humanos, nas condições: (a) dispositivo acoplado apenas na região da mão - DH; (b) dispositivo acoplado na região da mão até o cotovelo - DHE; e (c) dispositivo acoplado em todo o braço - DHS.	88
Figura 5.2 – Forçamento decorrente da Doença de Parkinson nos domínios da frequência e tempo, respectivamente, para as condições: (a)(d) DH; (b)(e) DHE; e (c)(f) DHS.	89
Figura 5.3 – Resposta de aceleração no domínio da frequência e do tempo dos deslocamentos dos membros superiores acoplados aos dispositivos (a, d) DH, (b, e) DHE e (c, f) DHS em configuração de curto-circuito. Espectrograma do membro superior para os modelos (g) DH, (h) DHE e (i) DHS.	90
Figura 5.4 – Impedâncias elétricas dos circuitos <i>shunt</i> puramente resistivo: (a) parte real; (b) parte imaginária.	92
Figura 5.5 – Resposta de aceleração no domínio da frequência e do tempo do membro superior acoplado aos dispositivos vestíveis operando com circuito <i>shunt</i> resistivo para as configurações: (a-d) DH, (b-e) DHE e (c-f) DHS.	93
Figura 5.6 – Mapa do espectrograma do membro superior acoplado ao dispositivo operando com controle <i>shunt</i> resistivo com resistores de 10 $k\Omega$, 100 $k\Omega$ e 1 $M\Omega$: (a), (d) e (g) configuração DH. (b), (e) e (h) configuração DHE, e (c), (f) e (i) configuração DHS	94
Figura 5.7 – Impedância elétrica do circuito <i>shunt</i> ressonante (RL): (a) Sintonia em 4.88 Hz para a configuração DH; (b) Sintonia em 5.1 Hz para o DHE; (c) Operação em 4.06 Hz para o DHS.	96
Figura 5.8 – Respostas em frequência, tempo e espectrograma do membro controlado pelo circuito <i>shunt</i> ressonante nas configurações: (a, d, g) DH; (b, e, h) DHE; e (c, f, i) DHS.	97
Figura 5.9 – Impedância elétrica do circuito <i>shunt</i> multirressonante (RL multi): (a) sintonia em 4.88 e 9.9 Hz para DH; (b) sintonia em 3 e 5.1 Hz para DHE; e (c) sintonia em 4.06, 9.06 e 12.35 Hz para DHS.	98

Figura 5.10–Respostas de frequência, tempo e espectrograma do membro controlado pelo <i>shunt</i> multirressonante para as configurações: (a, d, g) DH, (b, e, h) DHE e (c, f, i) DHS.	99
Figura 5.11–Configuração DHS no controle de <i>shunt</i> puramente resistivo: (a, b, c) a aceleração no domínio da frequência adotando resistores de $10\text{ k}\Omega$, $100\text{ k}\Omega$ e $1\text{ M}\Omega$, respectivamente; e (d, e, f) a aceleração no domínio do tempo usando $10\text{ k}\Omega$, $100\text{ k}\Omega$ e $1\text{ M}\Omega$ no modelo.	100
Figura 5.12–Respostas do mapa de espectrograma do membro com configuração DHS e controle puramente resistivo: (a, d, g) assumem um resistor de $10\text{ k}\Omega$ usando 4, 10 e 17 piezoelétricos, respectivamente; (b, e, h) usam um resistor de $100\text{ k}\Omega$ usando 4, 10 e 17 piezoelétricos; e (c, f, i) empregam um resistor de $1\text{ M}\Omega$ usando 4, 10 e 17 piezoelétricos.	101
Figura 5.13–Resposta de aceleração do membro com caso DHS operando com circuito RL single e RL multi <i>shunt</i> : (a) e (b) no domínio da frequência e (c) e (d) no domínio do tempo.	103
Figura 5.14–Respostas do mapa de espectrograma do membro com configuração DHS e controle: (a), (b) e (c) circuito RL <i>shunt</i> ressonante com 4, 10 e 17 piezoelétricos ativados; (d), (e) e (f) circuito RL <i>shunt</i> multirressonante com 4, 10 e 17 piezoelétricos ativados.	104
Figura A.1–Validação do modelo SEM com FEM para o caso do metamaterial vestível nas seguintes configurações: (a) curto-circuito DH, (b) curto-circuito DHE, (c) curto-circuito DHS, (d) DH puramente resistivo, (e) DH ressonante simples e (f) DH multirressonante.	127
Figura A.2–Convergência de malha do FEM com diferentes discretizações, 4 a 34 elementos.	128

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Classificação de tremores involuntários. Fonte: (GEBAI, 2020)	8
Tabela 2 – Frequência de tremores em repouso de pacientes com DP.	10
Tabela 3 – Propriedades e características geométricas adotadas para viga e piezoelétrico.	45
Tabela 4 – Valores dos componentes elétricos adotados para circuitos com indutâncias sintéticas de Antoniou e Riordan.	74
Tabela 5 – Valores dos componentes elétricos adotados para circuitos com indutâncias sintéticas de Gyrator.	74
Tabela 6 – Frequências naturais da viga fixa-livre obtidas em condição de vibração livre e forçada.	79
Tabela 7 – Valores dos componentes elétricos utilizados para compor dez circuitos <i>shunt</i> ressonantes configurados para atenuar o primeiro e o segundo modo de vibrar da estrutura.	83
Tabela 8 – Propriedades e geometrias dos materiais utilizado para compor o modelo biomecânico do braço (Adaptado de Gebai et al. (2016)).	89
Tabela 9 – Valores dos elementos elétricos do circuito <i>shunt</i> ressonante utilizado para controlar membro com DP.	95
Tabela 10 – Propriedades dos circuitos <i>shunt</i> multirressonante.	98
Tabela 11 – Nível de controle de vibração RMS obtido por controles resistivos, considerando a inclusão de piezoelétricos e diferentes valores de resistência.	102
Tabela 12 – Valores RMS dos sinais aplicados pelos controles ressonante e multirressonante, considerando diferentes números de piezoelétricos ativados.	104

Lista de Abreviaturas e Siglas

<i>DP</i>	<i>Doença de Parkinson</i>
<i>FRF</i>	<i>Função Resposta em Frequência</i>
<i>FFT</i>	<i>Fast Fourier Transform</i>
<i>FEM</i>	<i>Finite Element Method</i>
<i>GDL</i>	<i>Graus de Liberdade</i>
<i>LC</i>	<i>Indutor- capacitor</i>
<i>MDF</i>	<i>Método de Diferenças Finitas</i>
<i>MEF</i>	<i>Método de Elementos Finitos</i>
<i>MEFO</i>	<i>Método de Elementos Finitos de Onda</i>
<i>MEE</i>	<i>Método do Elemento Espectral</i>
<i>MMT</i>	<i>Método da Matriz de Transferência</i>
<i>MMT</i>	<i>Método da Matriz de Transferência Espectral</i>
<i>MEOP</i>	<i>Método de Expansão de Onda Plana</i>
<i>PVDF</i>	<i>Polivinil Fluoreto</i>
<i>PZT</i>	<i>Lead Zirconate Tyrannate</i>
<i>RL</i>	<i>Resistor-indutor</i>
<i>RLC</i>	<i>Resistor-indutor-capacitor</i>
<i>SEM</i>	<i>Spectral Element Method</i>
<i>TCF</i>	<i>Transformada Contínua de Fourier</i>
<i>TDF</i>	<i>Transformada Discreta de Fourier</i>
<i>TE</i>	<i>Tremor Essencial</i>

Lista de Símbolos

Letras Latinas

A	Área da seção transversal [m^2]
a_i	Constante
b_i	Constante
c	Coeficiente de amortecimento
$\mathbf{c}_i$	Autovetor normalizado
C	Capacitor
C_{11}^D	Rigidez elástica
C_p^T	Capacitância piezoelétrica
$\mathbf{d}$	Vetor de deslocamento
d_{31}	Constante piezoelétrica
D	Deslocamento elétrico
$\mathbf{e}$	Vetor de propagação de ondas
E	Módulo de Young [GPa]
E_c	Campo elétrico
F	Força de tração axial
$\mathbf{f}_c$	Vetor de forças nodais
$\mathbf{G}$	Módulo de cisalhamento
$\mathbf{G}$	Matriz de forças
h	Espessura
h_{31}	Constante piezoelétrica

$\mathbf{H}$	Matriz de deslocamento
I	Momento de inercia
k	Número de ondas
k_{ij}	Coefficiente de acoplamento piezoelétrico
L_c	Comprimento da estrutura
L	Indutor
$\mathbf{L}^{-1}$	Matriz diagonal de comprimento piezoelétricos
L_{GB}	Operador diferencial
M	Momento fletor
$\mathbf{n}$	Vetor unitário
N	Função de forma
$\mathbf{p}$	Vetor de forças externas
$\mathbf{p}_k$	Vetor de estado
$\mathbf{P}$	Componente espectral de forças externas
Q	Força cortante
R	Resistor
$\mathbf{R}$	Vetor diagonal de deslocamento
s	Parâmetro de Laplace
$\mathbf{S}$	Matriz de rigidez espectral
S_{11}^E	Conformidade elástica
S_{55}^E	Conformidade elástica
t	Tempo
$\mathbf{t}_k$	Matriz de transferência
T	Energia cinética
$\mathbf{T}$	Matriz de transferência global
u	Deslocamento axial
U	Energia potencial

U	Componente espectral de deslocamento axial
V	Voltagem
V	Componente espectral de voltagem
w	Deslocamento transversal
W	Componente espectral de deslocamento translacional
Y	Admitância
Z	Impedância

Letras gregas

β_{33}^S	Constante dielétrica
ω	Frequência discreta
σ	Tensão mecânica
ϵ	Tensão normal
ϵ	Constante de permissividade
γ_p	Tensão de cisalhamento
τ	Força externa
τ_p	Deformação de cisalhamento
$\mathcal{L}$	Operador estrutural
κ	Fator de cisalhamento
η	Fator de amortecimento
ρ	Densidade $[kg/m^3]$
θ	Ângulo de rotação
δW	Trabalho virtual
$\mathcal{M}$	Operador inercial
Θ	Componente espectral do ângulo de rotação
ϕ_i	Vetor unitário

1 Introdução

1.1 Contexto Geral

As vibrações estão presentes em quase todos os aspectos de nossas vidas e do mundo ao nosso redor. Elas assumem muitas formas e podem ser encontradas em diferentes contextos, como o som, calor, luz, movimento, eletricidade, campos magnéticos e até mesmo a gravidade. Embora a maioria das vibrações sejam inofensivas, algumas podem afetar diretamente nossa saúde ao interferir na resposta do corpo humano a determinados estímulos. Por exemplo, tremores nos membros superiores costumam aparecer como uma forma sintomática associada a certas doenças neurológicas ou condições fisiológicas.

Os tremores no corpo humano são caracterizados como movimentos semirrítmicos, oscilatórios e involuntários que podem se manifestar em uma ou várias partes do corpo (DEUSCHL; BAIN; BRIN, 1998). Geralmente, o tremor resulta de uma série de contrações musculares alternadas e, conseqüentemente, pode impor limitações severas em vários movimentos do paciente, o que pode impossibilitá-lo de realizar tarefas simples como dirigir, segurar um objeto, caminhar ou até falar. Segundo Crawford e Zimmerman (2018), o tremor pode ter diferentes causas físicas e patológicas, mas entre os principais diagnósticos destacam-se os tremores: fisiológicos, essenciais, parkinsonianos, cerebelares, distônicos, e metabólicos ou induzido por drogas. No Brasil e no mundo, tremores essenciais e parkinsonianos são os distúrbios patológicos mais incidentes, destacando-se, principalmente, entre a população idosa (WHO, 2025).

Conforme descrito em Algarni e Fasano (2018), diferenciar entre tremor essencial (TE) e tremor parkinsoniano pode ser desafiador devido a inúmeras características sobrepostas. O TE, diferentemente da doença de Parkinson (DP), geralmente se apresenta como uma síndrome de tremor isolada que ocorre ao longo de aproximadamente três anos, predominantemente visível quando os membros estão ativos. Por outro lado, a DP é uma doença neurodegenerativa progressiva que afeta os neurônios dopaminérgicos na substância negra do cérebro (FROMME; ENZIND; RIENER, 2019). Essa neurodegeneração na DP progride gradualmente, levando a sintomas como tremores, bradicinesia, rigidez muscular, instabilidade postural, perda da expressão facial, micrografia, hiposmia, depressão, constipação, ansiedade, hipotensão ortostática e, em casos graves, psicose (CHOU, 2004).

Embora a DP geralmente apareça em indivíduos com mais de 50 anos, casos mais raros mostram seu início em alguns indivíduos mais jovens, com até 21 anos de idade (CHOU, 2004). A Organização Mundial da Saúde (OMS) relata que aproximadamente 10 milhões de pessoas em todo o mundo vivem com a DP, representando cerca de 3% da população idosa global. De acordo com a WHO (2025), a incapacidade e a morte causadas pela DP estão aumentando em uma taxa mais rápida do que qualquer outro distúrbio neurológico, com a prevalência da DP tendo dobrado nos últimos 25 anos. Além disso, estimativas globais de 2019 indicam que mais de 8,5 milhões de indivíduos são afetados pela DP, resultando em 5,8 milhões de anos de vida ajustados por incapacidade (um aumento de mais de 81% desde o censo de 2000) e 329 mil mortes (um aumento de mais de 100% desde o censo de 2000). Com o aumento da expectativa de vida e do envelhecimento demográfico, projeta-se que o número de indivíduos vivendo com DP pode dobrar até 2040.

1.2 Motivação

Diante desse cenário, vários tratamentos que visam aliviar os sintomas da DP e, conseqüentemente, mitigar seus tremores sintomáticos estão sendo desenvolvidos. Um exemplo bem comum envolve a utilização de medicamentos específicos projetados para modular os níveis dopaminérgicos do cérebro. No entanto, embora essa abordagem de tratamento seja relativamente direta, sua aplicabilidade é restrita para certos pacientes devido a fatores como idade avançada, condições debilitantes, estado clínico instável, alergias a medicamentos e outras restrições (CHARLES et al., 1999). Além disso, algumas pesquisas Diaz e Louis (2010) indicam que aproximadamente 53% dos indivíduos que dependem de medicamentos para diminuir os tremores descontinuam o uso devido a efeitos adversos ou eficácia insuficiente.

Segundo Teixeira e Fonoff (2004), na incapacidade ou falha com o tratamento farmacológico, alguns pacientes são orientados pelos médicos a realizarem algum tipo de procedimento cirúrgico, como por exemplo: estimulação cerebral profunda, ressecamento do córtex pré-motor e motor, cordotomia pósterio-lateral, secção do trato piramidal no segmento cervical da medula espinhal, secção do cérebro pedúnculo, lesão do terço interno do pedúnculo cerebral, entre outros procedimentos. No entanto, a maioria desses procedimentos cirúrgicos são extremamente invasivos e apresentam altos riscos de sequelas que podem comprometer a qualidade de vida ou até mesmo causar a morte do paciente (FLORA, 2010).

Outros tratamentos alternativos para a DP e seus sintomas são apresentados em algumas literaturas, abordando métodos como diferentes tipos de fisioterapia (SANTOS et al., 2010), estimulação elétrica funcional (GILLARD, 1999), acoplamento de pesos nos membros (HEWER; R.; MORGAN, 1972), terapia de luz (NAGAOKA, 2012), estimulação

magnética transcraniana (FILIPOVIC, 2010) e órteses (ROCON, 2007; TAHERI, 2013b; LOUREIRO, 2005; SHAMROUKH, 2017; SWALLOW; SIORES, 2009). Dentre esses métodos, as órteses proporcionam controles vibracionais menos invasivos do que outros tipos de tratamento, e tem a finalidade de alinhar, corrigir e atenuar o movimento do membro sem oferecer muito desconforto ou riscos a saúde do usuário.

As órteses são aparatos externos que podem ser acoplados em parte ou em todo o membro humano, a fim de corrigir e/ou regular movimentos e tremores sem oferecer grandes riscos aos portadores (MO; PRIEFER, 2021; MOHAMMADI et al., 2022). Segundo Fromme, Enzind e Riener (2019), a função operacional das órteses pode ser classificada em três tipos de controle vibracional, são eles: passivo, ativo, e semi-ativo. Os controles passivos atuam como dispositivos de dissipação de energia e se distinguem por sua capacidade de operar sem fontes de energias adicionais. Geralmente, o acionamento dos controles passivos acontecem pelo próprio movimento do sistema ou membro. Já os com controle semi-ativo são dispositivos passivos controláveis, onde um atuador externo acionado por energia adicional ajusta, em situações específicas, o comportamento de um amortecedor passivo. Em contraste, um sistema de controle ativo sempre utiliza uma fonte de energia externa para gerar a força de controle necessária para modificar o movimento da estrutura tal qual o desejado. Isso geralmente é feito em resposta a uma realimentação fornecida por sensores sobre a estrutural.

No geral, o tipo de controle adotado em uma órtese está diretamente relacionado ao custo e à complexidade do dispositivo. Sistemas de controle passivo, por exemplo, tendem a ser mais acessíveis economicamente, visto que não exigem fontes de energia externas nem mecanismos de atuação complexos. Em contrapartida, controles ativos e semi-ativos, embora mais eficazes em termos de resposta dinâmica e adaptabilidade, geralmente envolvem custos mais elevados devido à necessidade de sensores, atuadores e circuitos de controle em tempo real. Além disso, determinadas abordagens de controle apresentam limitações específicas, como a dificuldade de generalização para diferentes padrões de tremores, exigindo, muitas vezes, configurações personalizadas para cada usuário com base nas características individuais do tremor ou da anatomia do membro afetado.

1.3 Aspectos Inovadores

Neste contexto, o presente trabalho propõe uma nova órtese de controle passivo, envolvendo a utilização de metamateriais inteligentes projetados em um dispositivo vestível para promover o controle de tremores resultantes de movimentos de flexão e extensão de um braço humano com DP em condição de repouso. O metamaterial inteligente utilizado é composto de vigas com acoplamentos periódicos de materiais piezoelétricos conectados a circuitos elétricos *shunt*. Graças a conexão com os circuitos, os metamateriais podem ser reprogramados com novos ajustes de controle, assumindo novos níveis de atenuação, ajustes

de frequência e até a possibilidade de aumento na largura de banda de atenuação (*bandgap*). Portanto, a principal contribuição deste trabalho é a proposta de um novo dispositivo para controlar tremores em membros humanos usando metamateriais inteligentes programáveis, que, além de mitigar tremores de membros, têm propriedades versáteis habilitadas pelo controle sob demanda.

Os resultados aqui apresentados, exploram simulações numéricas e experimentais desse novo dispositivo acoplado em três configurações de acoplamento à um modelo biomecânico de braço humano sujeito a tremores resultantes de DP em posição de repouso. Essas configurações tratam sobre o uso do dispositivo acoplado apenas na região da mão; apenas na região da mão até o cotovelo; e em todo o braço do usuário. Além disso, para comparar os efeitos de atenuação, três tipos de circuitos de derivação são considerados: puramente resistivo, série resistivo-indutivo (ressonante) e multirresistivo-indutivo (multirressonante). Os resultados de frequência e domínio temporal demonstram a eficácia do dispositivo em mitigar tremores de membros em até 99,69%, operando com um circuito ressonante multi-*shunt* que tem como alvo uma ou mais bandas de frequência associadas à faixa de frequência da DP.

Por fim, todos os resultados deste trabalho evidenciam que este novo dispositivo oferece vantagens por meio do controle de frequência ajustável, visto a possibilidade da fácil reconfiguração do circuito eletrônico sem a necessidade de substituir o dispositivo. É econômico devido ao tipo de controle passivo, tem massa reduzida em comparação aos absorvedores dinâmicos tradicionais e fornece um fator de segurança por não haver risco de choque e de movimentos extremos causados por motores e demais atuadores do gênero. Este avanço tecnológico incorporado contribui para a comunidade biomédica e promete um tratamento eficaz para reduzir tremores nos membros de pacientes com DP.

1.4 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é apresentar um modelo de dispositivo, do tipo vestível, capaz de atenuar e suprimir os tremores humanos oriundos de patologias ou fisiologias, como a doença de Parkinson. Neste sentido, destacam-se as seguintes metas e metodologias necessárias para atingir o objetivo:

- Implementar as formulações necessárias para criar um modelo biomecânico do braço na condição de repouso e do mesmo com o acoplamento do dispositivo;
- Inserir um forçamento no modelo biomecânico do braço para representar as características de um braço com tremor parkinsoniano;
- Definir topografias e valores de componentes que sejam ideais para configurar o circuito de derivação no ajuste de doenças;

- Investigar a variabilidade pertinente aos componentes que constituem os circuitos elétricos *shunt* e destacar o efeito resultante no controle de vibração;
- Analisar a influência que o número de piezoelétricos exerce na resposta da metaestrutura, a fim de perceber possíveis saturações;
- Comparar os efeitos que diferentes tipos de circuitos *textitshunts* resistivos, ressonantes e multirressonantes causam nas configurações de dispositivo acoplado apenas na região da mão (DH), na região da mão até o cotovelo (DHE) e em todo o braço (DHS), a fim de apontar uma melhor maneira de usar a tecnologia;
- Validar os resultados simulados com experimentos em ambiente controlado.

1.5 Organização da Tese

O presente trabalho está organizado em cinco capítulos. Após o capítulo de introdução, a metodologia desenvolvida neste trabalho inicia-se com uma revisão bibliográfica (Capítulo 2) que embasa os principais temas abordados: tremores em membros humanos, órteses para controle vibracional, modelos biomecânicos, metaestruturas, materiais piezoelétricos e circuitos *shunt*. Em seguida, no Capítulo 3, são desenvolvidos os modelos numéricos com base no Método do Elemento Espectral (MEE), visando representar uma metaestrutura composta por elementos do tipo viga, incluindo vigas com camadas piezoelétricas acopladas em configuração unimórfica. Essa mesma metaestrutura é empregada na construção de um modelo biomecânico que simula um braço humano sujeito a tremores, no qual é acoplado um dispositivo sob diferentes condições operacionais: DH, DHE e DHS. Ainda neste capítulo, são apresentadas as formulações matemáticas que descrevem a conexão dos circuitos elétricos *shunt* aos elementos piezoelétricos da metaestrutura. No Capítulo 4, são expostos os resultados das simulações numéricas da metaestrutura piezoelétrica, obtidos por meio de implementações nos softwares MATLAB e Proteus, seguidos dos resultados experimentais realizados em bancada no Laboratório de Vibrações da Universidade de Brasília, com o uso das ferramentas DeweSoft e do sistema de aquisição NI ELVIS II. Em seguida, o Capítulo 5 apresenta os resultados dinâmicos do modelo biomecânico do braço com tremores parkinsonianos. Esses resultados contemplam diferentes cenários de aplicação do dispositivo vestível (DH, DHE e DHS), obtidos a partir de simulações realizadas no software MATLAB. Por fim, no Capítulo 6, são apresentadas as conclusões do trabalho, bem como sugestões para pesquisas futuras com base nos resultados obtidos.

2 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo é relatado um estado da técnica sobre a temática de tremores humanos, órteses aplicadas ao controle de tremores, modelos biomecânicos de braço humano e metaestruturas com piezoelétricos. O objetivo desse capítulo é elucidar sobre os principais conceitos da temática e ainda apresentar o estado da arte e oportunidades no tema. Logo, para que isso fosse possível, foram realizadas diversas buscas na literatura, em bancos patentários e não patentários, em contexto nacional e internacional.

2.1 Tremores Patológicos

Os tremores humanos podem ocorrer em vários momentos e de várias formas, desde quando a pessoa está nervosa, apreensiva, contente ou mesmo quando está calma. Geralmente, se os tremores forem graves ou contínuos, eles podem ser sinais de condições de saúde subjacentes, como distúrbios do sistema nervoso, problemas de tireoide, DP, TE, abuso de álcool e/ou drogas, efeitos colaterais de certos medicamentos ou alergias alimentares ([CRAWFORD; ZIMMERMAN, 2018](#)). Contudo, segundo a [WHO \(2025\)](#), o TE é o distúrbio mais comum e com maior perspectiva de crescimento, afetando atualmente cerca de 1% da população mundial total e 5% da população idosa.

O TE é definido como um distúrbio monossintomático, progressivo e bilateral, caracterizado por apresentar tremor postural e cinético. Trata-se de um fenômeno de frequência única, que varia entre 4 a 12 Hz, afetando principalmente os membros superiores e a cabeça ([BRENNAN et al., 2002](#); [ELBLE, 2000](#)). No caso do tremor cinético, este ocorre durante o movimento de uma parte do corpo em direção a um alvo, e é geralmente mais intenso que o postural, aumentando à medida que o alvo é alcançado. Inicialmente, o TE tem amplitude baixa, mas tende a aumentar com o passar dos anos, enquanto que a frequência tende a diminuir ([DAI; ZHANG; LUETH, 2015](#)). No geral, TE se torna mais grave quando ocorre na condição em repouso, embora isso também possa indicar a coexistência da DP.

Pesquisas recentes, apresentadas pela [WHO \(2025\)](#), indicam que a DP se destacou nos últimos 25 anos em comparação a qualquer outro distúrbio neurológico. A causa da DP não é totalmente compreendida, mas acredita-se que seja resultado de uma interação complexa entre fatores genéticos e exposição a elementos ambientais, como pesticidas,

solventes e poluição do ar ao longo da vida de uma pessoa (NHS, 2022). Desde a primeira descrição em 1817 por James Parkinson, a DP vem sendo investigada e abordada pela literatura como um distúrbio degenerativo. Mais precisamente, a DP é uma condição crônica caracterizada pela degeneração de células cerebrais em uma área conhecida como substância nigra. Segundo Parkinson (2002), a morte dessas células leva a uma redução significativa na dopamina, um neurotransmissor essencial para movimento, memória, humor, comportamento, interações sociais e funções cognitivas. Com essa condição celular, os principais sintomas observados em pacientes incluem tremores, movimentos lentos, rigidez, distúrbios da marcha, problemas de equilíbrio, deficiências cognitivas e distúrbios sensoriais, entre outros.

Embora não haja cura, os sintomas da DP podem ser tratados por meio de medicamentos, tratamento cirúrgico e outras terapias. Segundo Charles et al. (1999), a terapia combinada com os medicamentos carbidopa e levodopa continua sendo a abordagem de primeira linha para o tremor parkinsoniano, mas o uso desses medicamentos pode causar uma série de efeitos adversos que vão desde fraqueza, dor de cabeça até melanoma maligno. Ainda segundo a WHO (2025), outros medicamentos, como anticolinérgicos, ou terapias como estimulação cerebral profunda também podem tratar os sintomas da DP, especialmente tremores, bem como reduzir a ingestão de medicamentos. No entanto, muitos medicamentos e recursos cirúrgicos não são acessíveis, disponíveis e exercem certos riscos aos pacientes.

O tremor da DP tende a intensificar-se significativamente em situações de estresse ou emoções. O tremor em repouso das mãos é o sinal mais característico da doença (KURLAN; WATTS; KOLLER, 1997). Embora geralmente afete os membros superiores, pode também envolver o queixo, lábios, pernas e tronco. O tremor de Parkinson normalmente surge quando o corpo está em repouso e tende a desaparecer com o movimento. Inicialmente, o tremor pode se manifestar em um dedo e, com o tempo, expandir-se para todo o braço. Em repouso, os membros estão completamente apoiados contra a gravidade, sem qualquer contração muscular voluntária. O tremor postural em pacientes com DP pode se manifestar como um aumento do tremor fisiológico, clônus, ou coexistir com o TE.

2.1.1 Classificação do tremor

No geral, é bastante difícil separar clinicamente a DP e o TE, pois ambos podem ocorrer no envelhecimento e nas condições de repouso, postural ou movimento. Algumas técnicas como Topografia Eletromiográfica, Proporção de Amplitude e Relação de Frequência, costumam ser utilizadas para auxiliar a diagnosticar que tipo de tremor o paciente possui (GEBAI, 2020). Segundo Lyons e Pahwa (2005), Morrison, Kerr e Silburn (2008), entender qual é a frequência do tremor é um dos principais fatores que podem ajudar a classificá-lo. A Tabela 1 demonstra quais são as frequências típicas dos tremores de origem fisiológica e patológica.

Tabela 1 – Classificação de tremores involuntários. Fonte: (GEBAL, 2020)

Tipo de Tremor	Ação do Membro	Frequência
Fisiológico	Qualquer movimento	8 ~ 12 Hz
Patológico	Tremor de repouso	3 ~ 7 Hz
	Tremor postural	5 ~ 12 Hz
	Tremor de ação	3 ~ 10 Hz

No caso da DP, uma das formas mais utilizadas para detectar seu avanço dar se por meio da análise de escalas como a *Hoehn & Yahr* e a *Unified Parkinson's Disease Rating Scale* - UPDRS (HOEHN; YAHR, 1998). As duas escalas caracterizam o nível de DP no usuário por meio de seus sintomas, mas cada escala tem seu critério de classificação específico. Contudo, é válido afirmar que uma das principais formas de avaliar qualquer tipo de tremor é por meio da análise contínua das amplitudes e frequências dos movimentos do membro afetado. Essa avaliação pode ser realizada utilizando diferentes métodos, como, por exemplo, o ato de desenhar, conforme ilustrado nas Figuras 2.1a e 2.1b.

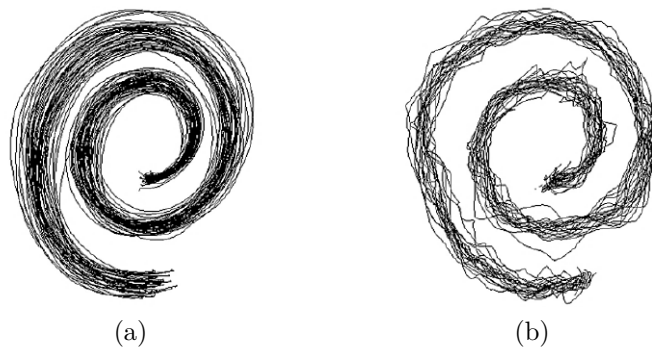


Figura 2.1 – Teste de desenho em espiral: (a) pessoa saudável e (b) paciente com DP. Fonte: (GRIMALDI; MANTO, 2010)

Alguns trabalhos como Lopez (2015) e Calil (2020) apresentam tecnologias aplicadas a obtenção de dados do tremor parkinsoniano, com o intuito de fornecer uma caracterização da evolução da doença. Entretanto, diversas tecnologias já foram desenvolvidas no campo do diagnóstico da DP, focando principalmente na obtenção real dos dados de vibração do paciente. Alguns exemplos dessas tecnologias podem ser vistos na Figura 2.2.

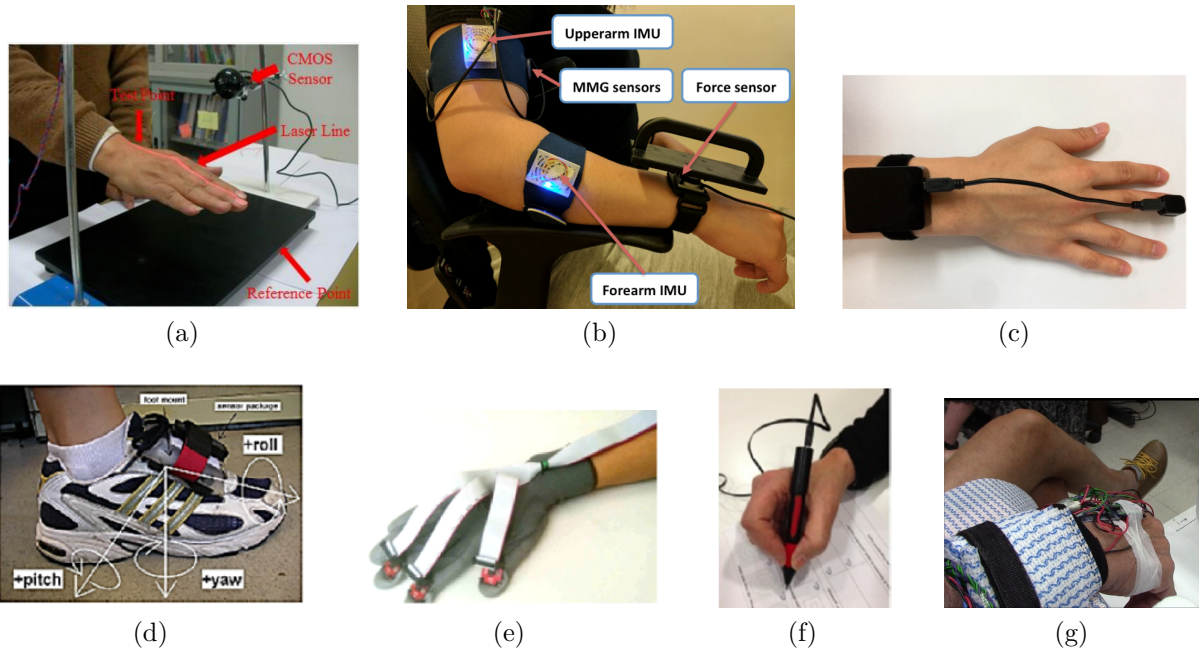


Figura 2.2 – Dispositivos aplicados ao monitoramento de tremores humanos: (a) método com laser e sensor de imagem (CHANG, 2011); (b) algoritmo de aprendizagem alimentado por sensores (ANGELES et al., 2017); (c) relógio de pulso para armazenar oscilações no dedo (JEON et al., 2017); (d) sensor sem fio para detecção de marcha (ALBERT; KORDING, 2011); (e) luva com acelerômetros (BUSTAMANTE-BELLO, 2017); (f) caneta biométrica (BARTH, 2012); e (g) luva de IMU (*Inertial Measurement Unit*) (DONG, 2021).

Na condição do braço em repouso os tremores costumam aparecer na faixa de 3 a 7 Hz, já na condição do braço em movimento os tremores costumam aparecer na faixa de 5 a 12 Hz ((MORRISON; KERR; SILBURN, 2008)). Além disso, em HESS e PULLMAN (2012) é relatado que cerca de 70% dos tremores parkinsonianos aparecem na faixa de 4 a 6 Hz. Embora diversos estudos possam relatar as frequências dos tremores em diferentes situações, é importante reconhecer que cada indivíduo possui condições particulares, influenciadas pela massa e rigidez dos músculos, ossos e tecidos presentes no membro. Nesse contexto, a Tabela 2 apresenta um compilado de nove pesquisas que coletaram e quantificaram as frequências típicas dos tremores em repouso de determinados pacientes com DP.

Tabela 2 – Frequência de tremores em repouso de pacientes com DP.

Referência	Local	Frequência [Hz]		
		ω_1	ω_2	ω_3
Grandjean e Kroemer (1997)	Mão	4 ~ 5	-	-
	Ombro	5	-	-
Koller, Vetere-Overfield e Barter (1989)	Braço	4 ~ 5	-	-
Morrison, Kerr e Silburn (2008)	Braço	3 ~ 7	-	-
Dong (2021)	Braço	4 ~ 5	8 ~ 9	12 ~ 13
Gebai e Hammoud (2016)	Braço	3.6	5.3	12.6
San-Segundo et al. (2020)	Braço	4 ~ 8	10 ~ 11	-
Grimaldi e Manto (2013)	Braço	4 ~ 6	-	-
Chen et al. (2022)	Braço	5	10	-
Habets et al. (2021)	Braço	3.5 ~ 7.5	-	-
Modelo Espectral Proposto	(DH)	4.88	9.9	-
	(DHE)	3	5.1	-
	(DHS)	4.06	9.06	12.35

Ainda na Tabela 2, pode-se perceber a inclusão de três linhas de dados sendo correspondentes ao termo "Modelo Espectral Proposto", cuja os valores das frequências desses casos são bem próximos aos da literatura. Esses dados estão dispostos nesta tabela apenas para validação comparativa, pois tratam dos casos oriundos da simulação biomecânica do presente trabalho. As siglas DH, DHE e DHS, fazem referencia, em inglês, para 3 condições de acoplamento do dispositivo, ou seja: dispositivo acoplado na mão (*device attached to the hand - DH*); dispositivo acoplado na mão até o cotovelo (*device attached from the hand to the elbow - DHE*); e dispositivo acoplado em todo o braço (*device attached from hand to the shoulder - DHS*). Conforme pode ser visto, os valores das frequências desses casos são bem próximos aos presentes na literatura.

2.1.2 Caracterização do sinal

Gresty e Buckwell (1990) propuseram um modelo para o comportamento do tremor patológico, considerando osciladores harmônicos com amplitude e/ou frequência variáveis. Por sua vez, Timmer et al. (2000) realizaram uma análise de dados de sinais de tremor de TE e DP de alta qualidade e sugeriram que o comportamento do tremor se desvia do padrão periódico devido à presença de um oscilador estocástico não linear de segunda ordem. Gao e Tung (2002) examinaram o mesmo conjunto de dados analisado por Timmer et al. (2000) e concluíram que o tremor patológico pode ser modelado como processos difusionais. Gao (2004), ao analisar amostras dos conjuntos de dados de TE e DP, encontrou que a variação do período do tremor patológico pode se assemelhar ao ruído branco, embora sua amplitude seja proporcional à variação de $1/f\alpha$ do ruído, em que f representa a frequência e α é uma constante. Além disso, observou-se que a variação do período no tremor de TE tende a ser ligeiramente maior do que no tremor de DP.

Gao (2004) utilizou a aceleração de um TE, medida por um acelerômetro piezoresistivo fixado no dorso de uma mão estendida. Os dados obtidos foram empregados para gerar a série temporal apresentada na Figura 2.3a, a qual indica que o tremor patológico pode ser modelado como uma fonte de ruído gaussiano, conforme sugerido por Gresty e Buckwell (1990). O espectro mostrado na Figura 2.3b apresenta características ampliadas, diferentemente da observação usual, que revela um pico claro para o TE e picos de bandas laterais distintas para o tremor de DP.

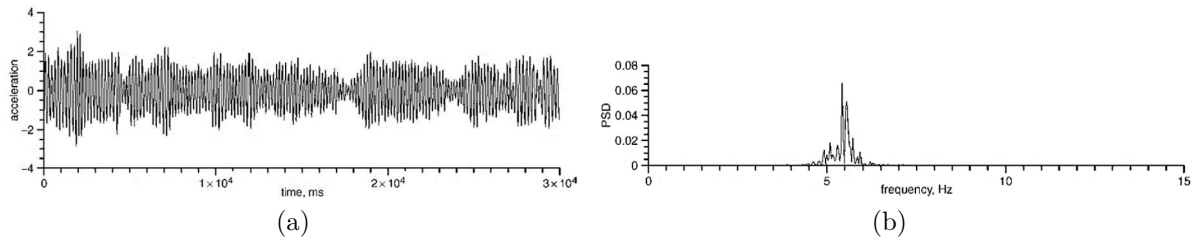


Figura 2.3 – Dados de TE: (a) resposta no tempo; e (b) *Power Spectral Density* (PSD).
Fonte: (GAO, 2004)

Buki et al. (2018) registraram os dados de tremor no pulso, usando unidades de medidas inerciais, para 12 pacientes com DP, e escolheram 4 pacientes com um comportamento de tremor consistente. A medição do tremor para um desses quatro pacientes rastreados durante 90 s e 4,5 s extraídos deste sinal são mostrados na Figura 2.4.

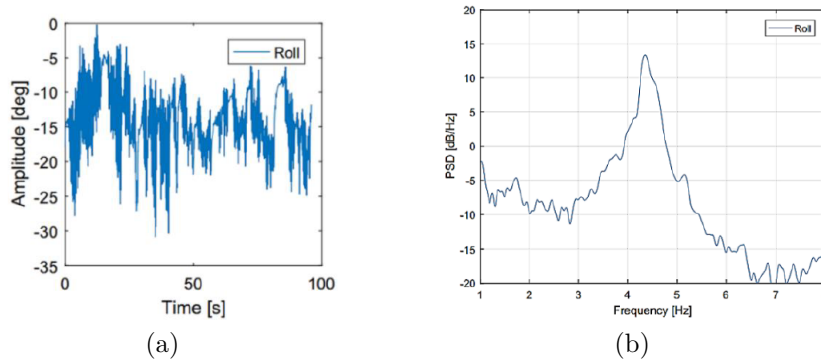


Figura 2.4 – Dados de DP: (a) resposta no tempo; e (b) *Power Spectral Density* (PSD).
Fonte: (BUKI et al., 2018)

Muitos estudos definem o tremor parkinsoniano como um sinal aproximadamente sinusoidal, onde a frequência e a amplitude podem mudar com o tempo. Contudo, trabalhos como o de Abbasi et al. (2018) revelam que os tremores parkinsonianos podem variar consideravelmente de paciente para paciente. Conforme mostra a Figura 2.5, Abbasi et al. (2018) forneceram dados da aceleração do tremor da mão para 6 pacientes com DP. Esses pacientes têm sexos diferentes, e faixa etária entre 62 e 84 anos. O tremor foi medido usando um circuito IMU.

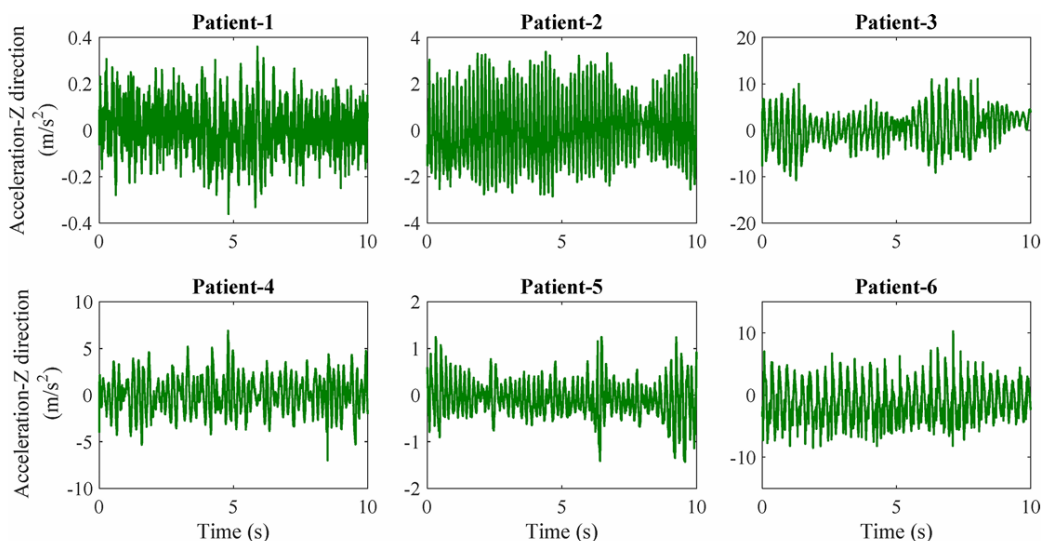


Figura 2.5 – Aceleração do tremor da mão na direção Z para pacientes 1–6. Fonte: (ABBASI et al., 2018)

Muitos algoritmos foram propostos na literatura para caracterizar os sinais dos tremores parkinsonianos. Por exemplo, o combinador linear de Fourier, o combinador linear de Fourier ponderado e o filtro de Kalman adaptativo são três estimadores de tremor amplamente usados (RIVIERE; RADER; THAKOR, 1998; VELUVOLU et al., 2007; ADHIKARI et al., 2016; KIM; MCNAMES, 2006; BO; POIGNET; GENY, 2010). No entanto, a pesquisa sobre esses métodos é conduzida principalmente em sinais de tremor simulados puros. Além disso, seu efeito de identificação em diferentes tipos de tremores não foi verificado.

Mais recentemente, em Dong (2021), foi afirmado que diversos estudos sobre o tremor parkinsoniano tratam todo o sinal coletado como um sinal de tremor. No entanto, o tremor parkinsoniano que necessita ser suprimido corresponde apenas a uma parte do sinal total. Em um cenário real, o tremor parkinsoniano e o movimento voluntário do paciente podem ocorrer simultaneamente, o que implica que o sinal de tremor pode também conter componentes de movimento voluntário. Dessa forma, a abordagem que considera todo o sinal como tremor pode resultar na supressão do movimento voluntário do paciente. Nesse sentido, ainda em Dong (2021) é proposto um novo identificador adaptativo, em tempo real, de sinal do tremor parkinsoniano. Porém, diferente dos demais presentes na literatura, esse identificador foi desenvolvido com base no princípio do modelo interno e decomposição instantânea de Fourier, e testes em sinais de tremor coletados por uma luva especial em 18 pacientes com tremores parkinsonianos. Esses testes levaram em conta diferentes posições do braço humano para caracterizar o tipo de tremor pertinente (repouso, postural ou cinético), conforme ilustra a Figura 2.6.

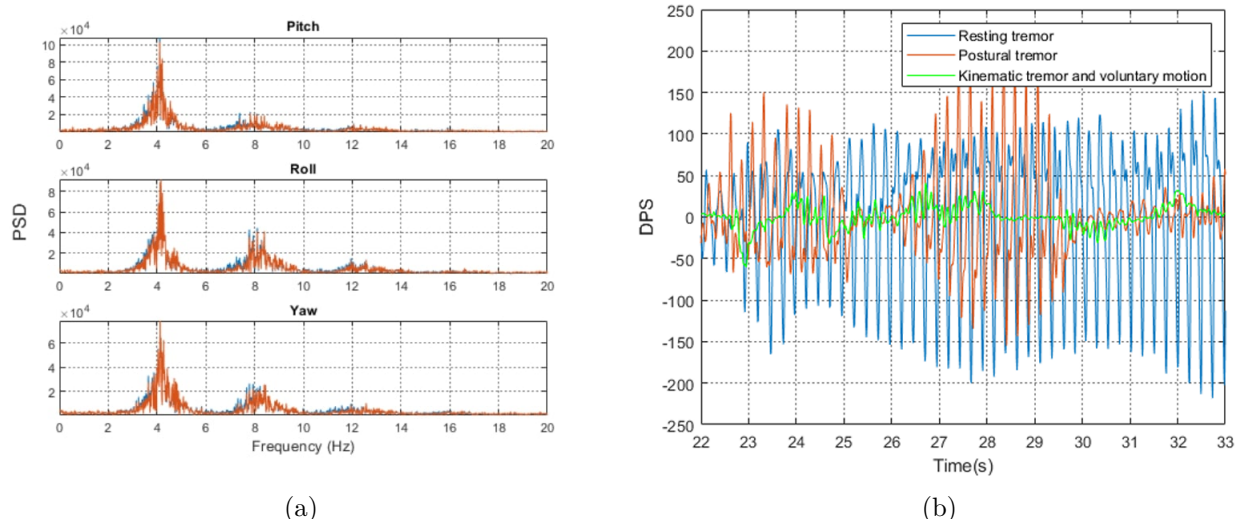


Figura 2.6 – Experimento de caracterização do tremor parkinsoniano: a) estimação da potência do tremor no dedo do paciente; b) diferentes tipos de tremor oriundo do mesmo paciente executando em diferentes tarefas.
Fonte: (DONG, 2021).

Com base no trabalho de Dong (2021) podemos explorar o sinal do tremor de forma mais próxima a realidade, usando sinais harmônicos para representar o tremor. Contudo, pode-se entender que cada paciente tem seu próprio comportamento vibracional, onde este é caracterizado pelos movimentos, relação de massa e rigidez dos membros e até da condição patológica inerente.

2.2 Órteses de Controle Vibracional

Órteses são dispositivos externos que podem ser usados para ajudar a controlar os tremores humanos. Geralmente, estes dispositivos são utilizados para ajudar pessoas que sofrem de doenças neurológicas ou musculoesqueléticas a melhorar o seu controle muscular. Logo, cada tipo de órtese costuma ser projetada especificamente para um determinado caso em que a uma necessidade de fornecer suporte esquelético adicional, forças de resistência ou retorno de força (KATZ; BUKI; ZACKSENHOUSE, 2017). Dessa forma, são soluções não invasivas utilizadas para ajudar a reduzir ou manter as amplitudes dos tremores dentro de um limite de conforto para o paciente.

Diversos trabalhos na literatura abordaram o desenvolvimento de órteses aplicadas ao controle de tremores humanos, conforme mostra a Figura 2.7. Contudo, a depender da funcionalidade empregada pela órtese, pode-se haver diferentes abordagens para seu uso. Segundo Fromme, Enzind e Riener (2019), a órtese mecatrônica é uma das abordagens mais comuns, e costuma ter como objetivo um sistema de controle passivo, ou seja, não necessite da ativação do usuário para controlar o tremor. No formato ativo, o usuário é responsável por ativar o sistema quando o tremor ocorrer, ou seja, exige que o usuário

tenha consciência do tremor e saiba controlá-lo. Por último, no sistema semi-ativo, o usuário ainda é responsável por ativar o sistema, mas o sistema também fornece algum *feedback* ao usuário para ajudá-lo a controlar o tremor. Portanto, diferentes órteses de controle de tremor têm diferentes níveis de controle, dependendo da funcionalidade que elas oferecem.

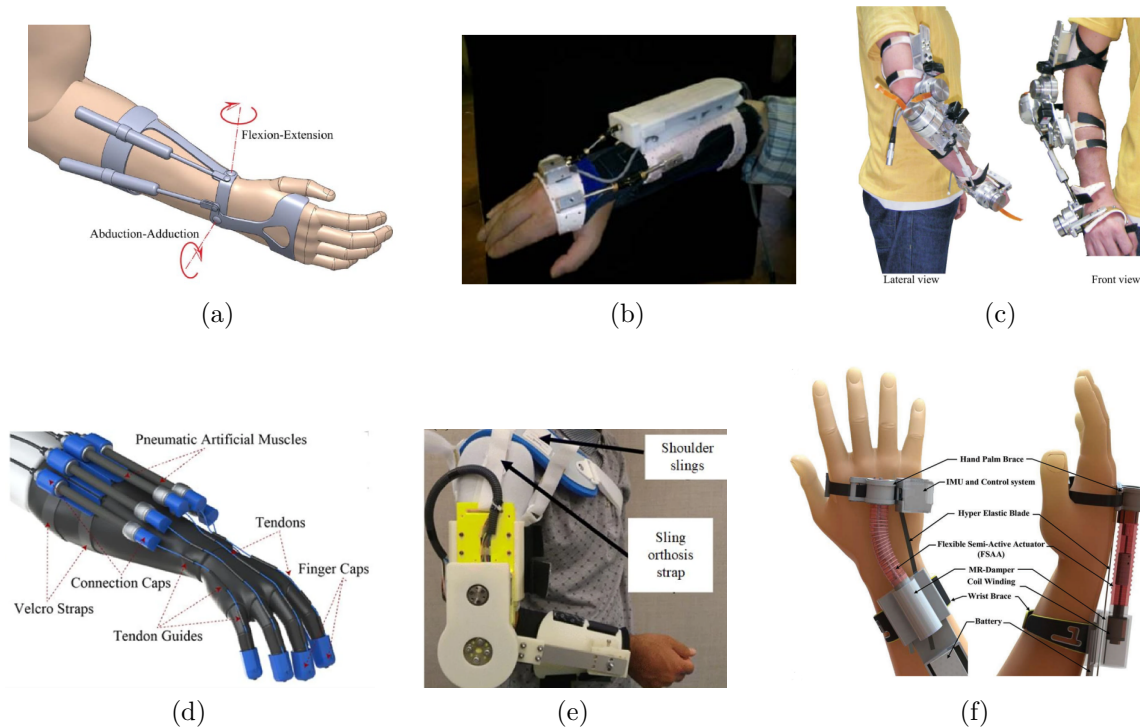


Figura 2.7 – Órteses aplicadas ao controle de tremores em membros superiores, com configurações de: a) atuador pneumático (TAHERI, 2013a); b) resistência viscosa de cisalhamento (LOUREIRO, 2005); c) sistema metálico com motores elétricos (ROCON, 2007); d) músculos artificiais pneumáticos (SKARAMAGKAS; ANDRIKOPOULOS G. MANESIS, 2021); e) sistema plástico com motores elétricos (HERRNSTADT; MCKEOWN; MENON, 2019); f) sistema cilíndrico de rigidez (ZAHEDI et al., 2021).

A abordagem de controle passivo com o uso de órtese também está relacionada ao conceito de dissipar energia mecânica sem recorrer a fontes externas de energia, reagindo às vibrações do sistema principal. Diversos estudos sugerem a implementação de absorvedores de vibração para mitigar os tremores, como um dispositivo que utiliza dois absorvedores ajustáveis posicionados nas superfícies dorsal e ventral do braço (RUDRARAJU; NGUYEN, 2018; GEBAI et al., 2016). Um dos tratamentos dos tremores nas mãos utilizava a órtese de viga viscoelástica (KOTOVSKY; ROSEN, 1998), estabelecida sob os princípios de dissipação de energia para suprimir tremores ao longo da flexão ou extensão do punho, conforme proposto em Arnold, Rosen e Aisen (1993), Rosen et al. (1995) e Maxwell (1990). Outras alternativas com técnicas similares incluem luvas equipadas com discos de metal para a redução de tremores (PAULIG et al., 2014) e amortecedores de partículas (LU; HUANG, 2021).

O uso de um mecanismo de mola magnética é outro método passivo empregado para reduzir a amplitude do tremor. Em um estudo, [Masoumi \(2018\)](#) desenvolveu e fabricou uma luva para atenuação de tremores nas mãos, baseada em forças magnéticas. O tremor foi simulado ao conectar um motor vibratório ao antebraço humano. O dispositivo demonstrou boa eficácia em atividades como beber e comer, mas não foi eficiente na redução da amplitude do tremor.

No trabalho de [Fromme, Enzind e Riener \(2019\)](#), foi proposta e implementada uma nova órtese ajustável para atenuação de tremores, preenchida com ar. Este dispositivo tem uma estrutura simples, composta por um *airbag*, que pode ser ajustado por meio de inflação ou deflação. A órtese foi testada em um paciente com DP e mostrou boa eficácia (74–84%) em tarefas como beber, posicionar objetos e desenhar espirais. A órtese é fixada na parte dorsal do pulso e não interfere significativamente no movimento voluntário. Embora seja leve (33g), compacta e não dependa de uma fonte de energia externa, ela requer inflar ou desinflar o *airbag* para ajustar seu tamanho e rigidez, a fim de garantir a máxima eficiência em diferentes tarefas. Como os tremores dos membros superiores possuem uma frequência superior aos movimentos desejados, materiais como fluidos não newtonianos são considerados adequados para a atenuação dos tremores nas mãos.

No estudo de [Gebai e Hammoud \(2016\)](#), foram empregados dois absorvedores de vibração ajustáveis (TVAs), posicionados nas superfícies dorsal e ventral do braço. Cada TVA é composto por um sistema massa-mola-amortecedor, onde a energia gerada pelos movimentos involuntários do braço trêmulo durante um tremor é transferida da mola para a massa adicionada. Isso resulta em uma redução dos movimentos trêmulos, além de gerar deslocamentos significativos da massa dentro do TVA. Por ser um dispositivo puramente mecânico, não há necessidade de uma fonte de energia externa. Os primeiros resultados indicaram uma redução de 85% no tremor em um paciente com tremores oriundos da DP. O recrutamento para um estudo clínico piloto segue em andamento, e mais dados devem ser disponibilizados. Adicionalmente, soluções como o "vib-Bracelet", que utiliza um amortecedor de massa ajustável, são direcionadas para tremores de pronação/supinação do punho ([BUKI et al., 2018](#)), enquanto amortecedores a ar integrados em órteses visam tratar tremores no punho e no cotovelo ([TAKANOKURA et al., 2011](#)).

Algumas patentes como [Prochazka et al. \(1995\)](#) e [Cohen et al. \(2001\)](#), apresentam órteses aplicadas ao controle de tremores na mão e antebraço de pacientes parkinsonianos. A lógica de funcionamento dessas órteses é baseada no controle ativo das vibrações, por meio de estimulação elétrica com eletrodos. Essa lógica de funcionamento é capaz de promover efeitos fisioterapêuticos no usuário, porém a eletroestimulação causa desconforto no local da aplicação e é dependente de fonte de energia elétrica. Da mesma forma, [Robert e Tiffany \(2007\)](#) e [Yan e Wang \(2016\)](#), também possuem órteses com controle vibracional ativo para as mãos, porém, a lógica de funcionamento dessas órteses é baseada na utilização de giroscópios, que por sua vez não causam desconforto ao usuário, mas possuem movimento de precessão limitações e também dependem de energia elétrica.

Outras patentes como [Kazi \(2005\)](#) e [Siores e Swallow \(2007\)](#), ao invés de eletrodos e giroscópios, abordam o uso de materiais piezelétricos (piezos) aplicados no controle ativo de tremores. Nesse tipo de controle ativo, o piezo recebe uma carga elétrica específica que altera seu volume, ou seja, há uma conversão de energia elétrica em deformação mecânica contrária ao tremor humano. Na mesma linha, trabalhos como [Swallow e Siores \(2009\)](#), [Kazi \(2010\)](#) e [Lekshmi e Ramachandran \(2019\)](#), propuseram o uso de fibras piezoelétricas no controle ativo da vibração para controlar a vibração da mão em pacientes com DP. [Lekshmi e Ramachandran \(2019\)](#), propuseram o mesmo controle ativo com piezoelétricos, porém, uma adição envolvendo Proporcional-Integral-Derivativa (PID) foi implementada na alimentação dos piezos. Mais tarde, [Hosseini S. M. e Al-J. \(2021\)](#), usou piezos para monitorar e controlar ativamente o tremor do antebraço em um paciente com DP.

2.3 Modelagem Biomecânica de Braços

Alguns modelos biomecânicos que representam um braço humano, discretos e contínuos (Figura 2.9), estão disponíveis na literatura. A maioria desses modelos partem de complexidades simples com o objetivo de simular as dinâmicas dos movimentos, as frequências naturais, amplitudes de deslocamentos e, conseqüentemente, a possibilidade de controle vibracional. Geralmente, os principais movimentos de um membro superior humano com tremor são associados aos movimentos de flexão, extensão, desvio ulnar, desvio radial, pronação e supinação, conforme demonstra a Figura 2.8 ([GEBAI, 2020](#)). Além disso, o movimento de adução-abdução (ou radial-ulnar) dos dedos e os movimento de flexão extensão da palma são mais comuns na DP e tremor essencial.



Figura 2.8 – Movimentos angulares da mão. Adaptado de ([GEBAI, 2020](#)).

No contexto geral, a literatura aborda a modelagem de ossos e tecidos moles com técnicas de corpos rígidos, considerando as articulações sem atrito com eixos fixos ou centros de rotação ([SEIREG; ARVIKAR, 1973](#); [CHAO; AN, 1978](#); [ZAJAC; GORDON, 1989](#)). A rigidez da articulação do cotovelo pode ser aproximada em qualquer lugar do

antebraço em uma faixa entre 7–200 N.m/rad (HOGAN, 1984). Segundo GRIMALDI e MANTO (2008), a natureza dinâmica do complexo junta-músculo-tendão pode ser reproduzida perfeitamente pela análise de massa-mola. As entradas ativas podem ser descritas como atividade muscular e podem ser consideradas como funções sinusoidais (DEUSCHL et al., 2001).

Murray, Sepic e Barnard (1967) mostraram que os movimentos do braço ocorrem fora do plano sagital. No entanto, um modelo bidimensional (2D) é adequado para mostrar as principais características do movimento do membro superior durante a locomoção. Não tão distante, Jackson, Joseph e Wyard (1978) modelaram os membros superiores humanos como duas hastes retas pivotadas (o braço e o antebraço junto com a mão) com massa concentrada no centroide de cada segmento. A atividade muscular e os torques resistivos são modelados pela rigidez elástica e viscosa nas articulações. Modelos 2D semelhantes também foram apresentados por FLANAGAN, Feldman e Ostry (1992) e Corradini et al. (1992).

Buki et al. (2018) modelaram o antebraço como uma haste inercial excitada usando motor de corrente contínua (CC) com um mecanismo de ligação de quatro barras, conforme apresentado na Figura 2.9c, para refletir o tremor de pronação-supinação da DP. A inércia usada do antebraço é $2.89 \times 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, que é a faixa superior de adultos. O sistema do antebraço foi fabricado para ter uma frequência natural que pertence à faixa de frequência do tremor de 4, 4~5 e 7 Hz, medida usando IMU. O modelo do antebraço foi ilustrado dinamicamente como um sistema dinâmico linear de massa-mola-amortecedor conectado a uma base vibratória.

Considerando que o amortecimento e o coeficiente de rigidez dos músculos são assumidos como linearmente proporcionais, Hashemi S. M. e Patla (2004) propuseram um modelo biodinâmico de dois Graus de Liberdade (GDL) do membro superior com massa e inércia distribuídas, conforme mostrado na Figura 2.9d. Mais tarde, Hosseini, Firoozbakhsh e Naseri (2014) e Rahnavard et al. (2014) usaram a mesma modelagem de mão 2D.

Segundo Lopez (2015), a maioria das modelagens mecânicas dos membros superiores consideram parâmetros concentrados e três eixos principais de inércia desacoplados, com determinadas configurações e graus de liberdade. Isso faz com que os movimentos sejam simulados de forma independente dos parâmetros de inércia, permitindo a visualização de movimentos complexos e fornecendo informações sobre as forças atuantes durante o movimento. Contudo, cada trabalho aborda um modelo condizente as expectativas de interesse, como por exemplo em Gebai e Hammoud (2016), que considera um modelo de 3 GDL para representar os movimentos de flexão e extensão da mão. A Figura 2.10 apresenta o modelo geométrico adotado para representar cada parte do braço humano.

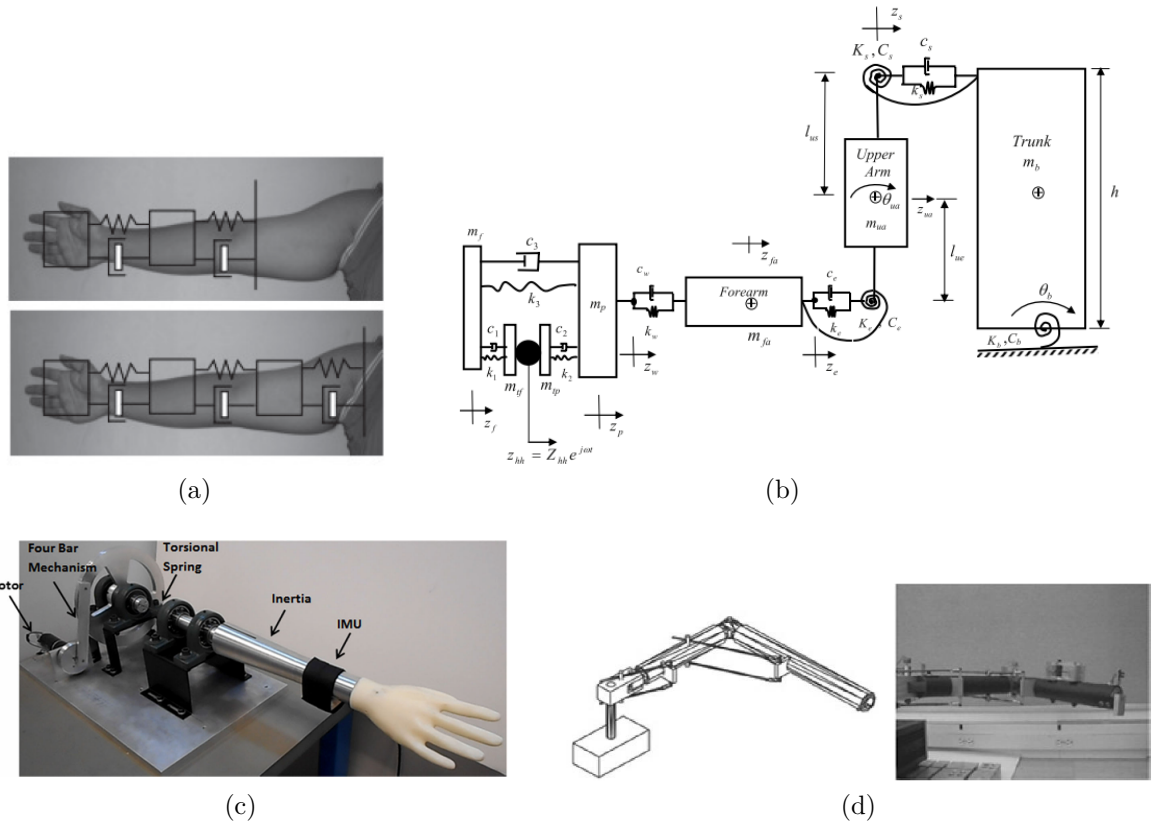


Figura 2.9 – Exemplos de modelos biomecânicos para representar o braço humano: (a) modelo massa-mola-amortecedor com 2 e 3 GDL de (KAZI, 2008); (b) modelo complexo com rigidez torcional (ADEWUSI, 2012); (c) modelo experimental para representar os movimentos de supinação e pronação (BUKI et al., 2018); e (d) modelo experimental para representar 2 GDL (HASHEMI S. M.; PATLA, 2004).

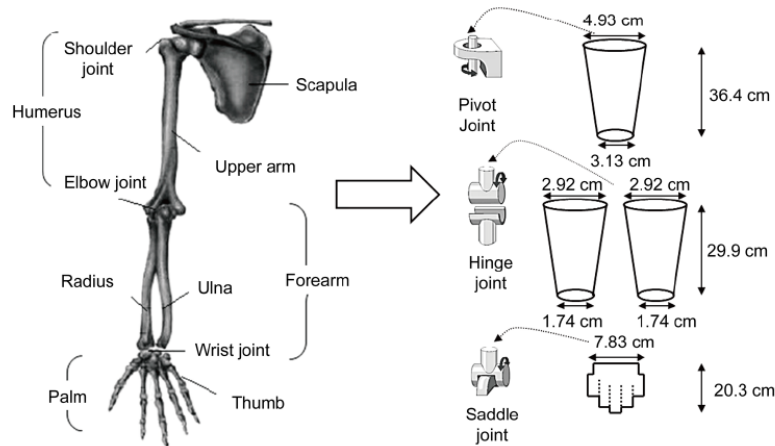


Figura 2.10 – Modelo mecânico para representar um braço humano. Fonte: (GEBAI; HAMMOUD, 2016).

Em resumo, as propriedades e dimensões utilizadas por (GEBAI; HAMMOUD, 2016) são a base para construção do modelo mecânico deste trabalho. Contudo, em um modelo desse tipo, vários fatores ainda precisam ser considerados para torná-lo ainda mais próximo do real, visto a inclusão dos materiais piezoelétricos para promover o controle.

Dentre os fatores principais, podemos citar: frequência de excitação, amplitude, tipo de sinal, angulação das juntas, força dos músculos, e a duração da vibração (SILVA, 2022).

2.4 Metaestruturas Piezoelétricas

A utilização de materiais piezoelétricos para promover o controle de vibração já vem sendo investigada desde o trabalho inicial de Forward (1979), porém algumas características de vibração mais eficientes só foram exploradas nos últimos anos. Esse aumento pode ser percebido, em parte, ao analisar o número de novos depósitos de patentes de piezoelétricos aplicados a vibração, conforme mostra a Figura 2.11.

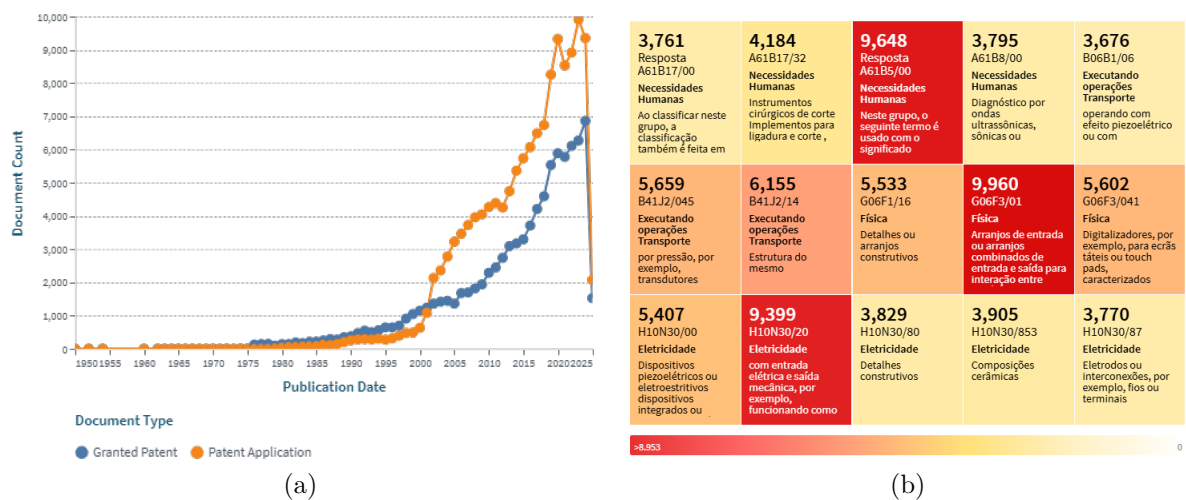


Figura 2.11 – Histórico de tecnologias envolvendo uso de piezoelétricos aplicados a controle de vibração: (a) gráfico que representa o número de patentes concedidas (linha azul) e o número de patentes depositadas (linha laranja); (b) mapa contendo a classificação internacional de patentes "IPC" das patentes concedidas. Fonte: Busca patentária realizada em março de 2025 na plataforma Lens com as palavras-chaves "*piezoelectric AND vibration control*".

Ao analisar a Figura 2.11a é perceptível que desde a década de 90 está acontecendo um aumento no número de tecnologias com piezoelétricos associados ao controle de vibração, onde o ápice foi registrado no ano de 2023 chegando a mais de 9.915 pedidos de patente. Grande parte desse aumento se apegue a inovações desenvolvidas em torno da capacidade de sensoriamento que este possui, mas também a uma parcela voltada a atuação do piezoelétrico como um atuador capaz executar controle vibracional de maneira ativa, passiva ou semi-ativa. Nesse contexto, ao analisar a Figura 2.11b podemos ver a predominância de aplicação das tecnologias desse nicho nas áreas IPCs de Necessidades Humanas, Física e Eletricidade.

Na literatura, demonstra-se que o controle vibracional passivo pode ser obtido nos casos em que os piezoelétricos são conectados com circuitos elétricos externos compostos por componentes passivos, também conhecidos como circuitos *shunt* (SANTANA; RADE;

STEFFEN, 2003). Nesse âmbito, as estruturas com esse tipo de controle passivo podem ser denominadas de estruturas inteligentes, também conhecidas pelo termo em inglês *smart materials*. Contudo, determinadas estruturas com piezoelétricos acoplados de forma periódica ao longo de um comprimento, podem ser denominadas de metamateriais ou metaestruturas (AIROLDI; RUZZENE, 2011a; SUGINO et al., 2017). Alguns exemplos de controle vibracional com materiais piezoelétricos podem ser observados na Figura 2.12.

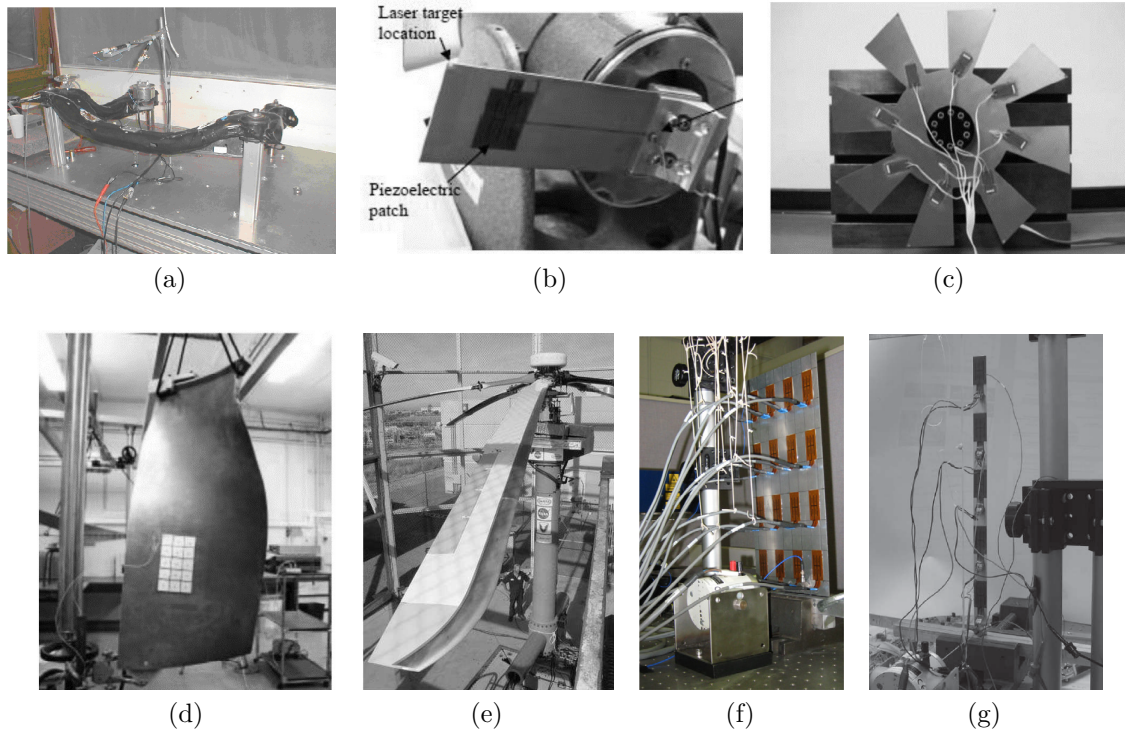


Figura 2.12 – Aplicações de controle vibracional em estruturas acopladas com piezoelétricos conectados com circuitos *shunts*: a) chassi de automóvel (SEBA; NI; LOHMANN, 2006); b) centrífuga (MIN; DUFFY; PROVENZA, 2010); c) turbina (NEUBAUER; WALLASCHEK, 2013); d) pá de um turbojato (SÉNÉCHAL, 2011); e) hélice de um helicóptero (BOEING, 2021); f) placa de alumínio (CASADEI et al., 2010); g) viga de alumínio (AIROLDI; RUZZENE, 2011b).

Em Uchino e Ishii (1988) o efeito piezoelétrico direto foi explorado dissipando a energia elétrica resultante através de uma resistência externa e induzindo uma variação significativa no fator de amortecimento da estrutura. Hagood e Flotow (1991) investigaram o circuito *shunt* resistivo-indutivo e sua capacidade de ajustar a atenuação na frequência desejada, semelhante a um absorvedor de vibração dinâmico. Posteriormente, outros pesquisadores começaram a explorar várias combinações de circuitos com elementos indutivos resistivos aplicados ao controle vibracional, conhecidos pelo termo circuitos *shunt* ressonantes (HOLLKAMP; GORDON, 1996; VIANA; STEFFEN, 2006).

Thorp, Ruzzene e Baz (2001) propuseram o primeiro metamaterial inteligente para aumentar a capacidade de filtrar a propagação de ondas em bandas de frequência especificadas, incluindo bandas de parada. Metamateriais inteligentes em conjunto com

mitigação de vibração e formação de banda proibida foram explorados em [Airoidi e Ruzzene \(2011a\)](#), [Wang et al. \(2017\)](#), [Sugino, Ruzzene e Erturk \(2018\)](#).

[Sugino et al. \(2017\)](#) investigaram a formação de banda proibida (*bandgap*) ressonante local eletro elástica em metaestruturas de feixe bimorfo usando diferentes materiais piezoelétricos. Os autores também exploraram a saturação dos números de sensores necessários para criar a banda proibida e mostraram que a banda proibida aberta converge até um certo número de piezos. [Darleux, Lossouarn e Deü \(2020\)](#) propuseram amortecimento de vibração de banda larga de placas não periódicas por acoplamento piezoelétrico a seus análogos elétricos e, mais tarde, em [Lossouarn, Kerschen e Deü \(2021\)](#), os autores projetaram um gêmeo analógico para amortecimento de vibração piezoelétrica de múltiplas ressonâncias não lineares.

A desordem na periodicidade é observada para elevar as bandas de parada em zonas de propagação adjacentes e produzir a concentração da energia de vibração perto da fonte de excitação ([THORP; RUZZENE; BAZ, 2001](#)). [Celli et al. \(2019\)](#) mostraram que arranjos espacialmente gradados e aleatórios de metamateriais localmente ressonantes poderiam ampliar a lacuna de banda devido a tal desordem. [Cardella, Celli e Gonella \(2016\)](#) estudaram a atenuação de vibração de banda larga ajustando a frequência alvo de derivação ressonante em múltiplas configurações vizinhas para ampliar a faixa de controle. Consequentemente, uma desordem e relaxamento da periodicidade do metamaterial podem ser incorporados pelo arranjo para manipular a atenuação da onda. Tal configuração é referida como *rainbow trap*, que consiste em ajustar frequências vizinhas para promover a atenuação de banda larga em uma determinada faixa de frequência. Posteriormente, trabalhos como o de [Wang et al. \(2021\)](#) e [Wei, Chronopoulos e Meng \(2021\)](#) também apresentaram técnicas de controle vibracional com *rainbow trap*.

A manipulação de ondas visando o controle de vibração usando material inteligente é geralmente demonstrada dentro do regime de análise modal. [Alshaqqaq, Sugino e Erturk \(2022\)](#) propuseram manipular ondas elásticas seguindo o respectivo perfil de classificação de frequência alvo, projetado com base em metaestruturas piezoelétricas de arco-íris (*rainbow*) programáveis. Também demonstrou um aprimoramento de banda proibida em comparação com ressonadores idênticos contrapartes. Assim, o novo conceito de arco-íris e configuração desordenada provou ser eficaz na manipulação de ondas elásticas para realizar supressão de vibração de banda larga em um domínio de frequência espacial seletivo.

Recentemente, [Moura et al. \(2022\)](#), demonstrou que diferentes circuitos elétricos formados apenas por componentes passivos (resistor, indutor e capacitor), também conhecidos como circuitos *shunt*, apresentam efeitos de atenuação específicos para cada configuração de componente elétrico utilizado, chegando à conclusão de que o controle com o circuito shunt ressonante em série forneceu o melhor ajuste para uma atenuação específica em uma ou mais faixas de frequência.

3 Modelagem e Design Biomecânico

Este capítulo apresenta as formulações utilizadas para projetar e simular o dispositivo de controle de tremor acoplado em um braço humano. A modelagem de todos os elementos envolvidos é baseada no Método de Elementos Espectrais (MEE), empregando as teorias de elementos do tipo viga de Euler-Bernoulli para representar as partes do braço e teoria de viga colada a uma barra para representar o braço com o dispositivo de controle acoplado. Além disso, este capítulo aborda as formulações utilizadas para representar os circuitos elétricos de controle, que são adaptados para proporcionar diferentes técnicas de controle vibracional no dispositivo.

3.1 Modelo do Braço Usando o MEE

De acordo com as literaturas Hashemi S. M. e Patla (2004), Adewusi (2012), Kazi (2014), Gebai et al. (2016), Hosseini S. M. e Al-J. (2021), o modelo biomecânico deste trabalho foi adaptado da junção de três vigas de Euler-Bernoulli para representar um braço humano na condição de repouso. Conforme mostrado na Figura 3.1, essas três vigas representam partes distintas do braço: a viga 1 representa a região do ombro ao cotovelo, a viga 2 representa a região do antebraço e a viga 3 representa a região da mão. Este modelo numérico simula vibrações no plano, capturando tremores nos movimentos de flexão-extensão do punho e abdução-adução do ombro.

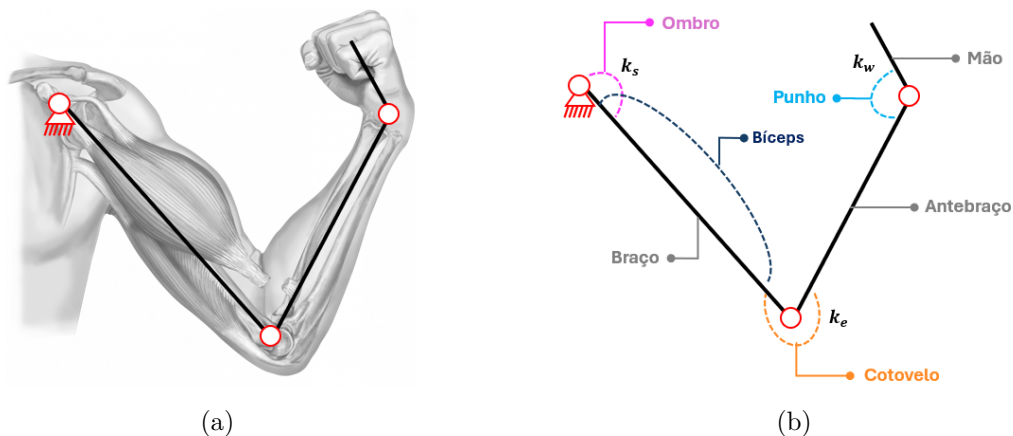


Figura 3.1 – Ilustração do modelo biomecânico usado para representar o braço humano: a) modelo físico; b) modelo no MEE.

A condição de contorno do braço é representada por duas limitações de movimento axial e transversal que são implementadas no GDL correspondente ao ombro. Para representar o efeito dinâmico das articulações, pontos de rigidez são adicionados em GDLs equivalentes ao punho $k_w = 10Nm/rd$, cotovelo $k_e = 150Nm/rd$ e ombro $k_s = 170Nm/rd$ (GEBAI et al., 2016). Como há três vigas, três implementações MEE são necessárias para relacionar as forças aos deslocamentos nodais que representam a dinâmica de cada viga. A representação espectral do modelo de braço, mostrada na Fig. 3.1b, é mais esclarecida na Fig. 3.2, que fornece uma descrição elementar de cada viga no modelo biomecânico.

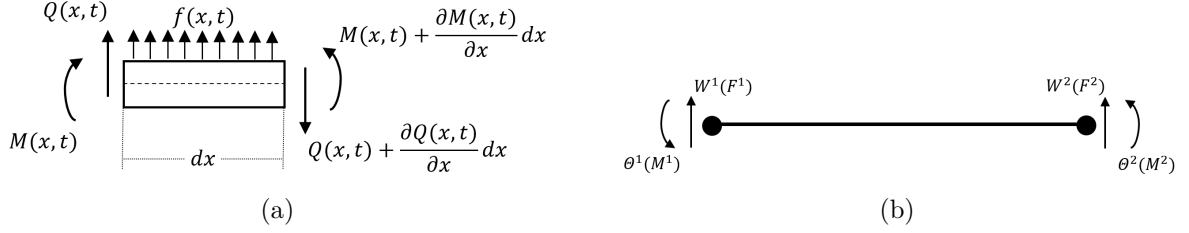


Figura 3.2 – Ilustração para cada viga: a) diagrama de corpo livre; b) forçamentos modais considerados nos nós do elemento.

O modelo clássico de viga de Euler-Bernoulli assume um projeto prismático uniforme e equilibrado. Portanto, as forças que atuam em um elemento de viga, com sua seção transversal submetida a uma força externa $f(x, t)$, podem ser representadas pelas variáveis de deslocamento transversal $w(x, t)$, rotação $\theta(x, t)$, força de cisalhamento $Q(x, t)$ e momento fletor $M(x, t)$.

Partindo do diagrama de corpo livre da Fig. 3.2a e aplicando o devido somatório das relações de equilíbrio de Newton para as forças e momentos, tem-se a seguinte relação

$$-(Q + \frac{\partial Q}{\partial x}) + f(x, t)dx + Q = \rho A(x)dx \frac{\partial^2 w}{\partial t^2}(x, t) \quad (3.1)$$

$$(M + \frac{\partial M}{\partial x}) - (Q + \frac{\partial Q}{\partial x})dx + f(x, t)dx \frac{dx}{2} - M = 0 \quad (3.2)$$

onde ρ é a densidade de massa e A é a área da seção transversal.

Simplificando e dividindo as Eqs. 3.1 e 3.2 por dx , e substituindo a deflexão pelo momento fletor, a equação de movimento para uma viga de Euler-Bernoulli pode ser expressa na seguinte forma

$$EI \frac{\partial^4 w(x, t)}{\partial x^4} = \rho A \frac{\partial^2 \theta(x, t)}{\partial t^2} + f(x, t) \quad (3.3)$$

onde E e I são o módulo de Young e momento de inércia, respectivamente.

Assumindo que no MEE cada viga pode ser representada por um único elemento com 2 nós, onde cada nó possui 2 GDL (Fig. 3.2b). Considera-se que o deslocamento transversal e a rotação podem ser expressos na seguinte forma espectral

$$w(x, t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} W(x, \omega_n) e^{i\omega_n t} \quad (3.4)$$

$$\theta(x, t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \Theta(x, \omega_n) e^{i\omega_n t} \quad (3.5)$$

onde $W(x, \omega_n)$ e $\Theta(x, \omega_n)$ são componentes espectrais de deslocamento transversal e rotação, respectivamente. Substituindo os termos espectrais das Eqs. 3.4 e 3.5 na equação 3.3, assumindo que o forçamento é igual a zero e que os componentes $W(x, \omega_n)$ e $\Theta(x, \omega_n)$ satisfazem a equação 3.3 em cada frequência discreta ω , a seguinte equação homogênea é obtida

$$EI \frac{\partial^4 W(x, \omega)}{\partial x^4} - \omega^2 \rho A W(x, \omega) = 0 \quad (3.6)$$

Assumindo que $W = a e^{-ik(\omega)x}$, onde $k = k(\omega_n)$ denota um problema de autovalor e autovetor do tipo

$$a[k^4 - \frac{\rho A \omega_n^2}{EI}] = 0 \quad (3.7)$$

Para que a equação 3.7 tenha uma solução além do trivial, temos que

$$k_r^4 - k_F^4 = 0 \quad (3.8)$$

onde k_F e k_r são os números de onda definidos por

$$k_F = \sqrt{\omega} \left(\frac{\rho A}{EI} \right)^{1/4}$$

$$k_r = \omega \sqrt{\frac{\rho}{E}}$$

Os outros números de onda estão relacionados a k_F e obedecem à seguinte compatibilidade

$$k_1 = -k_2 = k_F \quad k_3 = -k_4 = ik_F \quad (3.9)$$

A partir dos números de onda obtidos e dos autovetores normalizados, obtém-se a solução geral

$$W = a_1 e^{-ik_F x} + a_2 e^{-k_F x} + a_3 e^{ik_F x} + a_4 e^{k_F x} = \mathbf{e}(x; \omega) \mathbf{a} \quad (3.10)$$

onde

$$\mathbf{e}(x; \omega) = [e^{-ik_F x}, e^{-k_F x}, e^{ik_F x}, e^{k_F x}], \quad \mathbf{a} = \{a_1, a_2, a_3, a_4\}^T$$

Para o elemento finito de comprimento L com nós definidos nos contornos $x = 0$ e $x = L$, os deslocamentos e rotações nodais podem ser relacionados ao campo de deslocamento com

$$\mathbf{d} = \begin{Bmatrix} W_1 \\ \Theta_1 \\ W_2 \\ \Theta_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{e}(0, \omega) \\ \mathbf{e}'(0, \omega) \\ \mathbf{e}(L, \omega) \\ \mathbf{e}'(L, \omega) \end{Bmatrix} = \mathbf{H}_B(\omega) \mathbf{a} \quad (3.11)$$

onde

$$\mathbf{H}_B(\omega) = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ -ik_F & -k_F & ik_F & k_F \\ e^{-ik_FL} & e^{-k_FL} & e^{ik_FL} & e^{k_FL} \\ -ik_F e^{-ik_FL} & -k_F e^{-k_FL} & ik_F e^{ik_FL} & k_F e^{k_FL} \end{bmatrix}$$

Considerando $\mathbf{a} = \mathbf{H}_B(\omega)^{-1} \mathbf{d}$, é entendível que o campo de deslocamentos nodais do elemento de viga pode ser representado em termos de seus GDLs. Portanto, assumindo os GDLs com o vetor $\mathbf{d}$ e eliminando o vetor de constantes $\mathbf{a}$ da Eq. 3.10, fica claro que a solução geral pode ser expressa com

$$W(x) = \mathbf{N}_B(x, \omega) \mathbf{d} \quad (3.12)$$

onde $\mathbf{N}_B(x, \omega)$ é definido por

$$\mathbf{N}_B(x, \omega) = \mathbf{e}(x; \omega) \mathbf{H}_B^{-1}(\omega)$$

Os componentes da força de cisalhamento e do momento de flexão podem ser relacionados ao componente espectral $W(x)$ com

$$\mathbf{f}_c = \begin{Bmatrix} Q_1 \\ M_1 \\ Q_2 \\ M_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} -Q(0) \\ -M(0) \\ Q(L) \\ M(L) \end{Bmatrix} = \mathbf{G}(\omega) \mathbf{a} \quad (3.13)$$

onde

$$Q(x) = -EIW'''(x), \quad M(x) = EIW''(x)$$

Substituindo a equação 3.12 nas relações espectrais da equação 3.13, obtém-se a seguinte relação,

$$\mathbf{S}_B(\omega) \mathbf{d}(\omega) = \mathbf{f}_c(\omega) \quad (3.14)$$

onde $\mathbf{S}_B(\omega)$ é a matriz de rigidez espectral para uma viga de Euler-Bernoulli, e através da relação $\mathbf{f}_c = \mathbf{G}_B(\omega) \mathbf{a}$, obtém-se:

$$\mathbf{S}_B(\omega) = \mathbf{G}_B(\omega) \mathbf{H}_B^{-1}(\omega) \quad (3.15)$$

onde

$$\mathbf{G}_B(\omega) = -EI \begin{bmatrix} -ik_1^3 & -ik_2^3 & -ik_3^3 & -ik_4^3 \\ -ik_1^2 & -ik_2^2 & -ik_3^2 & -ik_4^2 \\ ik_1^3 e^{-ik_1 L} & ik_2^3 e^{-ik_2 L} & ik_3^3 e^{-ik_3 L} & ik_4^3 e^{-ik_4 L} \\ k_1^2 e^{-ik_1 L} & k_2^2 e^{-ik_2 L} & k_3^2 e^{-ik_3 L} & k_4^2 e^{-ik_4 L} \end{bmatrix}$$

Assim, o produto das matrizes $\mathbf{G}(\omega)$ e $\mathbf{H}^{-1}(\omega)$ define a matriz de rigidez dinâmica $\mathbf{S}_B(\omega)$ para a viga. Os termos da matriz de rigidez dinâmica $\mathbf{S}_B(\omega)$ para a viga, expostos em

Lee (2009), são extensos e computacionalmente custosos para serem obtidos analiticamente. É recomendado trabalhar com as matrizes $\mathbf{G}(\omega)$ e $\mathbf{H}^{-1}(\omega)$.

Adotando as propriedades correspondentes às três partes que compõem o braço em questão na matriz $\mathbf{S}_B(\omega)$, podemos obter $\mathbf{S}_{B_1}(\omega)$, $\mathbf{S}_{B_2}(\omega)$ e $\mathbf{S}_{B_3}(\omega)$ para representar a mão, o antebraço e o braço, respectivamente. No entanto, é interessante relatar que a matriz de rigidez dinâmica do braço com o dispositivo (descrita na próxima seção) tem uma dimensão de 6 linhas por 6 colunas devido à adoção de 3 GDLs por nó. Neste aspecto, para que haja a possibilidade de unir elementos do braço com o dispositivo e do braço normal, é necessário adaptar as matrizes $\mathbf{G}(\omega)$ e $\mathbf{H}(\omega)$ para o seguinte formato

$$\mathbf{H}_B(\omega) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & e^{-ik_r L} & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & -ik_F & -k_F & 0 & ik_F & k_F \\ e^{-ik_F L} & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & e^{-ik_F L} & e^{-k_F L} & 0 & e^{ik_F L} & e^{k_F L} \\ 0 & -ik_F e^{-ik_F L} & -k_F e^{-k_F L} & 0 & ik_F e^{ik_F L} & k_F e^{k_F L} \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

e

$$\mathbf{G}_B(\omega) = \begin{bmatrix} iAk_r & 0 & 0 & -iAk_r e^{-ik_r L} & 0 & 0 \\ 0 & iIk_F^3 & -Ik_F^3 & 0 & -iIk_F^3 & Ik_F^3 \\ 0 & Ik_F^2 & -Ik_F^2 & 0 & Ik_F^2 & -Ik_F^2 \\ -iAk_r e^{-ik_r L} & 0 & 0 & iAk_r & 0 & 0 \\ 0 & -iIk_F^3 e^{-ik_F L} & -Ik_F^3 e^{-k_F L} & 0 & iIk_F^3 e^{ik_F L} & -Ik_F^3 e^{k_F L} \\ 0 & -Ik_F^2 e^{-ik_F L} & Ik_F^2 e^{-k_F L} & 0 & -Ik_F^2 e^{ik_F L} & Ik_F^2 e^{k_F L} \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

3.2 Modelo do Braço com Dispositivo Usando o MEE

O dispositivo vestível proposto, projetado para controlar tremores de membros superiores humanos, utiliza técnica de metamaterial programável para mitigar tremores e é projetado especificamente para abordar as propriedades espectrais e modais de tremores de membros superiores. Este dispositivo é caracterizado por ser compacto e vestível, e pode assumir a forma de uma luva (Fig. 3.3 (a)), tornozleira (Fig. 3.3 (b)), colar cervical (Fig. 3.3 (c)), entre outras formas vestíveis e de fixação.

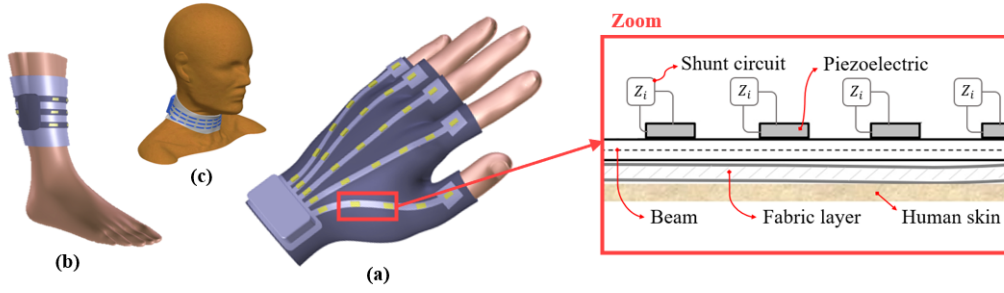


Figura 3.3 – Representação de dispositivo vestível baseado em metamaterial inteligente programável para mitigar tremor em membros humanos. Conforme mostrado no quadro de *zoom*, o dispositivo na configuração *unimorph* consiste em uma camada de tecido e uma de viga flexível com materiais piezoelétricos acoplados periodicamente e circuitos *shunt* conectados aos piezoelétricos.

Semelhante ao apresentado na seção 3.1, o modelo biomecânico do membro superior com dispositivo também é formado pela junção de três vigas de Euler-Bernoulli, um para cada região que compõe o braço, antebraço e mão. Entretanto, para representar o acoplamento do dispositivo ao braço, foram utilizadas formulações semelhantes às que regem o acoplamento de uma camada piezoelétrica ao elemento de feixe (*beam-two-layer*) descritas por Lee (2009). Este modelo numérico simulou a vibração no plano, capaz de capturar os tremores nos movimentos de flexão-extensão do punho e abdução-redução do ombro.

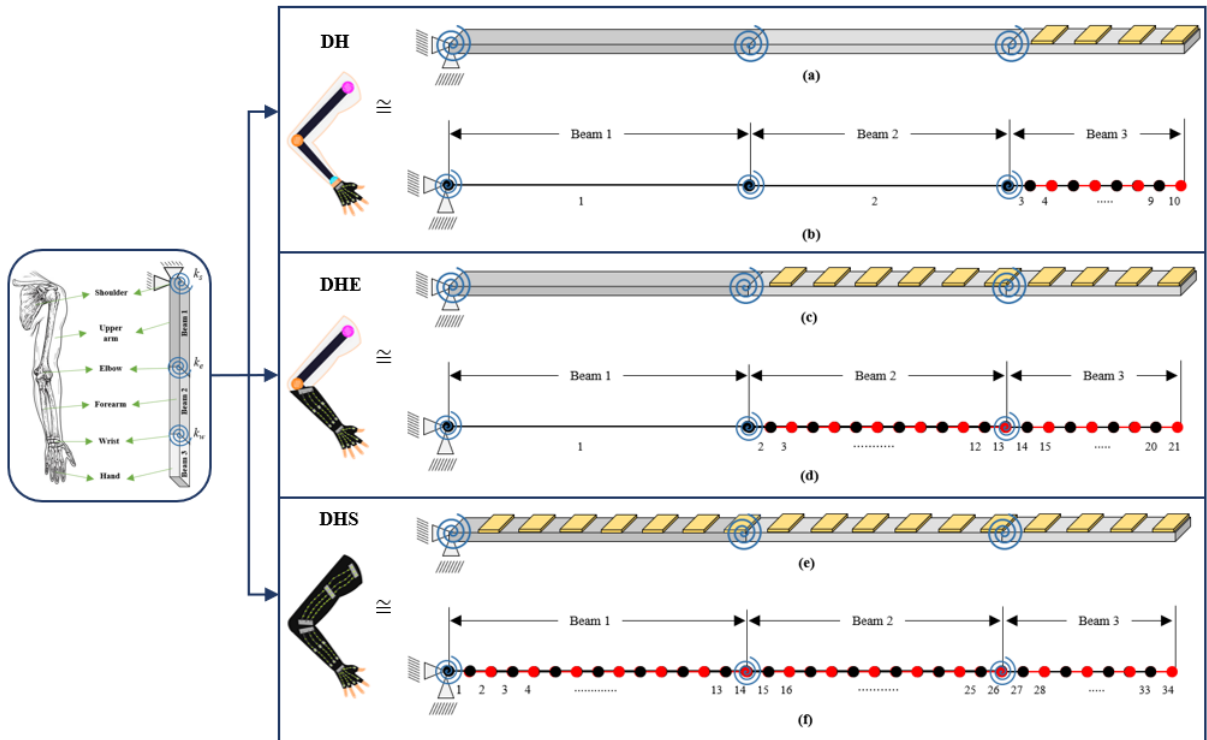


Figura 3.4 – Representação esquemática do modelo biomecânico do membro superior com dispositivo em três configurações projetadas para controle do tremor: dispositivo preso à mão (DH); dispositivo preso da mão ao cotovelo (DHE); e dispositivo preso da mão ao ombro (DHS). As Figuras (a), (c) e (e) são o modelo físico e as (b), (d) e (f) são o modelo MEE equivalentes.

Conforme mostrado na Figura 3.4, três configurações de acoplamento são adotadas: dispositivo preso à mão (DH); dispositivo preso da mão ao cotovelo (DHE); e dispositivo preso da mão ao ombro (DHS). No caso DH, a representação MEE (Fig. 3.4 (b)) considera os elementos 4, 6, 8 e 10, em vermelho, correspondentes aos elementos de viga acoplados a piezoelétricos, e os elementos 1, 2, 3, 5, 7 e 9, em preto, representando os elementos de viga. Os elementos 3 a 10 representam a região da mão (viga 3) e os elementos 1 e 2 representam o braço superior (viga 1) e o antebraço (feixe 2), respectivamente. No caso DHE, a representação MEE (Fig. 3.4 (d)) considera os elementos ímpares de 3 a 21, em vermelho, correspondendo ao feixe acoplado ao piezoelétrico, e os elementos 1 e pares de 2 a 20, em preto, representando o feixe. Os elementos de 14 a 21 representam a região da mão (viga 3), os elementos de 2 a 13 representam a região do antebraço (viga 2) e o elemento 1 representa a região do braço superior. No caso DHS, a representação MEE (Fig. 3.4 (f)) os elementos pares (2, 4, 6..., 34), em vermelho, correspondem aos elementos do feixe acoplado ao piezoelétrico, e os elementos ímpares (1, 3, 5..., 33), em preto, representam os elementos do feixe. De forma simétrica e periódica, os elementos foram dispostos juntos para compor cada parte do membro, ou seja, os primeiros 14 elementos representam o braço (viga 1), os elementos 15 a 26 representam o antebraço (viga 2) e os elementos 27 a 34 definem a mão (viga 3).

A formulação das equações de movimento de uma viga acoplada a uma camada uniforme de material piezoelétrico, usando a teoria de vigas de Euler-Bernoulli, segue a formulação proposta em Lee (2009), Moura et al. (2022), de Moura et al. (2024). Assume-se propriedades e geometrias homogêneas do material ao longo de cada elemento. O contato é perfeito entre as camadas da viga e do material piezoelétrico para garantir que sofram o mesmo deslocamento e pequenas amplitudes de vibração, a elasticidade é linear para ambos os elementos, e a inércia rotacional e a deformação são negligenciadas.

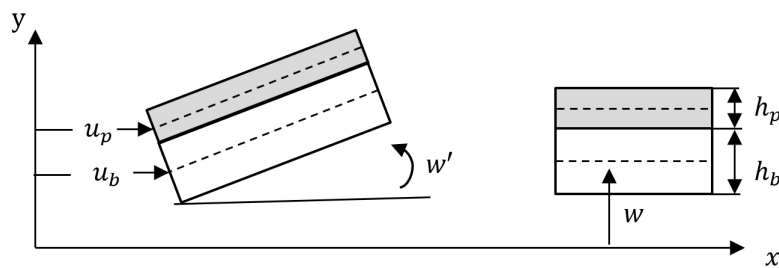


Figura 3.5 – Deslocamentos de viga com uma camada piezoelétrica.

As relações geométricas entre as camadas na Fig. 3.5, relacionam o deslocamento axial do piezo (u_p) com o deslocamento axial da viga (u_b) através da rotação da viga ($w' = \partial w / \partial x$), por

$$u_p = u_b - \frac{h}{2} w' \quad (3.18)$$

onde w é o deslocamento transversal e $h = h_p + h_b$ é a soma da espessura do piezo h_p e da viga h_b .

Quando a camada piezoelétrica é muito fina, o deslocamento elétrico D_3 pode ser considerado constante em toda a sua espessura. Neste caso, os campos elétricos no plano tornam-se desprezíveis, particularmente quando a tensão aplicada à camada PZT é uniforme ao longo do eixo da viga. A relação constitutiva para um material piezoelétrico sob carga uniaxial é dada por

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ E_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_1 1^D & -h_{31} \\ -h_{31} & \beta_{33}^s \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_1 \\ D_3 \end{Bmatrix} \quad (3.19)$$

onde σ_1 e ϵ_1 são a tensão mecânica e a deformação na direção x , respectivamente; D_3 é o deslocamento elétrico (carga/área na direção vertical do feixe) e E_3 é o campo elétrico (tensão/comprimento ao longo da direção vertical), todos na direção z ; C_1^D é a rigidez elástica; β_{33}^s é a constante dielétrica; e h_{31} é a constante piezoelétrica.

Usando a relação constitutiva (Eq. 3.19) e assumindo que D_3 é constante em toda a espessura da camada piezoelétrica, a equação de movimento pode ser obtida pelo princípio de Hamilton

$$\int_{t_1}^{t_2} [\delta(T - U) + \delta W] dt = 0 \quad (3.20)$$

onde a energia de deformação U , a energia cinética T e o trabalho virtual δW são obtidos como

$$T = \frac{1}{2} \int_0^L [\rho_b A_b (\dot{u}_b^2 + \dot{w}^2) + \rho_p A_p (\dot{u}_p^2 + \dot{w}^2)] dx$$

$$U = \frac{1}{2} \int_0^L [E_b A_b u_b'^2 + E_b I_b w''^2 + E_p I_p w''^2 + E_p A_p u_p'^2 + F w'^2] dx$$

$$\begin{aligned} \delta W = & \int_0^L p(x, t) \delta w dx + \int_0^L \tau(x, t) \delta u_b dx - \int_0^L \int_{A_b} c_b \dot{\mathbf{r}}_b \delta \mathbf{r}_b A_b dx \\ & - \int_0^L \int_{A_p} c_p \dot{\mathbf{r}}_p \delta \mathbf{r}_p A_p dx + N_1(t) \delta u_b(0, t) + N_2(t) \delta u_b(L, t) + M_1(t) \delta w'(0, t) \\ & + M_2(t) \delta w'(L, t) + Q_1(t) \delta w(0, t) + Q_2(t) \delta w(L, t) + \int_0^L bV(t) \delta D_3 dx \end{aligned}$$

e

$$\mathbf{r}_b = u_b \mathbf{n}_x + w \mathbf{n}_z, \quad \mathbf{r}_p = u_p \mathbf{n}_x + w \mathbf{n}_z$$

O subscrito $(\prime)$ denota derivada espacial, $(\dot{})$ denota derivada temporal, $\mathbf{n}_x$ e $\mathbf{n}_z$ estão relacionados às direções x e z , respectivamente. c_b e c_p são os coeficientes de amortecimento viscoso, F é a força axial, $p(x, t)$ e $\tau(x, t)$ são as forças aplicadas à estrutura, D_3 é a constante de deslocamento elétrico em toda a espessura da camada piezo, V é uma voltagem uniforme aplicada ao piezo, N é a força axial resultante, M momento de flexão e Q força de cisalhamento transversal; δu_b , δw e $\delta \theta$ são deslocamentos virtuais axiais, de flexão e de declive, respectivamente. Substituindo a Eq. 3.18 na Eq. 3.20 produz

$$\begin{aligned}
EIw'''' + \rho A\ddot{w} + cA\ddot{w} &= -\alpha\ddot{u}_b' + \beta u'' + \lambda\ddot{w}'' + c_1\ddot{w}'' - c_4\ddot{u}_b' + Fw'' + p(x, t) \\
EAu_b'' - \rho A\ddot{u}_b - cA\ddot{u}_b &= -\alpha\ddot{w}' + \beta w'' - c_4\ddot{w}' - \tau(x, t)
\end{aligned} \tag{3.21}$$

onde

$$\begin{aligned}
EA &= E_b A_b + E_p A_p, & EI &= E_b I_b + E_p I_p + (1/4) E_p A_p h^2, & c_4 &= (1/2) c_p A_p h, \\
\gamma &= (1/4) \rho_p A_p h^2, & \alpha &= (1/2) \rho_p A_p h, & \beta &= (1/2) E_p A_p h, & c_1 &= (1/4) c_p A_p h^2 \\
\rho A &= \rho_b A_b + \rho_p A_p, & E_p &= C_{11}^D - h_{31}^2 \beta_{33}^{S-1}, & cA &= c_b A_b + c_p A_p,
\end{aligned}$$

Considerando um elemento de comprimento L para $x = 0$ e $x = L$, as condições de contorno são dadas por

$$\begin{aligned}
Q(0, t) &= -Q_1(t) - Fw'(0, t) & or & & w(0, t) &= w_1(t) \\
M(0, t) &= -M_1(t) - M^P(t) & or & & w'(0, t) &= \theta_1(t) \\
N(0, t) &= -N_1(t) + N^P(t) & or & & u_b(0, t) &= u_1(t) \\
Q(L, t) &= +Q_2(t) - Fw'(L, t) & or & & w(L, t) &= w_2(t) \\
M(L, t) &= -M_2(t) - M^P(t) & or & & w'(L, t) &= \theta_2(t) \\
N(L, t) &= -N_2(t) + N^P(t) & or & & u_b(L, t) &= u_2(t)
\end{aligned} \tag{3.22}$$

onde

$$M^P(t) = (1/2) b h d_{31} E_p V(t), \quad N^P(t) = b d_{31} E_p V(t)$$

onde $b = b_b = b_p$ é a largura da viga de duas camadas. A força piezoelétrica $N^P(t)$ e o momento $M^P(t)$ são gerados pela tensão $V(t)$ aplicada ao piezoelétrico. A força axial resultante $N(x, t)$, o momento de flexão $M(x, t)$ e a força de cisalhamento transversal $Q(x, t)$ estão relacionados ao deslocamento com

$$\begin{aligned}
Q(x, t) &= -EIw'''' - \alpha\ddot{u}_b' + \beta u'' + \gamma\ddot{w}' - c_4\ddot{u}_b' \\
M(x, t) &= EIw'' - \beta u_b' \\
N(x, t) &= -EAu_b' - \beta w''
\end{aligned} \tag{3.23}$$

O amortecimento estrutural de cada camada pode ser facilmente levado em consideração usando o módulo complexo de elasticidade como

$$E_b^* = E_b(1 + i\eta_b) \quad C_{11}^{D*} = C_{11}^D(1 + i\eta_p) \tag{3.24}$$

Para as equações governantes no domínio da frequência, o deslocamento transversal $w(x, t)$, o deslocamento axial $u_b(x, t)$ e os componentes de força $p(x, t)$, $\tau(x, t)$, $Q(x, t)$, $N(x, t)$ e $M(x, t)$ assumem as formas espectrais usando a transformada discreta de Fourier. Assumindo que as equações são satisfeitas, a frequência ω_n para cada $n \in [0, 2, \dots, N-1]$,

o deslocamento nodal espectral e as forças na forma de matrizes são descritos por

$$\begin{pmatrix} w(x, t) \\ u_b(x, t) \\ p(x, t) \\ \tau(x, t) \\ Q(x, t) \\ M(x, t) \\ N(x, t) \end{pmatrix} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \begin{pmatrix} W_n(x, \omega_n) \\ U_n(x, \omega_n) \\ P_n(x, \omega_n) \\ T_n(x, \omega_n) \\ Q_n(x, \omega_n) \\ M_n(x, \omega_n) \\ N_n(x, \omega_n) \end{pmatrix} e^{i\omega_n t} \quad (3.25)$$

Aplicando os termos espectrais da equação 3.25 à equação 3.21, temos a equação do movimento no domínio da frequência, expressa por

$$\begin{aligned} EIW'''' - \omega^2 \rho AW + i\omega c AW &= \\ \omega^2 \alpha U' + \beta U''' - \omega^2 \gamma W'' + i\omega c_1 W'' - i\omega c_4 U' + FW'' + P(x) & \\ EAU'' + \omega^2 \rho AU - i\omega c AU &= \omega^2 \alpha W' + \beta W'''' - i\omega c_4 W' - T(x) \end{aligned} \quad (3.26)$$

No domínio da frequência, as condições de contorno são dadas por

$$\begin{aligned} Q(0) &= -Q_1 - FW'(0) & or & & W(0) &= W_1 \\ M(0) &= -M_1 - M_P & or & & W'(0) &= \Theta_1 \\ N(0) &= -N_1 + N^P & or & & U(0) &= U_1 \\ Q(L) &= +Q_2 - FW'(L) & or & & W(L) &= W_2 \\ M(L) &= -M_2 - M^P & or & & W'(L) &= \Theta_2 \\ N(L) &= +N_2 + N^P & or & & U(L) &= U_2 \end{aligned} \quad (3.27)$$

onde

$$\begin{aligned} Q(x, \omega) &= -EIW'''' + \omega^2 \alpha U + \beta U'' - \omega^2 \gamma W' - i\omega c_4 U, & M(x, t) &= EIW'' - \beta U' \\ M^P &= (1/2)bd_{31}E_p hV(\omega), & N(x, t) &= -EAU' - \beta W'', & N^P &= bd_{31}E_p V(\omega) \end{aligned}$$

Considerando uma estrutura finita de comprimento L . Os deslocamentos nodais espectrais que satisfazem as condições de contorno do sistema para $x = 0$ e $x = L$, podem ser representados pelo vetor $\mathbf{d}$, definido por

$$\mathbf{d} = [U_1(0), W_1(0), \Theta_1(0), U_2(L), W_2(L), \Theta_2(L)]^T \quad (3.28)$$

Da mesma forma, o vetor de forças e momentos nodais espectrais mecânicos é dado por

$$\mathbf{f}_c = [N_1(0), Q_1(0), M_1(0), N_2(L), Q_2(L), M_2(L)]^T \quad (3.29)$$

Para o cálculo de funções de forma no domínio da frequência, $P(x)$ e $T(x)$ são considerados iguais a zero. Assim, a seguinte equação homogênea de movimento é formada

$$\begin{aligned} EIW'''' - \omega^2 \rho AW + i\omega c AW &= \omega^2 \alpha U' + \beta U''' - \omega^2 \gamma W'' + i\omega c_1 W'' - i\omega c_4 U' \\ EAU'' + \omega^2 \rho AU - i\omega c AU &= \omega^2 \alpha W' + \beta W'''' - i\omega c_4 W' \end{aligned} \quad (3.30)$$

As soluções das equações de movimento no domínio da frequência podem ser realizadas a partir de uma solução geral para os componentes dos deslocamentos espectrais com a seguinte relação

$$W(x) = \sum_{j=1}^6 a_j e^{-ik_j x} = \mathbf{e}(x, \omega) \mathbf{a} \quad (3.31)$$

$$U(x) = \sum_{j=1}^6 r_j a_j e^{-ik_j x} = \mathbf{e}(x, \omega) \mathbf{R} \mathbf{a} \quad (3.32)$$

onde

$$\mathbf{e}(x, \omega) = [e^{-ik_1 x}, e^{-ik_2 x}, e^{-ik_3 x}, e^{-ik_4 x}, e^{-ik_5 x}, e^{-ik_6 x}]$$

$$\mathbf{a} = [a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6]^T$$

$$\mathbf{R} = \text{diag}[r_j] = \frac{-k_j^2 EA + \omega^2 \rho A - i\omega c A}{-\omega k_j c_4 - i\omega^2 k_j \alpha + i k_j^3 \beta}$$

Por meio da solução geral aplicada na equação de movimento, obtém-se uma equação característica com problema de autovalor, e os números de onda $k_i (i = 1, 2, 3, \dots, 6)$ são determinados pelas raízes da seguinte expressão

$$x_1 k^6 + x_2 k^4 + x_3 k^2 + x_4 = 0 \quad (3.33)$$

onde

$$x_1 = \beta^2 - EAEI$$

$$x_2 = \omega^2(EA\gamma + EI\rho A - 2\alpha\beta) - i\omega(EIcA + EA c_1 - 2\beta c_4) - EAF$$

$$x_3 = \omega^4(\alpha^2 - \gamma\rho A) + i\omega^3(\rho A c_1 + \gamma c A - 2\alpha c_4) + \omega^2(EA\rho A + c A c_1 + F\rho A - c_4^2) - i\omega c A(EA + F)$$

$$x_4 = -\rho A^2 \omega^4 + 2i\omega^3 \rho A c A + \omega^2 c A^2 = 0$$

Assim, usando um manipulador simbólico como o WolframAlpha na Eq. 3.33, podemos obter os números de onda expressos na forma

$$\begin{aligned} \pm k_1 = & (-x_2/(3x_1) + (2^{1/3}x_2^2)/(3x_1(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 \\ & + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) - (2^{1/3} * x_3)/(-2x_2^3 \\ & + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2 * x_3 \\ & - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3} + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 \\ & + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}/(32^{1/3}x_1))^{1/2}; \end{aligned} \quad (3.34)$$

$$\begin{aligned}
\pm k_2 = & (-x_2/(3x_1) - x_2^2/(3(2^{2/3})x_1(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) + (ix_2^2)/(2^{2/3}3^{1/2}x_1(-2x_2^3 \\
& + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) \\
& + x_3/(2^{2/3}(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) - (i3^{1/3}x_3)/(2^{2/3}(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) - (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3})/(6(2^{1/3})x_1) \\
& - ((i/2)(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3})/(2^{1/3}3^{1/2}x_1))^{1/2};
\end{aligned} \tag{3.35}$$

$$\begin{aligned}
\pm k_3 = & (-x_2/(3x_1) - x_2^2/(3(2^{2/3})x_1(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) - (ix_2^2)/(2^{2/3}3^{1/2}x_1(-2x_2^3 \\
& + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) \\
& + x_3/(2^{2/3}(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) + (i3^{1/3}x_3)/(2^{2/3}(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3}) - (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3})/(6(2^{1/3})x_1) \\
& + ((i/2)(-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 - 27x_1^2x_4 + (4(-x_2^2 + 3x_1x_3)^3 + (-2x_2^3 + 9x_1x_2x_3 \\
& - 27x_1^2x_4)^2)^{1/2})^{1/3})/(2^{1/3}3^{1/2}x_1))^{1/2};
\end{aligned} \tag{3.36}$$

Com os números de onda definidos, pode-se relacionar os deslocamentos nodais espectrais em termos de $\mathbf{a}$ ao vetor $\mathbf{d}$ com

$$\mathbf{d} = \mathbf{H}(\omega)\mathbf{a} \tag{3.37}$$

onde

$$\mathbf{H}(\omega) = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & r_4 & r_5 & r_6 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ -ik_1 & -ik_2 & -ik_3 & -ik_4 & -ik_5 & -ik_6 \\ e^{-ik_1L}r_1 & e^{-ik_2L}r_2 & e^{-ik_3L}r_3 & e^{-ik_4L}r_4 & e^{-ik_5L}r_5 & e^{-ik_6L}r_6 \\ e^{-ik_1L}r_1 & e^{-ik_2L} & e^{-ik_3L} & e^{-ik_4L} & e^{-ik_5L} & e^{-ik_6L} \\ -ik_1e^{-ik_1L} & -ik_2e^{-ik_2L} & -ik_3e^{-ik_3L} & -ik_4e^{-ik_4L} & -ik_5e^{-ik_5L} & -ik_6e^{-ik_6L} \end{bmatrix}$$

O vetor $\mathbf{a}$ pode ser eliminado das Eqs. 3.31 e 3.32 substituindo a Eq. 3.37, resultando na solução geral da equação de movimento com as funções de forma dinâmica $\mathbf{N}_w(x, \omega)$ e $\mathbf{N}_u(x, \omega)$.

$$W(x, \omega) = \mathbf{N}_w(x, \omega)\mathbf{d}(\omega), \quad U(x, \omega) = \mathbf{N}_u(x, \omega)\mathbf{d}(\omega) \tag{3.38}$$

onde as funções de forma dinâmicas são

$$\mathbf{N}_w(x, \omega) = \mathbf{e}(x, \omega)\mathbf{H}^{-1}(\omega), \quad \mathbf{N}_u(x, \omega) = \mathbf{e}(x, \omega)\mathbf{R}\mathbf{H}^{-1}(\omega) \tag{3.39}$$

A forma fraca das equações governantes no domínio da frequência pode ser obtida a partir da integral

$$\begin{aligned}
& \int_0^L [(EIW''\delta W'' - \omega^2 \rho AW\delta W + i\omega c AW\delta W + i\omega c_1 W'\delta W' \\
& - i\omega c_4 U\delta W' + \omega^2 \alpha U\delta W' - \beta U'\delta W'' - \omega^2 \gamma W'\delta W' + FW'\delta W' \\
& + EAU'\delta U' - \omega^2 \rho AU\delta U + i\omega c AU\delta U + \omega^2 \alpha W'\delta U - \beta W''\delta U' \\
& - i\omega c_4 W'\delta U]dx - \{[Q(x) + FW'(x)]\delta W|_0^L + M(x)\delta W'|_0^L + N(x)\delta U|_0^L\} \\
& - \int_0^L [P(x)\delta W + T(x)\delta U]dx = 0
\end{aligned} \tag{3.40}$$

A substituição da equação 3.38 na equação 3.40, tem-se a equação do elemento espectral como

$$\mathbf{S}(\omega)\mathbf{d} = \mathbf{f}(\omega) \tag{3.41}$$

onde $\mathbf{S}(\omega)$ é a matriz de elemento espectral definida por

$$\mathbf{S}(\omega) = \mathbf{H}^{-T}(\omega)\mathbf{D}(\omega)\mathbf{H}^{-1}(\omega) \tag{3.42}$$

onde

$$\begin{aligned}
\mathbf{D}(\omega) = & -EAR\mathbf{K}\mathbf{E}_g\mathbf{K}\mathbf{R} + EI\mathbf{K}^2\mathbf{E}_g\mathbf{K}^2 - i\beta(\mathbf{K}^2\mathbf{E}_g\mathbf{K}\mathbf{R} \\
& + \mathbf{R}\mathbf{K}\mathbf{E}_g\mathbf{K}^2) - \omega^2[\rho A(\mathbf{E}_g + \mathbf{R}\mathbf{E}_g\mathbf{R}) + i\alpha(\mathbf{K}\mathbf{E}_g\mathbf{R} + \mathbf{R}\mathbf{E}_g\mathbf{K}) \\
& - \lambda\mathbf{K}\mathbf{E}_g\mathbf{K}] + i\omega[cA(\mathbf{E}_g + \mathbf{R}\mathbf{E}_g\mathbf{R}) - c_1\mathbf{K}\mathbf{E}_g\mathbf{K} \\
& + i c_4(\mathbf{K}\mathbf{E}_g\mathbf{R} + \mathbf{R}\mathbf{E}_g\mathbf{K})] - F\mathbf{R}\mathbf{E}_g\mathbf{R} \\
\mathbf{K}^2 = & [\mathbf{K} = \text{diag}(k_i)]^2 \\
\mathbf{E}_g(\omega) = & \int_0^L \mathbf{e}^T(x, \omega)\mathbf{e}(x, \omega)dx
\end{aligned} \tag{3.43}$$

Uma vez definida a matriz de um elemento espectral $\mathbf{S}(\omega)$, é possível obter a matriz global que representa um feixe discretizado com o número de elementos de interesse, a partir de procedimento de montagem semelhante ao utilizado no Método de Elementos Finitos (MEF).

3.2.1 Acoplamento de circuito no dispositivo

A representação matemática da conexão de um circuito elétrico *shunt* com um piezoelétrico surge da relação entre a energia elétrica gerada e a deformação mecânica sofrida. Essa relação de conversão de energias mecânica em elétrica e vice-versa, consegue ser representada em forma matricial, levando em conta os vetores das variáveis físicas e geométricas envolvidas (JAFPE; COOK; JAFPE, 1971; HAGOOD; FLOTOW, 1991). Assim, a expressão geral de um material piezoelétrico linear pode ser descrita com a seguinte forma

$$\begin{bmatrix} D \\ S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \epsilon^T & d \\ d_t & s^E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_c \\ T \end{bmatrix} \quad (3.44)$$

onde $\mathbf{D}$ é o vetor de deslocamento elétrico $[C = m/2]$, T é o vetor de voltagem $[N/m2]$, E é o vetor de campo elétrico $[V/m]$, $\mathbf{S}$ é o vetor de deformação do material, ϵ^T é a matriz com as constantes dielétricas, s^E é a matriz de conformidade piezocerâmica, $\mathbf{d}$ é a matriz de constantes piezoelétricas. Os subscritos t , T e E referem-se à transposição da matriz, indicam valores medidos em voltagem constante e campo elétrico constante, respectivamente.

Para analisar o circuito *shunt* é necessário escrever a Eq. 3.44 em termos de diferença de potencial e corrente elétrica V e I , respectivamente. Enquanto a tensão e a corrente podem ser definidas com

$$V_i = \int_0^L \mathbf{E} dx_i \quad I_i = \int_{A_i} \mathbf{D} da_i \quad (3.45)$$

Supondo que o campo de deslocamento elétrico na superfície seja uniforme, no domínio de Laplace a Eq. 3.45 se torna:

$$V(s) = \mathbf{L}\mathbf{E}(s) \quad I(s) = s\mathbf{A}\mathbf{D}(s) \quad (3.46)$$

onde L é uma matriz diagonal com comprimentos de material, A é a matriz diagonal de áreas e s é o parâmetro de Laplace. Aplicando a transformada de Laplace na Eq. 3.44, e substituindo a Eq. 3.46 para tirar E e D da equação, obtemos uma equação geral para um piezoelétrico em termos da corrente elétrica fornecida externamente e diferença de potencial

$$\begin{bmatrix} \mathbf{I} \\ \mathbf{S} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s\mathbf{A}\epsilon^T\mathbf{L}^{-1} & s\mathbf{A}\mathbf{d} \\ \mathbf{d}_t\mathbf{L}^{-1} & \mathbf{s}^E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{V} \\ \mathbf{T} \end{bmatrix} \quad (3.47)$$

onde $\mathbf{C}_p^T = A_i\epsilon^T/L_i$ é a matriz de capacitância, $Y_{eq} = aA\epsilon^T\mathbf{L}$ é a admitância geral obtida por

$$Y_{eq}(\omega) = Y_p(\omega) + Y_{sh}(\omega), \quad (3.48)$$

onde $Y_p(\omega)$ e $Y_{sh}(\omega)$ são as admitâncias do circuito piezoelétrico e *shunt*, respectivamente. Cada admitância vem da relação inversa da impedância $Y_{eq}(\omega) = Z_{eq}^{-1}(\omega)$, no entanto, elas são dependentes da relação de tensão e corrente do sistema. Portanto, a conformidade piezoelétrica com o circuito *shunt* produz a seguinte relação entre tensões e deformações mecânicas

$$s_{jj}^{SH} = s_{jj}^E [1 - k_{ij}^2 \bar{Z}_{ieq}] \quad (3.49)$$

onde s_{jj}^{SH} é a complacência do circuito de derivação acoplado ao piezoelétrico, $k_{ij} = d_{ij} \sqrt{s_{jj}^E \epsilon_i^T}$ é o coeficiente de acoplamento eletromecânico e $\bar{Z}_{ieq}$ é a matriz de impedância adimensional obtida pela razão entre a impedância geral e a impedância do piezoelétrico.

Essas relações de acoplamento e impedância influenciam diretamente o valor do módulo de Young da estrutura carregada na direção j e defletida na direção i , conforme

mostrado na equação a seguir

$$E_{jj}^{SH} = E_{jj}^D \frac{1 - k_{ij}^2}{1 - k_{ij}^2 \bar{Z}_{ieq}} \quad (3.50)$$

onde E_{jj}^D e E_{jj}^{SH} são os módulos de Young do circuito piezoelétrico e do circuito *shunt*, respectivamente. O ajuste desses módulos de Young pode definir características específicas para o comportamento dinâmico da estrutura. Portanto, o acoplamento do piezoelétrico à estrutura tem influência no comportamento dinâmico (FORWARD, 1979).

Com as relações constitutivas entre o circuito piezoelétrico e o circuito *shunt*, é possível, por meio da relação de energia de Hamilton (Eq. 3.20), chegar à seguinte equação do movimento do feixe com uma camada de piezoelétrico conectada a um circuito elétrico *shunt*

$$\begin{aligned} EIW''''(t) + \rho A \ddot{w}(t) + \Gamma V(t) &= -\alpha \ddot{u}_b'(t) + \beta u_b'''(t) + \gamma \ddot{w}''(t) \\ EAu_b''(t) - \rho A \ddot{u}_b(t) + \Gamma V(t) &= -\alpha \dot{w}'(t) + \beta w'''(t) \\ + \Gamma \dot{x}(t) + C_p^T V(t) &= I(t) \end{aligned} \quad (3.51)$$

onde $\Gamma = A(h_{31}/\beta_{33}^S)/L$ é o fator de acoplamento, $C_p^T = A(C_{11}^D - h_{31}^2/\beta_{33}^S)$ é a capacitância piezoelétrica, I é a corrente e V é a diferença de potencial elétrico, que está relacionada à impedância da seguinte forma $V(\omega) = Z_{eq}(\omega)I(\omega)$.

Substituindo a corrente que flui na Eq. 3.51, a tensão pode ser reescrita no domínio da frequência em termos da impedância da seguinte forma

$$V(\omega) = \frac{j\omega \Gamma x(\omega)}{-j\omega C_p^T + 1/Z_{eq}} \quad (3.52)$$

Substituindo Eq. 3.52 em Eq. 3.51 e reorganizando a equação do movimento, obtém-se a equação do movimento espectral eletromecânica global

$$\left[\mathbf{S}_{BP}(\omega) + \omega_n^2 \mathbf{S}_{SH}^2(\omega) \left(\frac{1}{i\omega_n + 1/Z_{eq}(\omega)} \right) \right] \mathbf{d}(\omega) = \mathbf{f}(\omega) \quad (3.53)$$

onde $\mathbf{S}_{BP}(\omega)$ e $\mathbf{S}_{SH}(\omega)$ são a matriz de rigidez dinâmica de uma viga com matriz piezoelétrica e do circuito *shunt* ressonante, respectivamente, relacionadas aos deslocamentos nodais $\mathbf{d}(\omega)$ e forças $\mathbf{f}(\omega)$.

Como não há operadores derivativos ou energia elétrica alimentando o sistema, o circuito *shunt* parte da relação entre a corrente e as impedâncias gerais. Portanto, a Eq. 3.53 pode ser representada com a seguinte expressão

$$[\mathbf{S}(\omega) + \mathbf{S}_{SH}] \mathbf{d} = \mathbf{f}(\omega) \quad (3.54)$$

onde $\mathbf{S}_{SH}$ é definido por

$$\mathbf{S}_{SH}(\omega) = \begin{bmatrix} \chi_N N_w(x_0; \omega) \\ 0 \\ -\chi_M N_w(x_0; \omega) \\ -\chi_N N_w(x_0; \omega) \\ 0 \\ \chi_M N_w(x_0; \omega) \end{bmatrix} \quad (3.55)$$

Dependendo da relação nodal da Eq. 3.12, o componente espectral W pode ser substituído pela função de forma e pelo vetor deslocamento. Assim, as relações de forças e momentos nodais do piezoelétrico são dadas por

$$\chi_N N_w(x_0; \omega) \mathbf{d} = \frac{k_{ij}^2 i\omega Z^{EL} b_p d_{31} E_p}{1 + i\omega C_p^T Z^{EL}} = N_p \quad (3.56)$$

$$\chi_M N_w(x_0; \omega) \mathbf{d} = \frac{k_{ij}^2 i\omega Z^{EL} h b_p d_{31} E_p}{2 + 2i\omega C_p^T Z^{EL}} = M_p \quad (3.57)$$

3.3 Configuração Eletromecânica

Em elementos onde os materiais piezoelétricos são acoplados a uma viga (beam-piezo), é importante considerar não apenas a relação de acoplamento entre a viga e o piezo, mas também o efeito oriundo da conexão do circuito elétrico *shunt* ao material piezoelétrico. Este circuito pode consistir em várias combinações de componentes passivos, como resistores, indutores, diodos e capacitores (DAVIS; LESIEUTRE, 1995). Cada componente influencia a dinâmica do sistema piezoelétrico de certa forma e, conseqüentemente, a vibração da estrutura em questão. Analogamente a um sistema de absorvedores mecânicos, um resistor funciona de forma semelhante a um amortecedor, um indutor a uma massa e um capacitor a uma mola (FORWARD, 1979). Conectar um resistor diretamente ao piezo dissipa energia elétrica, induzindo assim a redução do deslocamento no sistema.

Existem certas dependências nos arranjos dos componentes dos circuitos *shunt* que podem caracterizar um tipo específico de controle vibracional. Geralmente, esses circuitos tendem a ser nomeados com base na predominância de elementos resistivos, indutivos, capacitivos ou de comutação (GRIPP; RADE, 2018). Além disso, a capacitância piezoelétrica pode estar sujeita a ser influenciada por condições de circuito aberto, curto-circuito ou pelo próprio circuito *shunt* (HAGOOD; FLOTOW, 1991). Para casos com estresse mecânico constante, as impedâncias de curto-circuito e circuito aberto são

$$_{Curto} Z_{eq} = 0, \quad _{Aberto} Z_{eq} = i\omega C_p^T \quad (3.58)$$

Entendendo o impacto que cada componente exerce sobre formulações dinâmicas, pode-se afirmar que diferentes topografias de circuitos elétricos podem resultar em impedâncias elétricas específicas para um dado controle de vibração. Neste trabalho, algumas dessas topografias serão analisadas a fim de comparar qual exerce melhor controle sobre tremores humanos na condição de repouso. Essas topografias são ilustradas na Fig. 3.6.

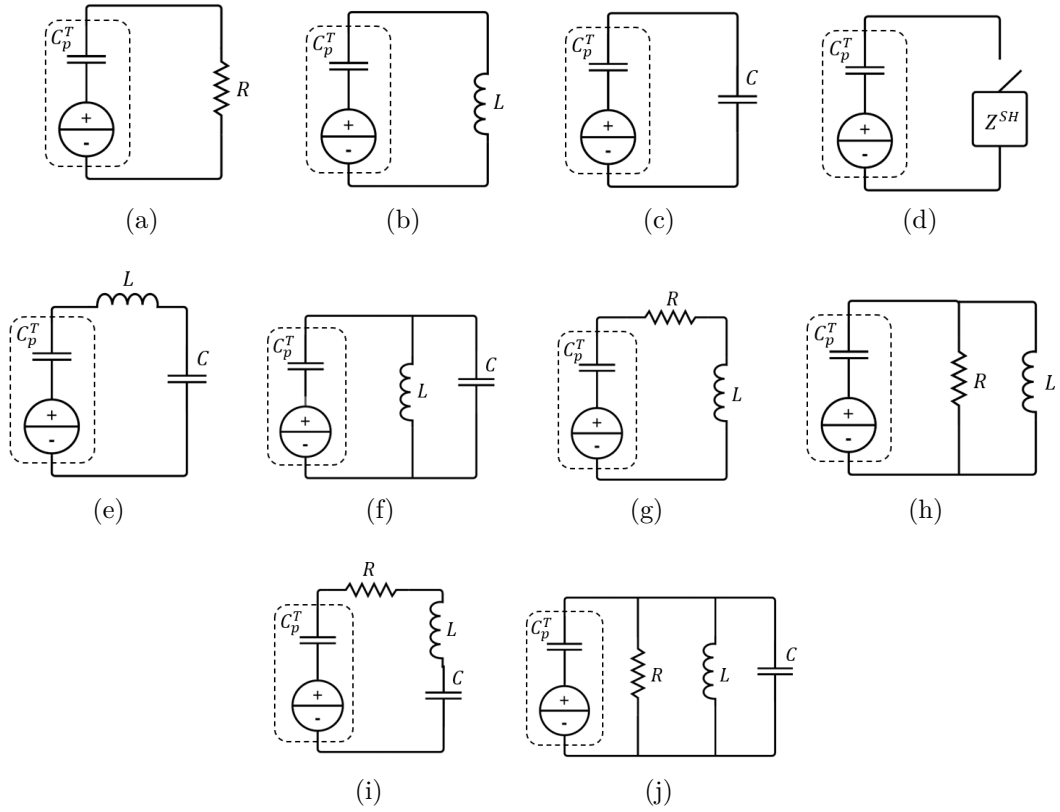


Figura 3.6 – Topografias de circuitos *shunt*: a) resistivo puro; b) indutivo puro; c) capacitivo puro; d) comutação; e) LC em série; f) LC em paralelo; g) RL em série; h) RL em paralelo; i) RLC em série; j) RLC em paralelo.

Na Figura 3.6, estão apresentadas as topologias dos circuitos *shunt* utilizados neste estudo. Os retângulos tracejados representam o piezoelétrico, enquanto os componentes R , L e C correspondem, respectivamente, à resistência, indutância e capacitância do circuito *shunt*. A Figura 3.6a ilustra o circuito *shunt* resistivo puro, cuja impedância resistiva total é

$$Z_{eq} = \frac{1}{i\omega C_p^T + 1/R} \quad (3.59)$$

Ao contrário do circuito puramente resistivo, o circuito puramente indutivo (Fig. 3.6b) apresenta uma admitância *shunt* exclusivamente imaginária $Y_{SH} = 1/i\omega L$, onde, desconsiderando a resistência interna do piezoelétrico, também temos uma impedância geral indutiva exclusivamente imaginária, conforme segue

$$Z_{eq} = \frac{i\omega L}{-\omega^2 L C_p^T + 1} \quad (3.60)$$

O circuito *shunt* puramente capacitivo na Fig. 3.6c é similar ao puramente indutivo, no que diz respeito ao fato de ter uma parte real nula. No entanto, a admitância deste circuito apresenta a mesma forma da admitância do piezoelétrico considerado, o que sugere a seguinte relação geral de impedância capacitiva

$$Z_{eq} = \frac{1}{i\omega C_p^T + i\omega C} \quad (3.61)$$

Para circuitos *shunt* com elementos indutivos e capacitivos (LC), estabelece-se uma componente imaginária complexa predominante. As Figuras 3.6e e 3.6f mostram os intervalos de controle associados à frequência para as admitâncias em série $Y_{SH} = 1/(i\omega L + 1/i\omega C)$ e em paralelo $Y_{SH} = 1/i\omega L + i\omega C$ dos circuitos. A partir dessas admitâncias, é possível expressar as impedâncias gerais para circuitos LC em série e paralelo como

$$\text{Series } Z_{eq} = \frac{i\omega L + (1/i\omega C)}{-\omega^2 LC_p^T + (i\omega C_p^T/i\omega C) + 1} \quad (3.62)$$

$$\text{Parallel } Z_{eq} = \frac{i\omega L}{1 - \omega^2 LC - \omega^2 LC_p^T} \quad (3.63)$$

As Figuras 3.6g e 3.6h mostram os circuitos *shunt* com elementos resistivo-indutivos (RL). As admitâncias dos circuitos para a configuração $Y_{SH} = 1/(R + i\omega L)$ e paralelo $Y_{SH} = 1/i\omega L + 1/R$ resultam nas seguintes impedâncias gerais

$$\text{Series } Z_{eq} = \frac{R + i\omega L}{1 - \omega^2 LC_p^T + i\omega RC_p^T} \quad (3.64)$$

$$\text{Parallel } Z_{eq} = \frac{i\omega RL}{i\omega L + R - \omega^2 RLC_p^T} \quad (3.65)$$

Os circuitos *shunt* das Figuras 3.6i e 3.6j são semelhantes aos circuitos RL e LC, no entanto, possuem todos os componentes passivos. As admitâncias para a relação em série $Y^{SH} = 1/(R + i\omega L + 1/C)$ e em paralelo $Y^{SH} = 1/R + 1/i\omega L + i\omega C$ geram as respectivas relações de impedância

$$\text{Series } Z_{eq} = \frac{R + i\omega L + (1/i\omega C)}{1 + i\omega C_p^T(R + i\omega L + (1/i\omega C))} \quad (3.66)$$

$$\text{Parallel } Z_{eq} = \frac{i\omega L}{i\omega L(i\omega C_p^T + i\omega C) + (i\omega L/R) + 1} \quad (3.67)$$

A Figura 3.6d representa o circuito *shunt* com comutação, também conhecido como *switch shunt*, que é uma exceção entre os circuitos passivos comuns. Tipicamente, as aplicações de *switch shunt* envolvem vários outros componentes ativos, como amplificadores, diodos e até microcontroladores. Portanto, os controles com elementos de comutação são geralmente classificados como semi-passivos, ativos ou semi-ativos, uma vez que requerem energia elétrica para operar.

Geralmente, para circuitos *shunt* com predominância de componentes indutivos, a seguinte relação é considerada para determinar a frequência de sintonização

$$\omega_{control} = \frac{1}{\sqrt{LC_p^T}} \quad (3.68)$$

Para um circuito multi *shunt* ressonante, a impedância elétrica equivalente é calculada como a soma das impedâncias equivalentes sintonizadas para diferentes frequências de projeto, como $Z_{eq}(\omega) = Z_{eq1}(\omega) + Z_{eq2}(\omega) \cdots + Z_{eqn}(\omega)$. Portanto, as frequências combinadas do circuito multi *shunt* ressonante podem ser definidas pela seguinte relação

$$\omega_{control} = \sqrt{\frac{1}{L_1 C_p^T}}, \sqrt{\frac{1}{L_2 C_p^T}}, \cdots \sqrt{\frac{1}{L_n C_p^T}} \quad (3.69)$$

3.3.1 Indutância Sintética

De acordo com a literatura, o uso de circuitos *shunt* ressonantes permite a sintonia para qualquer frequência alvo, no entanto, existem algumas limitações pertinentes à viabilidade de atenuar essa sintonia, como as propriedades piezoelétricas, mecânica de acoplamento, interferência eletromagnética, a escolha de frequências baixas e outros fatores dinâmicos/eletroeletrônicos (CORR, 2002; SANTANA, 2007; GANG et al., 2011; GRIPP; RADE, 2018). Nesse sentido, para situações em que há a necessidade de sintonizar uma frequência baixa, provavelmente será necessário o uso de uma indutância sintética, que evitará a ocorrência de interferência eletromagnética comumente causada por uma bobina indutiva. Além disso, a não utilização de bobinas permite um aspecto mais compacto para a adoção do circuito em áreas pequenas.

Alguns trabalhos focados no controle de vibração, abordaram a utilização do circuito Antoniou como uma das melhores configurações para representar uma indutância sintética no circuito ressonante conectado a um material piezoelétrico (WANG; CHEN; WEN, 2010; MACHADO; FABRO; MOURA, 2019; MOURA et al., 2022; LESIEUTRE, 1998; MACHADO et al., 2022; YAMADA et al., 2010). Entretanto, trabalhos como Viana e Steffen (2006) e Zambolini-Vicente, Lima e Neto (2016) argumentam que existem vários outros tipos de indutâncias sintéticas que podem ser aplicadas a essa funcionalidade. Nesse aspecto, o presente trabalho tem como objetivo investigar três tipos de indutâncias sintéticas para verificar qual delas apresenta melhor comportamento no dispositivo de controle de tremores. Essas indutâncias são formadas pelos circuitos conhecidos na literatura como Antoniou; Riordan; e Gyrator.

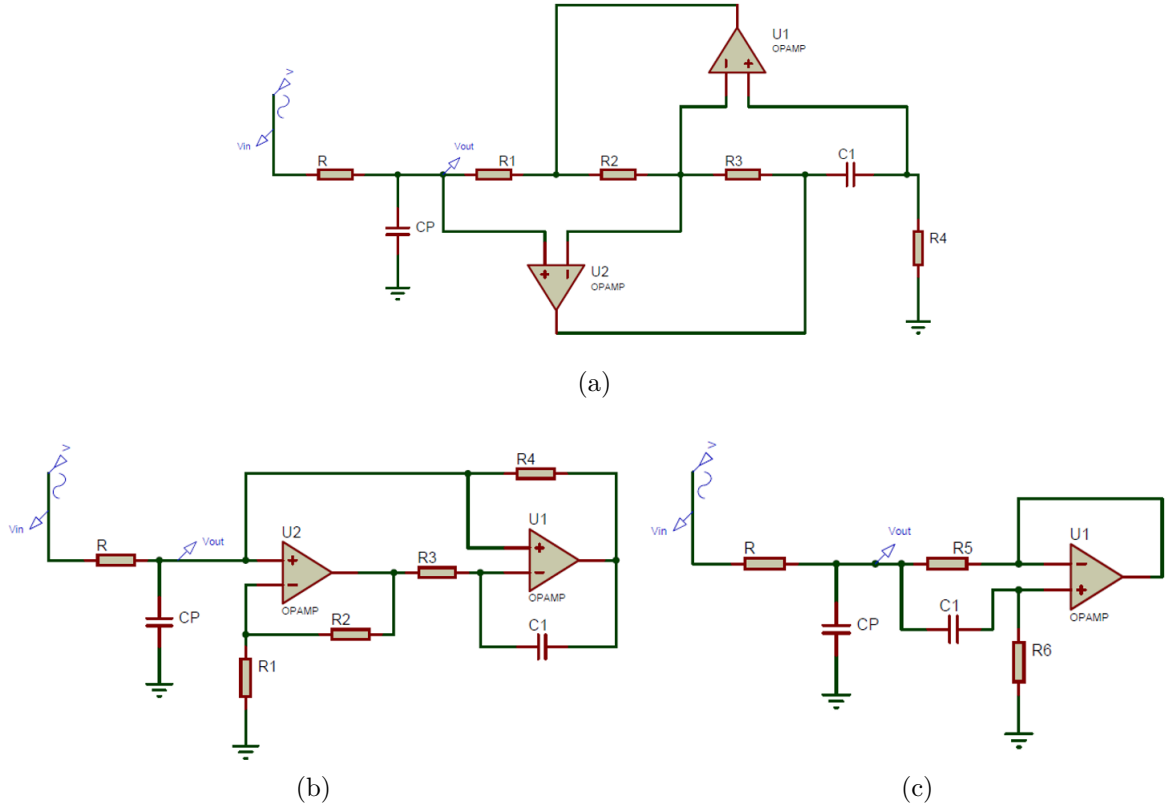


Figura 3.7 – Topografia das indutâncias sintéticas: a) circuito de Antoniou; b) circuito de Riordan; c) circuito Gyrator.

Os indutores sintéticos dos circuitos Antoniou (Fig. 3.7a) e Riordan (Fig. 3.7b) podem ser definidos pelo mesmo cálculo. Portanto, podemos definir a indutância desses circuitos com

$$L = \frac{R_1 R_2 R_3 C_1}{R_2} \quad (3.70)$$

Para o circuito Gyrator (Fig. 3.7c), há uma interpretação diferente para calcular a indutância. A seguinte expressão é considerada

$$L = R_5 R_6 C_1 \quad (3.71)$$

Para um circuito multi-*shunt* ressonante com indutância sintética, a impedância elétrica equivalente é calculada com a soma das impedâncias equivalentes sintonizadas em diferentes frequências de projeto. De acordo com a literatura, o caso do circuito Antoniou é um dos melhores para esse efeito de multipropósito, sua topografia é representada na Fig. 3.8.

A escolha das frequências combinadas do circuito *shunt* multi ressonante podem ser definidas com a seguinte relação

$$\omega_{control} = \sqrt{\frac{1}{(R_1 R_3 R_4 C_1 / R_2) C_P^T}}, \sqrt{\frac{1}{(R_6 R_8 R_4 C_2 / R_7) C_P^T}}, \sqrt{\frac{1}{(R_{10} R_{12} R_9 C_3 / R_{11}) C_P^T}} \quad (3.72)$$

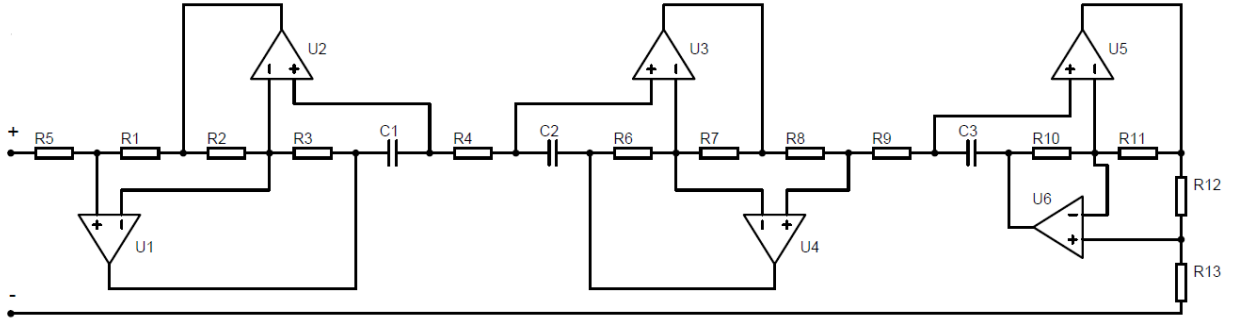


Figura 3.8 – Topografia do circuito *shunt* multi ressonante composto por elementos resistivos-indutivos em série programado para atenuar 3 frequências de projeto. A indutância utilizada é adaptada do circuito de Antoniou.

Com a indutância sintética definida, pode-se obter a impedância com seguinte relação equivalente

$$Z_{in}(\omega, \theta) = i\omega L_{eq}(\theta) \quad (3.73)$$

A função de transferência, também conhecida como ganho de circuito, de qualquer circuito *shunt* pode ser definida com a razão entre a tensão de entrada e saída. Então, no caso ressonante, temos

$$\text{Gain}(\omega) = \frac{1}{1 + i(1/R)(\omega L_{eq}(\theta) - (1/\omega C_P^T))} \quad (3.74)$$

3.4 Implementação da Doença de Parkinson no Modelo

Nesta tese, utiliza-se o modelo harmônico de [Bo, Poignet e Geny \(2010\)](#) para simular sinais de tremor parkinsoniano. Esse modelo parte da premissa de que o sinal pode ser descrito como periódico, o que permite sua representação por meio da série de Fourier. Apesar do tremor não se caracterizar como um sinal periódico típico, sua frequência dominante varia de forma lenta ao longo do tempo. Essa característica torna viável a aplicação do modelo harmônico como uma aproximação adequada do sinal real de tremor.

No geral, a DP pode ser interpretada por uma força $\mathbf{f}(\omega)$ que contém os momentos de entrada devido à ativação dos músculos do ombro e do cotovelo, modelando a doença que induz os tremores. A teoria dos efeitos da DP na função dos membros examina como a doença influencia a coordenação e o movimento muscular. Ela considera aspectos biológicos da estrutura e função muscular, bem como a dinâmica do sistema musculoesquelético. A estrutura integra o conhecimento relacionado a como o sistema nervoso se adapta para utilizar as características da mecânica muscular e dos membros e avalia a influência da doença de Parkinson nas vias neurais e no controle motor. O modelo numérico e experimental dinâmico das forças da doença de Parkinson foi explorado em ([DONG, 2021](#);

GEBAI et al., 2016). A força $f_{1,2,3}$ é assumida como os momentos de entrada devido à ativação dos músculos do ombro, bíceps, cotovelo e punho, respectivamente. Esses momentos são acionados nas três primeiras frequências de ressonância do sistema primário como uma função harmônica tripla representando o tremor de repouso. Portanto, a força estacionária determinística adotada para modelar o efeito PD no membro superior é expressa matematicamente como uma função periódica, que permanece constante ao longo do tempo em amplitude, frequência e fase. A fórmula geral para uma força estacionária determinística é

$$\mathbf{f}(t) = [f_1(t), f_2(t), f_3(t)]^T, \quad (3.75)$$

onde

$$\mathbf{f}_{1,2,3} = A_1 \sin(\omega_1 t + \phi_1) + A_2 \sin(\omega_2 t + \phi_2) + A_3 \sin(\omega_3 t + \phi_3) \quad (3.76)$$

para $\omega_1 = \omega_{n1}$, $\omega_2 = \omega_{n2}$, e $\omega_3 = \omega_{n3}$, onde ω é a frequência de condução dos músculos e ω_n é a frequência natural do sistema primário. $A_1 = A_2 = A_3 = 30 \text{ N}$ são a amplitude do sinal, e ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3 são a fase de cada sinal. Basicamente, f_1 , f_2 e f_3 representam a excitação de entrada nas articulações do ombro, cotovelo e punho.

4 Controle Passivo de Vibrações com Metaestruturas

Neste capítulo são apresentados os resultados que ilustram o comportamento dinâmico de metaestruturas do tipo viga com piezoelétricos acoplados em configuração unimorfo, onde cada piezoelétrico está conectado a um tipo de circuito *shunt*. O objetivo deste capítulo é elucidar as possibilidades de controle vibracional passivo com a periodicidade da metaestrutura em função dos piezoelétricos e dos respectivos circuitos *shunt*, focando na investigação da melhor forma capaz de gerar *bandgap*, ou seja, gerar uma maior zona de atenuação. Dessa forma, na seção 4.1 são apresentadas três investigações vibracionais para uma mesma metaestrutura, são elas: subseção 4.1.1, que demonstra quais são os efeitos vibracionais causados na metaestrutura quando a mesma é conectada a seis diferentes circuitos *shunt*; subseção 4.1.2, que expõe algumas melhorias de *setup* no circuito para possibilitar *bandgaps* mais largos; e subseção 4.1.3, que aborda sobre a possibilidade de erro na sintonização dos circuitos *shunt*, em decorrência da variabilidade dos componentes elétricos. Por último, este capítulo apresenta um compilado de resultados experimentais (seção 4.2), a fim de validar as abordagens simuladas na seção anterior.

4.1 Metaestrutura Piezoelétrica

A metaestrutura deste trabalho é formada por uma junção de elementos piezoelétricos acoplados periodicamente em elementos de viga, e cada piezoelétrico é conectado a um circuito elétrico do tipo *shunt*. Parte das propriedades e geometrias adotadas nesta seção foram diretamente extraídas de trabalhos como o de Lee e Kim (2000) e Lee (2000), visto a necessidade de validação do comportamento vibracional obtido pelo acoplamento da viga com piezoelétrico sem o controle. Logo, os materiais piezoelétricos utilizados apresentam o valor de constante dielétrica $d_{31} = -175e^{-12}m/V$, um coeficiente de acoplamento $k_{31} = 0.31$ e uma capacitância interna de $C_p^T = 200nF$. As demais propriedades físicas e geométricas da viga e dos piezoelétricos, estão representados na Tabela 3.

Tabela 3 – Propriedades e características geométricas adotadas para viga e piezoelétrico.

Propriedades	Viga	Piezoelétrico
Comprimento $[m]$	0.5	0.036
Largura $[m]$	0.0127	0.0127
Espessura $[m]$	0.002286	0.000762
Módulo de Young $[GPa]$	71	64.9
Densidade $[kg/m^3]$	2700	7600

As simulações realizadas neste capítulo utilizaram os *softwares* MatLab, PSIM e ELVISmx SFP, resultando em análises de comportamento vibracional (receptâncias, transmitância, inertâncias, mapas de frequência), propagação de ondas (diagramas de dispersão) e elétricas (voltagem, diagrama de bode e impedância). Inicialmente, optou-se por compreender todo o comportamento em baixa, média e até alta frequência, logo a banda de frequência analisada compreende uma faixa entre 1 a 6000 Hz, com passos de no máximo 10 Hz. A metaestrutura analisada compreende uma condição de contorno do tipo livre-livre, tendo uma excitação unitária localizada no penúltimo Grau de Liberdade (GDL) da estrutura (*Driving point*), conforme mostra a Figura 4.1.

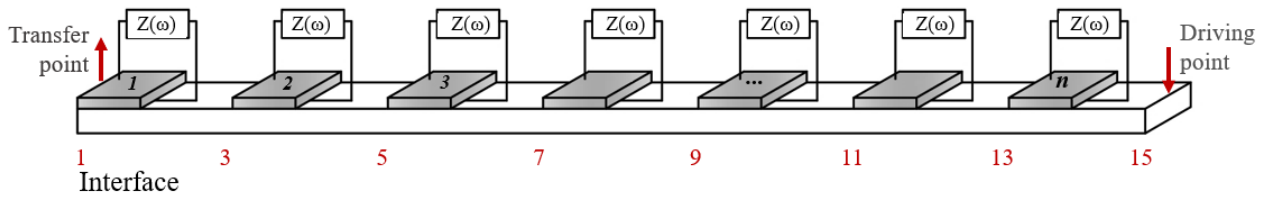


Figura 4.1 – Ilustração da metaestrutura analisada.

A metaestrutura analisada neste trabalho, representada na Figura 4.1, utiliza 7 pastilhas de piezoelétricos idênticos arranjados em periodicidade ao longo da viga. Essa configuração trata, basicamente, de uma relação dinâmica entre os elementos do tipo viga e viga com uma camada de material piezoelétrico (configuração unimórfica), semelhante ao que foi representado no capítulo 3. Em resumo, a estrutura é composta por 14 elementos unidos que totalizam 15 nós, onde cada nó apresenta 3 GDLs associados a rotação, deslocamento transversal e deslocamento axial.

4.1.1 Análise de diferentes circuitos *shunt* na metaestrutura

Dando continuidade ao trabalho de Moura (2021), a primeira análise dessa tese consiste em explorar o comportamento vibracional da metaestrutura quando combinada aos circuitos elétricos *shunt* básicos que utilizam apenas elementos passivos, conforme ilustra a Figura 3.6. Nesse sentido, foram considerados os cálculos das impedâncias equivalentes (Equações 3.59 até 3.64) para expressar o comportamento elétrico de cada circuito *shunt* que será conectado a metaestrutura. Os comportamentos dessas impedâncias, parte imaginária, podem ser observados na Figura 4.2.

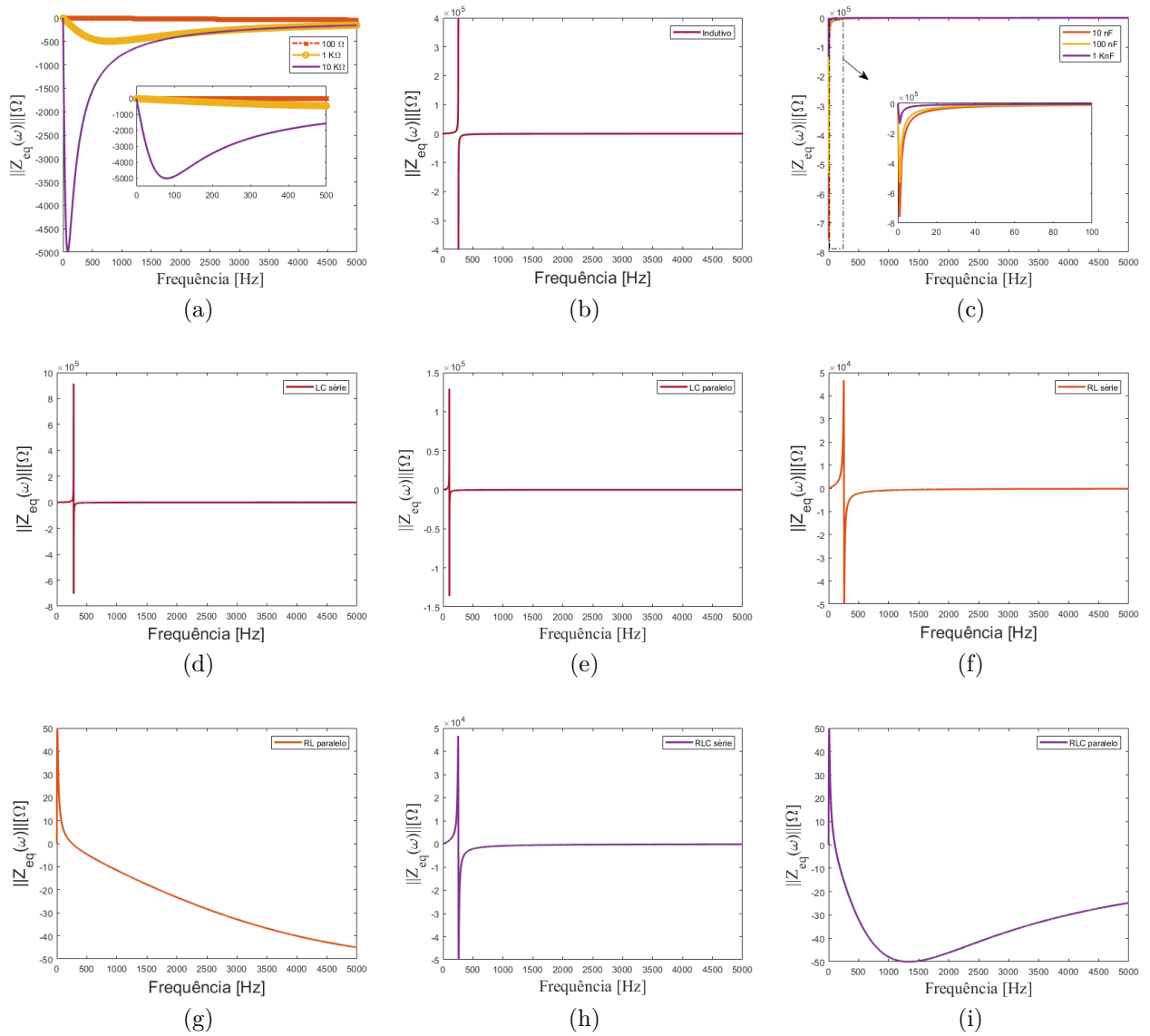


Figura 4.2 – Parte imaginária das impedâncias equivalentes em função da frequência dos circuitos *shunt* do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.

Na Figura 4.2a está relatada a impedância elétrica do circuito *shunt* resistivo puro, onde a linha roxa equivale ao circuito com uma resistência de $10K\Omega$, a linha amarela com bolinhas retrata o circuito com uma resistência de $1K\Omega$ e a linha laranja tracejada com "x" refere-se ao circuito com uma resistência de 100Ω . Na Figura 4.2b consta a impedância do circuito indutivo puro, sintonizado em $256Hz$. Já na Figura 4.2c consta a impedância do circuito capacitivo puro com capacitâncias de $10nF$, $100nF$ e $1KnF$ correspondentes as linhas laranja, amarela e roxa, respectivamente.

Nas Figuras 4.2d e 4.2e estão representadas as impedâncias elétricas dos circuitos indutor-capacitor (LC) em série e paralelo, nessa ordem. Ambos utilizaram uma capacitância de $1KnF$ e uma indutância para atuar em $256Hz$. Com os mesmos valores de indutância e capacitância foram simuladas as impedâncias dos circuitos resistor-indutor

(RL) (Figuras 4.2f e 4.2g) e resistor-indutor-capacitor (RLC) (Figuras 4.2h e 4.2i), ambos em condições de arranjo em série e paralelo, respectivamente.

As impedâncias elétricas oriundas de cada configuração, aqui abordadas, apresentam particularidades distintas umas das outras, com exceção dos casos RL e RLC em série. Cada elemento de resistência, indutância, capacitância e suas combinações promovem sintonizações específicas, defasagens e efeitos análogos aos observados em filtros elétricos. Assim, com o intuito de investigar como essas particularidades podem influenciar a dinâmica vibracional da metaestrutura, tais configurações foram implementadas individualmente em cada piezoelétrico. Os efeitos resultantes podem ser observados na Figura 4.3.

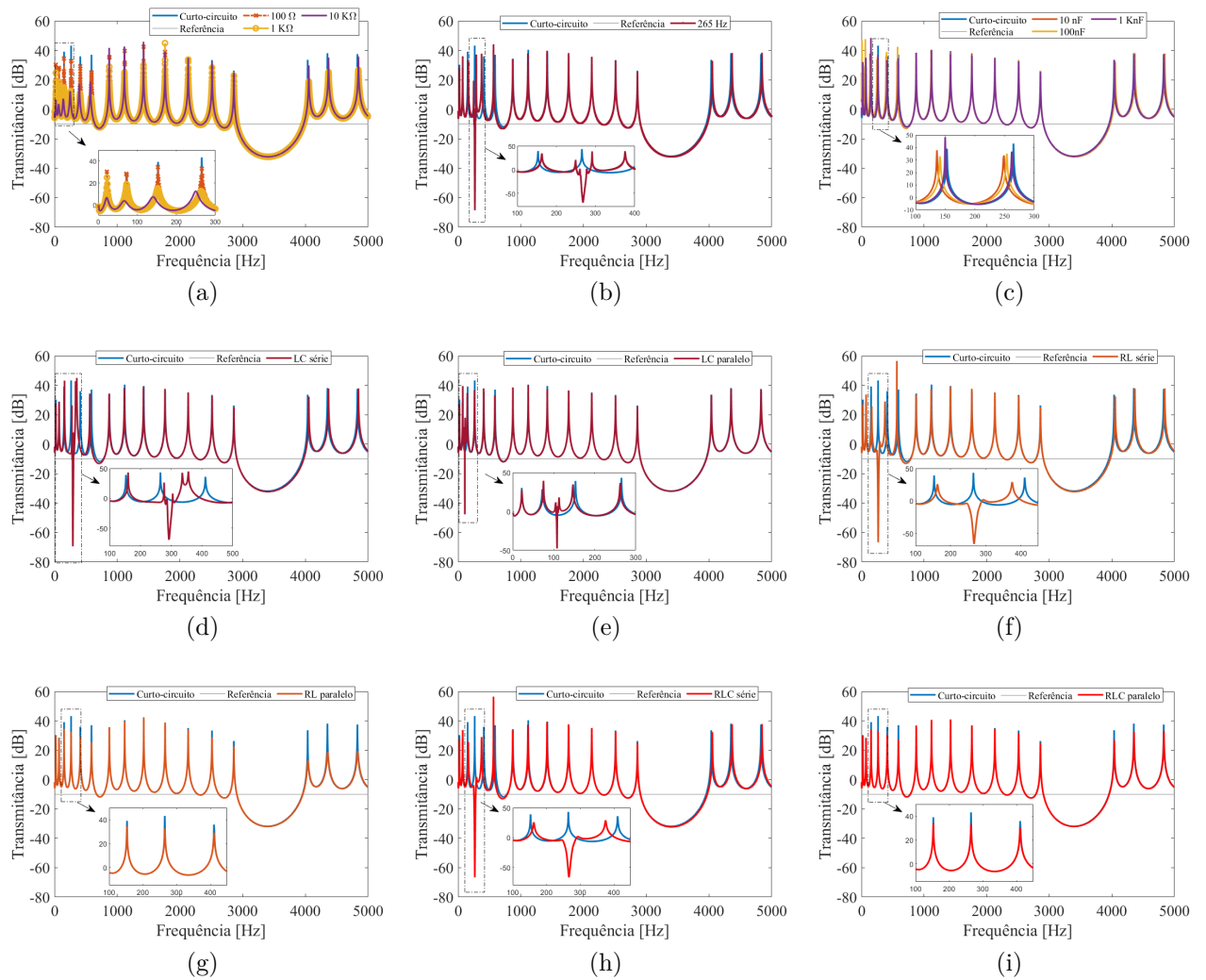


Figura 4.3 – Transmitância em função da frequência da metaestrutura conectada a circuitos *shunt* do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.

Na Figura 4.3 estão representadas as transmitâncias da metaestrutura conetada a diferentes circuitos *shunt*. A transmitância é definida como a razão entre a amplitude da força excitadora aplicada em uma extremidade do sistema e a resposta obtida na extremidade oposta. Em essência, essa relação expressa a capacidade da metaestrutura de

transmitir energia mecânica ao longo de sua extensão.

Na Figura 4.3a está relata a transmitância da metaestrutura conectada com o circuito *shunt* resistivo puro, onde a linha roxa equivale ao circuito com uma resistência de $10K\Omega$, a linha amarela com bolas retrata o circuito com uma resistência de $1K\Omega$ e a linha laranja tracejada com "x" refere-se ao circuito com uma resistência de 100Ω . Observando as três resistências simuladas, percebe-se que os picos das amplitudes, principalmente os iniciais, sofrem atenuação a cada valor maior de resistor. Logo, conclui-se que esse tipo de circuito implementa na dinâmica vibracional da metaestrutura um efeito semelhante ao acréscimo de amortecimento.

Na Figura 4.3b consta a transmitância da metaestrutura conectada com o circuito indutivo puro, sintonizado em $256Hz$. Esse circuito retoma um efeito parecido ao de um absorvedor dinâmico de vibrações, ocasionando com que o modo de vibrar localizado em $256Hz$ seja dividido em dois novos modos menores. Logo, compreende-se que a indutância traz um efeito dinâmico semelhante a adição de uma "massa sintonizada" na metaestrutura.

Já na Figura 4.3c consta a transmitância da metaestrutura conectada com o circuito capacitivo puro, onde as capacitâncias de $10nF$, $100nF$ e $1KnF$ correspondem as linhas laranja, amarela e roxa, respectivamente. O efeito oriundo da capacitância é percebido como uma leve alteração nas frequências naturais da metaestrutura, o que remete dizer que a capacitância promove um efeito dinâmico semelhante a adição de rigidez na metaestrutura.

Nas Figuras 4.3d e 4.3e estão representadas as transmitâncias da metaestrutura conectada aos circuitos indutor-capacitor (LC) em série e paralelo, nessa ordem. Ambos utilizaram uma capacitância de $1KnF$ e uma indutância para atuar em $256Hz$. Com os mesmos valores de indutância e capacitância foram simuladas as transmitâncias da metaestrutura conectada aos circuitos resistor-indutor (RL) (Figuras 4.3f e 4.3g) e resistor-indutor-capacitor (RLC) (Figuras 4.3h e 4.3i), ambos em série e paralelo, com uma resistência de 100Ω . Ao comparar todos esses circuitos, percebe-se que os circuitos com componente resistivo (RL e RLC) se mostram mais eficientes para a geração de atenuação do que o circuito LC, mas somente a configuração em série. Basicamente, a atenuação garantida pelo circuito RL é igual a do RLC, porém o local onde a atenuação ocorre pode sofrer alterações a depender do valor da capacitância.

Os efeitos vibracionais causados pelas conexões dos circuitos *shunt* na metaestrutura podem ser analisados em outra perspectiva através dos mapas de transmitância, conforme mostra a Figura 4.4. Em resumo, os mapas de transmitância demonstram como a transmitância, em função da frequência, está acontecendo ao longo dos nós da metaestrutura, ou seja, como a energia está se propagando de forma espacial em cada ponto da metaestrutura.

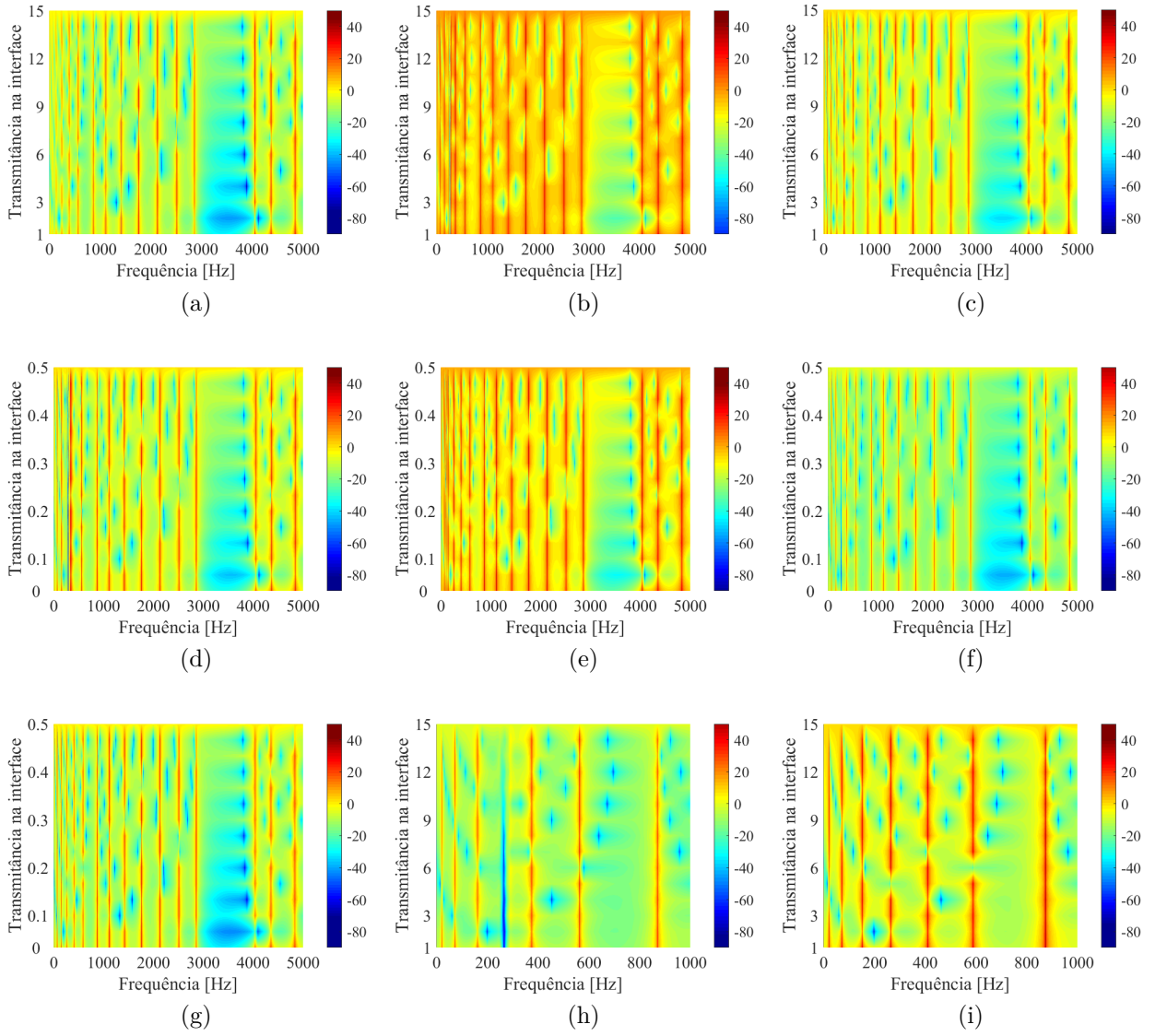


Figura 4.4 – Mapa de transmitância, em função da frequência e do número de nó, da metaestrutura conectada a circuitos *shunt* do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.

As Figuras 4.4a, 4.4b e 4.4c apresentam os mapas de transmitância da metaestrutura conectada aos circuitos *shunt* resistivo de $10K\Omega$, indutivo sintonizado em $256Hz$ e capacitivo de $1KnF$, respectivamente. Utilizando os mesmos valores de indutância e capacitância, as Figura 4.4d e 4.4e correspondem aos mapas da metaestrutura conectada aos circuitos *shunt* indutivo-capacitivo em série e paralelo, nessa ordem. Já com a resistência de 100Ω , as Figuras 4.4f, 4.4g, 4.4h e 4.4i demonstram os mapas da metaestrutura conectada aos circuitos *shunt* RL em série, RL em paralelo, RLC em série e RLC em paralelo, respectivamente.

Os efeitos vibracionais observados nos mapas da Figura 4.4 são semelhantes aos vistos na Figura 4.3, porém nos casos que envolvem os circuitos com elementos indutivos (Figuras 4.4d, 4.4f e 4.4h) percebe-se que a atenuação vai sofrendo uma diminuição na

intensidade a partir do 8º nó da metaestrutura. Tal efeito dependente da quantidade de resistência utilizada no circuito, da sintonização no modo de vibrar e das características dissipativas de propagação de energia que a metaestrutura possui.

Uma abordagem alternativa para analisar os efeitos vibracionais decorrentes da conexão dos circuitos *shunt* pode ser obtida por meio do estudo da propagação de ondas na estrutura. Nesse contexto, a Figura 4.5 apresenta o diagrama de dispersão, evidenciando como a relação frequência e número de onda k (e as velocidades de fase e grupo resultantes) determina o comportamento da propagação ao longo da metaestrutura.

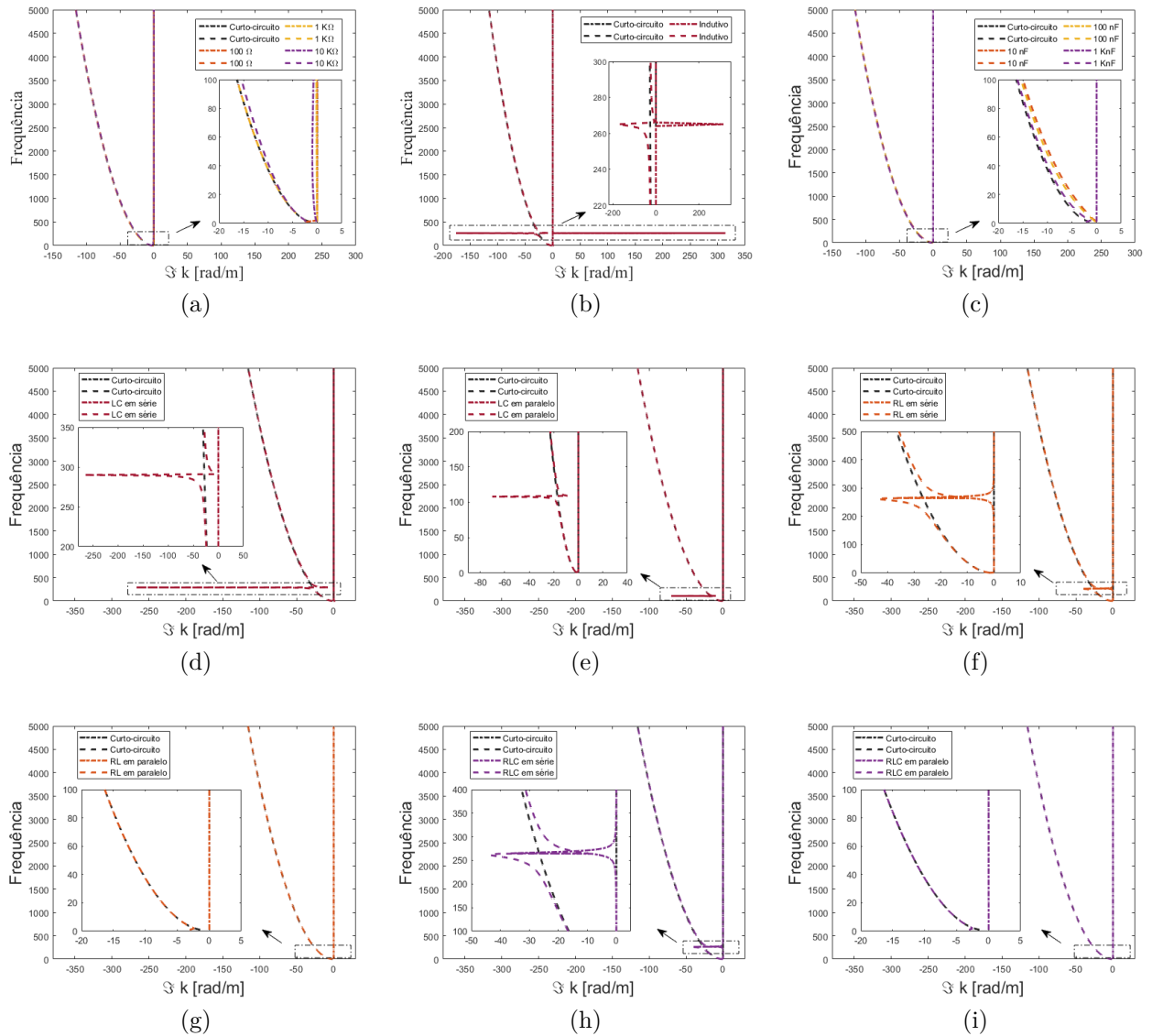


Figura 4.5 – Diagrama de dispersão em função da frequência da metaestrutura conectada a circuitos *shunt* do tipo: a) resistivo; b) indutivo; c) capacitivo; d) LC em série; e) LC em paralelo; f) RL em série; g) RL em paralelo; h) RLC em série; i) RLC em paralelo.

Nos diagramas de dispersão da Figura 4.5, o eixo x representa a frequência das ondas, enquanto o eixo y representa a parte imaginária do número de ondas da metaestrutura. Esses números de ondas podem ser definidos por: longitudinais, aquelas em

que os movimentos de partículas no meio estão na mesma direção da propagação (linhas tracejadas-pontilhadas); e ondas transversais, aquelas que os movimentos de partículas no meio estão na direção transversal à propagação da onda (linhas tracejadas). Além disso, existem também as ondas: propagantes, aquelas que viajam ao longo de toda a estrutura (linhas tracejadas); e as evanescentes, aquelas que decaem rapidamente ao longo da estrutura (linhas tracejadas-pontilhadas).

Nas Figuras 4.5a, 4.5b, 4.5c, 4.5d, 4.5e, 4.5f, 4.5g, 4.5h e 4.5i estão retratadas as propagações das ondas na metaestrutura conectada aos circuitos *shunt* resistivo, indutivo, capacitivo, LC em série, LC em paralelo, RL e série, RL em paralelo, RLC em série e RLC em paralelo, ou seja, os casos equivalentes aos apresentados nas Figuras 4.3a, 4.3b, 4.3c, 4.3d, 4.3e, 4.3f, 4.3g, 4.3h e 4.3i, respectivamente. Em suma, os efeitos oriundos dos circuitos *shunt* coincidem com o esperado, por exemplo, a alteração na propagação da onda acontece especificamente na frequência de projeto do circuito. Contudo, é evidente que apenas os circuitos com elementos indutivos proporcionam uma alteração pontual nas ondas propagantes transversais.

De todo modo, ao analisar os efeitos de ambos os circuitos *shunt* analisados nas Figuras 4.3, 4.4 e 4.5, conclui-se que para a finalidade de atenuação pontual, os circuitos RL e RLC, ambos em série, são mais eficientes do que os demais. Tal eficiência se justifica pelo motivo dos mesmos apresentarem sintonização e atenuação sem gerar novos modos vizinhos ao modo alvo, como acontece nos casos com circuitos indutivo puro e LC em série.

4.1.2 Investigação de otimização na atenuação do circuito *shunt* RL

Algumas otimizações envolvendo materiais piezoelétricos conectados a circuitos *shunt* já foram abordadas na literatura, conforme abordado no cap. 2. Contudo, vale ressaltar que circuitos *shunt* multiressonantes, abordados em trabalhos como os de Wu (1998), Xinjing et al. (2020), Airoidi e Ruzzene (2011a), permitem atenuações em múltiplos modos de vibrar usando apenas um único piezoelétrico. Para isso, esses trabalhos utilizam um conjunto de elementos passivos que formam um filtro ressonante projetado para ser sintonizado especificamente em um ou mais pontos na frequência. Uma outra forma de otimização com piezoelétricos e circuitos *shunt* pode ser observada com o arranjo *rainbow*, abordado em trabalhos como os de Wang et al. (2021), Wei, Chronopoulos e Meng (2021), Ponti et al. (2021). Diferentemente dos circuitos multiressonantes, o arranjo *rainbow* faz uso de circuitos *shunt* ressonantes normais, ou seja, circuitos resistivos-indutivos em série, no entanto, cada circuito é sintonizado em uma frequência distinta e próxima a do circuito anterior e de seu posterior, ocasionando assim um aumento na largura da faixa de atenuação (*bandgap*).

Neste contexto, a otimização adotada nesta subseção está relacionada a utilização de diferentes projetos do circuito *shunt* RL em série para o arranjo *rainbow* e multiressonante, onde o principal objetivo é demonstrar que os efeitos de atenuação podem ser melhores

apenas alterando os valores e a quantidade dos componentes elétricos do circuito, sem necessariamente alterar a quantidade de piezoelétricos acoplados a estrutura. A Figura 4.6b demonstra a metaestrutura na configuração multiressonante, onde cada piezo é conectado a um circuito *shunt* de configuração típica, conforme mostra a Figura 4.6d. Já a Figura 4.6a demonstra a metaestrutura na configuração *rainbow*, onde cada piezo é conectado a um circuito *shunt* ressonante simples.

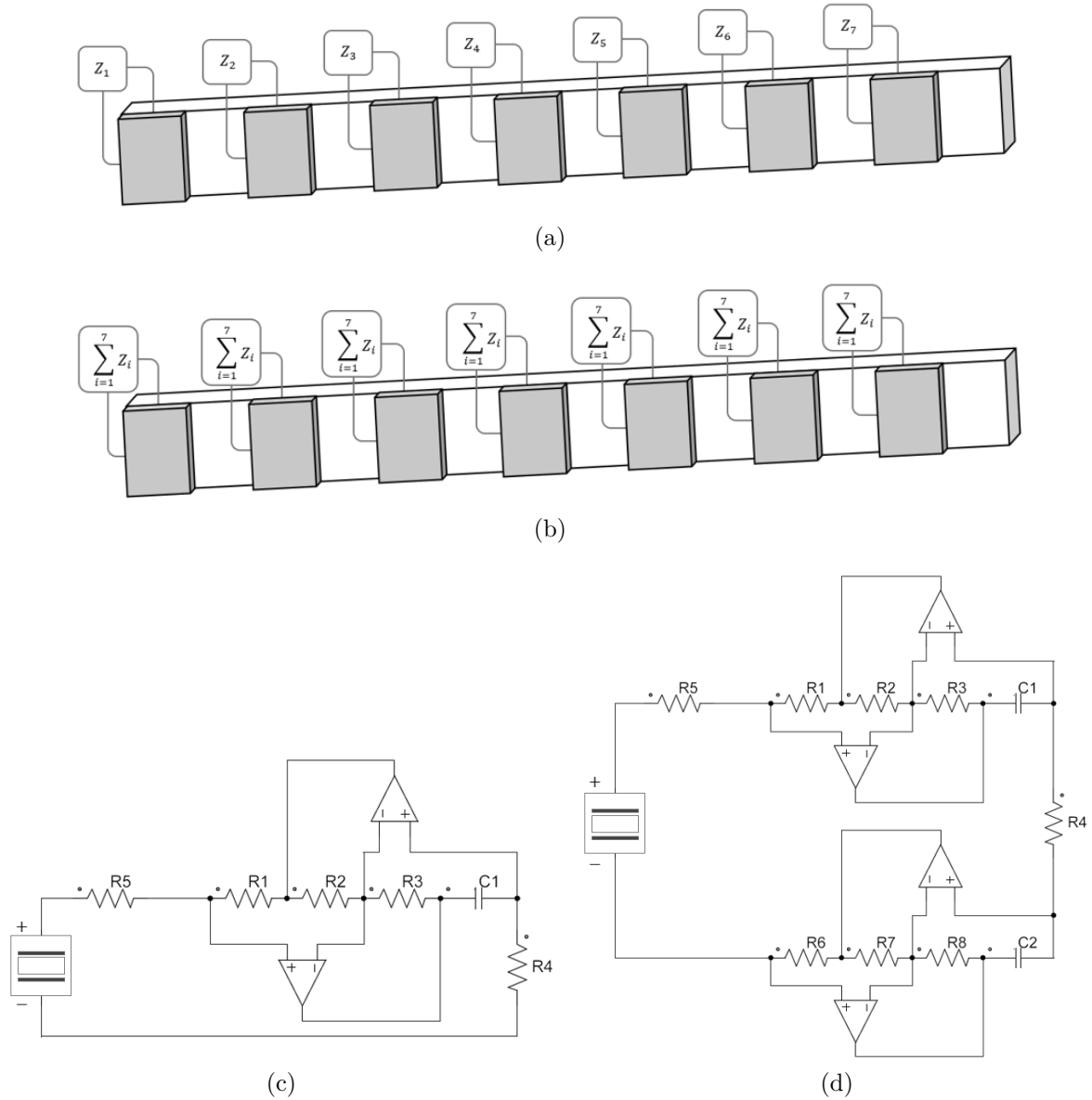


Figura 4.6 – Representação da metaestrutura nas configurações: a) *rainbow*; b) multiressonante. As topografias dos circuitos *shunt* RL para as configurações *rainbow* e multiressonante estão apresentadas, respectivamente, em: c) circuito ressonante simples de Antoniou; e d) circuito multiressonante de Antoniou.

Para uma melhor comparação, em ambas as configurações *rainbow* (Figura 4.6a) e multiressonante (Figura 4.6b), foram sintonizadas as frequências de 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz. Contudo, na configuração *rainbow* essa sintonização aconteceu de forma isolada para cada piezoelétrico, ou seja, o primeiro piezoelétrico é sintonizado em 420 Hz, o segundo em 450 Hz e assim por diante. Já na configuração multiressonante, tem-se

as sete sintonizações acontecendo instantaneamente de forma semelhante em todos os piezoelétricos. Para configurar essas sintonizações aos circuitos *shunt* foram utilizados os componentes $R_1 = R_3 = R_4 = 12\text{K}\Omega$, $R_5 = 150\Omega$, $R_2 = 248\Omega$ (420 Hz), $R_2 = 284\Omega$ (450 Hz), $R_2 = 331\Omega$ (486 Hz), $R_2 = 365\Omega$ (510 Hz), $R_2 = 409\Omega$ (540 Hz), $R_2 = 456\Omega$ (570 Hz) e $R_2 = 505\Omega$ (600 Hz).

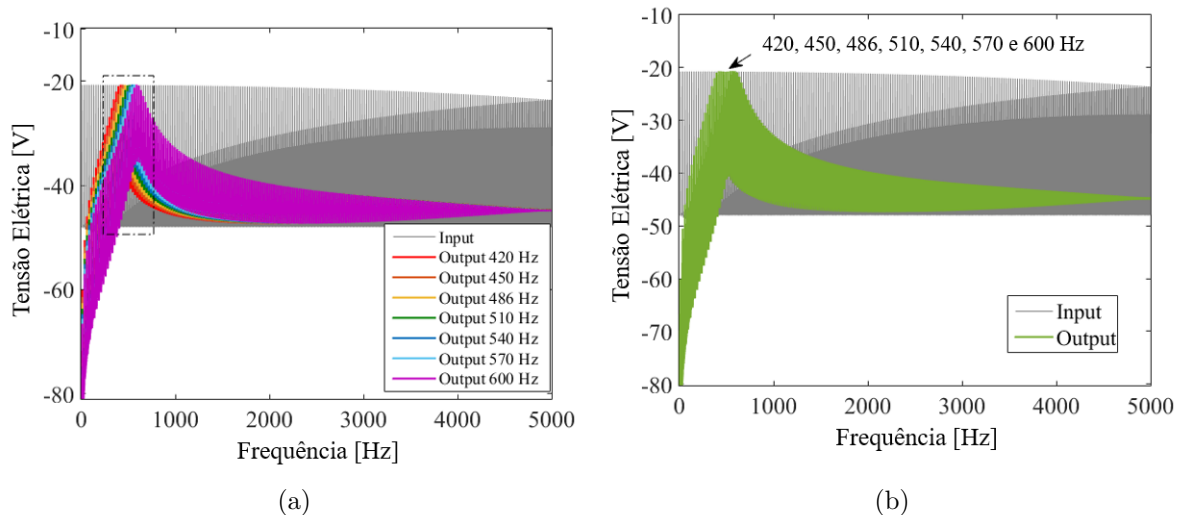


Figura 4.7 – Comparação da voltagem de entrada (*input*) e saída (*output*) do circuito *shunt* RL sintonizado em 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz nas configurações: (a) *rainbow*; e (b) multiressonante.

A Figura 4.7 demonstra o comportamento elétrico dos circuitos *shunt* ressonantes sintonizados nas frequências do projeto em questão. O *software* PSIM foi utilizado para rodar essas simulações e extrair os *plots* de tensão em função da frequência. Nesses *plots* podemos comparar a tensão de entrada (linha cinza) com a tensão de saída do circuito *shunt* ressonante (linhas coloridas), e essa comparação remete a um comportamento de filtro de tensão que atua especificamente na frequência de projeto, algo bem parecido ao efeito de um filtro passa-faixa. Basicamente, esses resultados demonstram que os circuitos *shunt* ressonantes permitem que a energia seja dissipada apenas na frequência específica do projeto.

De forma compacta, nas Figuras 4.7a e 4.7b estão demonstrados os comportamentos de tensão elétrica de entrada e saída para os dos sete circuitos *shunt* nas configurações *rainbow* e multiressonante, respectivamente. Ao comparar as duas configurações em termos elétricos, pode-se dizer que as sintonizações do caso *rainbow* acontecem em formas mais separadas, diferente do caso multiressonante que deixa vãos menores entre uma sintonização e outra. Esse efeito pode ser melhor observado por meio da impedância em função da frequência, Figura 4.8.

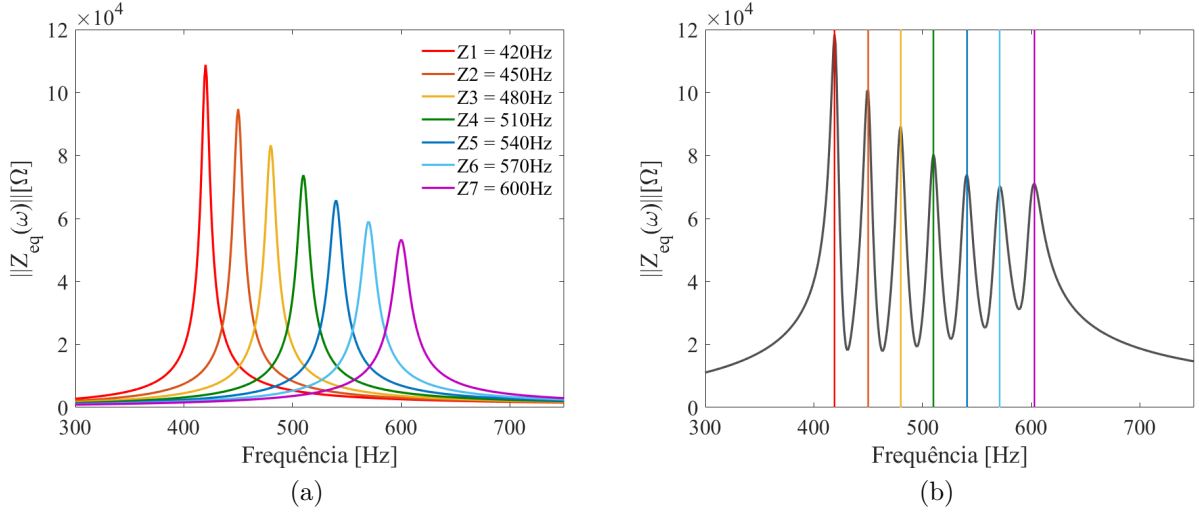


Figura 4.8 – Impedância elétrica do circuito *shunt* ressonante nas configurações: a) *rainbow*; e b) multiressonante.

Nas Figuras 4.8a e 4.8b estão representadas as impedâncias imaginárias equivalentes, ou seja, as relações entre a tensão e corrente resultante do circuito *shunt* ressonante para as configurações *rainbow* e multiressonante, nessa ordem. Ao comparar essas impedâncias pode-se perceber como as configurações se comportam nas diferentes frequências sintonizadas. Em resumo, as amplitudes de impedância da configuração *rainbow* estão menores do que as da configuração multiressonante. Sugere-se que essa alteração acontece porque na configuração multiressonante cada sintonização exerce um efeito energético adicional na próxima sintonização, diferentemente do caso *rainbow*.

Aplicando as impedâncias da Figura 4.8 na mesma metaestrutura com propriedades das investigações anteriores (Tab. 3), podemos comparar o comportamento dinâmico no ponto de transferência (*transfer point*) para as condições de curto-circuito, *rainbow* e multiressonante, conforme mostra a Figura 4.9.

As Figuras 4.9a, 4.9d e 4.9g demonstram a receptância dos GDL axial, transversal e rotacional para os casos de curto-circuito, *rainbow* e multiressonante, respectivamente. Embora em ambos os casos *rainbow* e multiressonante sejam realizadas sintonizações nos mesmos pontos de frequência, percebe-se que as impedâncias de cada configuração gera efeitos diferentes tanto na região de sintonização quanto na zona do efeito de Bragg (efeito de atenuação em uma banda de frequência que acontece por causa da periodicidade da estrutura) (LIU; HUSSEIN, 2012). Tal diferença pode ser mais claramente observada nos mapas de inertância apresentados nas Figuras 4.9b, 4.9e e 4.9h. Esses mapas de cores são gerados a partir das FRFs obtidas em 15 pontos distintos ao longo do comprimento da metaestrutura. Dessa forma, eles oferecem uma representação mais abrangente do comportamento dinâmico da estrutura, evidenciando tanto a formação dos *bandgaps* ressonantes locais quanto o efeito de Bragg ao longo dos nós. Em contraste, os diagramas de dispersão (Figuras 4.9c, 4.9f e 4.9i) não são capazes de capturar o efeito de Bragg, revelando apenas as atenuações locais decorrentes das sintonizações dos circuitos.

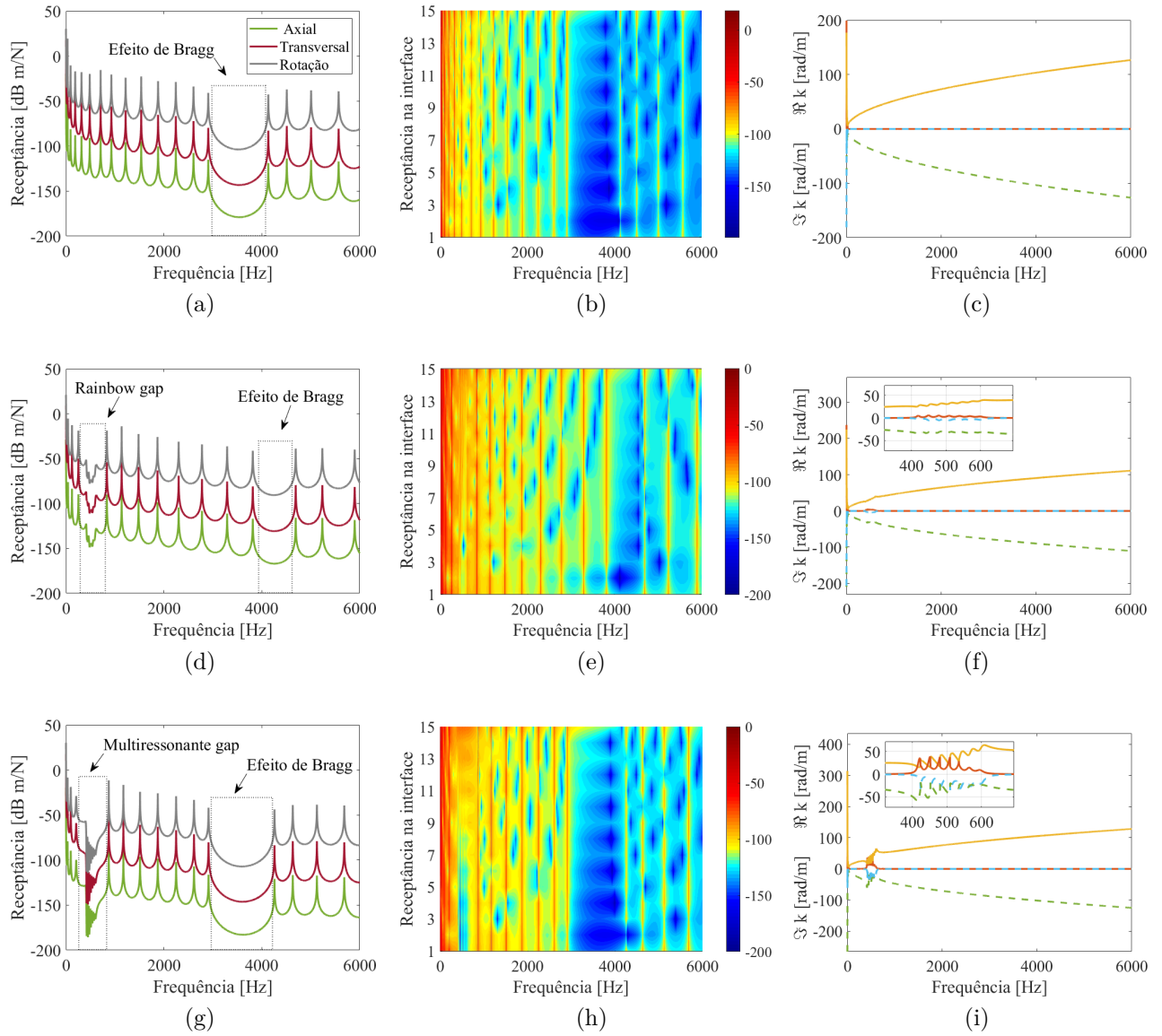


Figura 4.9 – Receptância, mapa de receptância e diagrama de dispersão para análise do comportamento dinâmico da metaestrutura nas configurações de curto-circuito ((a), (b) e (c)), *rainbow* ((d), (e) e (f)), e multirressonante ((g), (h) e (i)), respectivamente.

As Figuras 4.10(a) e (b) mostram, de forma mais dinâmica, a comparação entre o efeito dinâmico gerado pelas configurações de curto-circuito, periódico, *rainbow* e multirressonante. Um critério de *bandgap* é estabelecido seguindo o proposto em Celli et al. (2019), onde qualquer coisa abaixo de -10dB (linha preta traço-ponto) na transmitância é considerada um *bandgap*. As linhas pontilhadas pretas são a transmitância de curto-circuito. A linha azul sólida representa a metaestrutura com configuração de sintonização periódica sintonizada em 486 Hz (5th modo de vibrar). A linha roxa sólida é a representação da metaestrutura com a configuração *rainbow*, considerando a supercélula sintonizada em sete frequências dentro de um intervalo de 30 Hz a partir da frequência central de 486 Hz. E por último, as linhas amarelas sólidas e tracejadas na Figura 4.10 representam a metaestrutura com a configuração multirressonante de sete sintonizações diferentes, cuja a

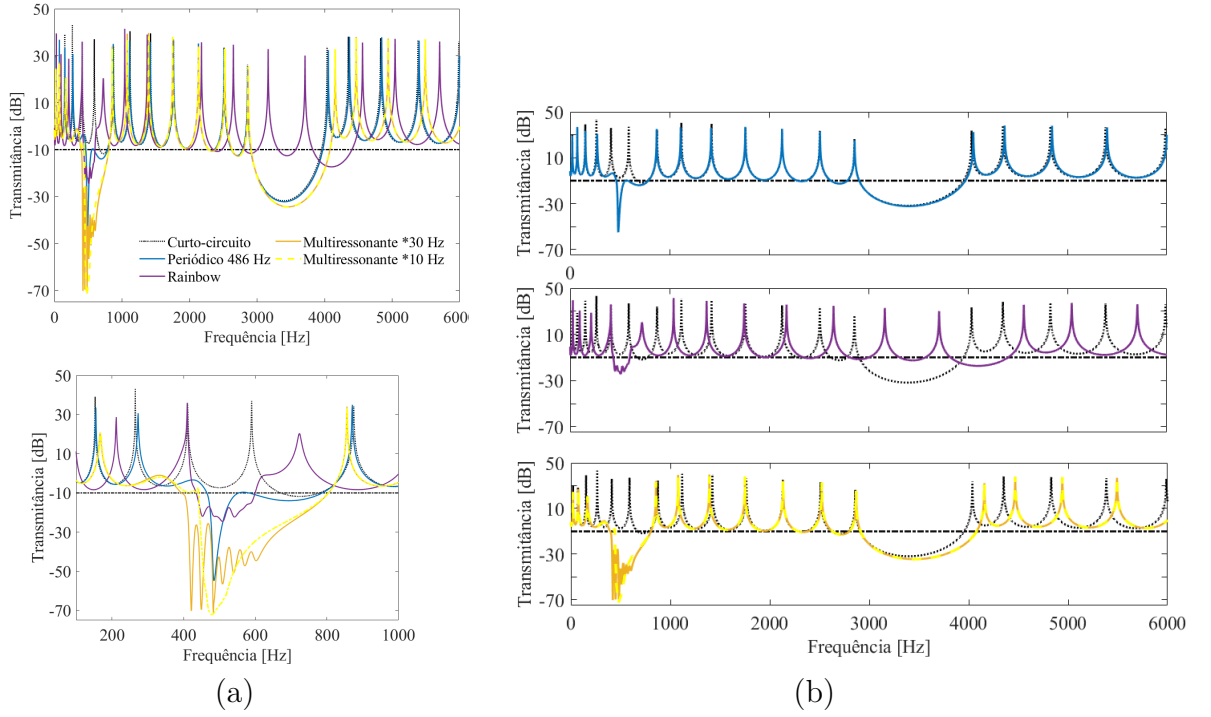


Figura 4.10 – Transmitância da metaestrutura na condição de curto-circuito (linha preta pontilhada), periódica (linha sólida azul), *rainbow* (linha sólida roxa), multiressonante com espaçamento de 30 Hz (linha sólida amarela) e 10 Hz (linha pontilhada amarela). Comparação e zoom do bandgap ressonante local (a). Visão geral da resposta de transmitância (b).

frequência central é igual a 486 Hz, em cada piezoelétrico, operando simultaneamente nos passos de 30 Hz e 10 Hz, respectivamente.

Os resultados mostram que a metaestrutura com a configuração multiressonante pode apresentar uma largura de banda e uma amplitude de atenuação significativamente melhores do que as dos outros casos. A configuração *rainbow* demonstra um alargamento no *bandgap* em comparação com a abordagem periódica, mas não apresenta uma amplitude de atenuação maior. O *bandgap* de Bragg está presente em uma banda de frequência semelhante em todas as configurações devido à periodicidade do feixe unimorfo, exceto para a configuração *rainbow* que muda seu *gap* de Bragg para frequências mais altas devido à suposição de supercélula.

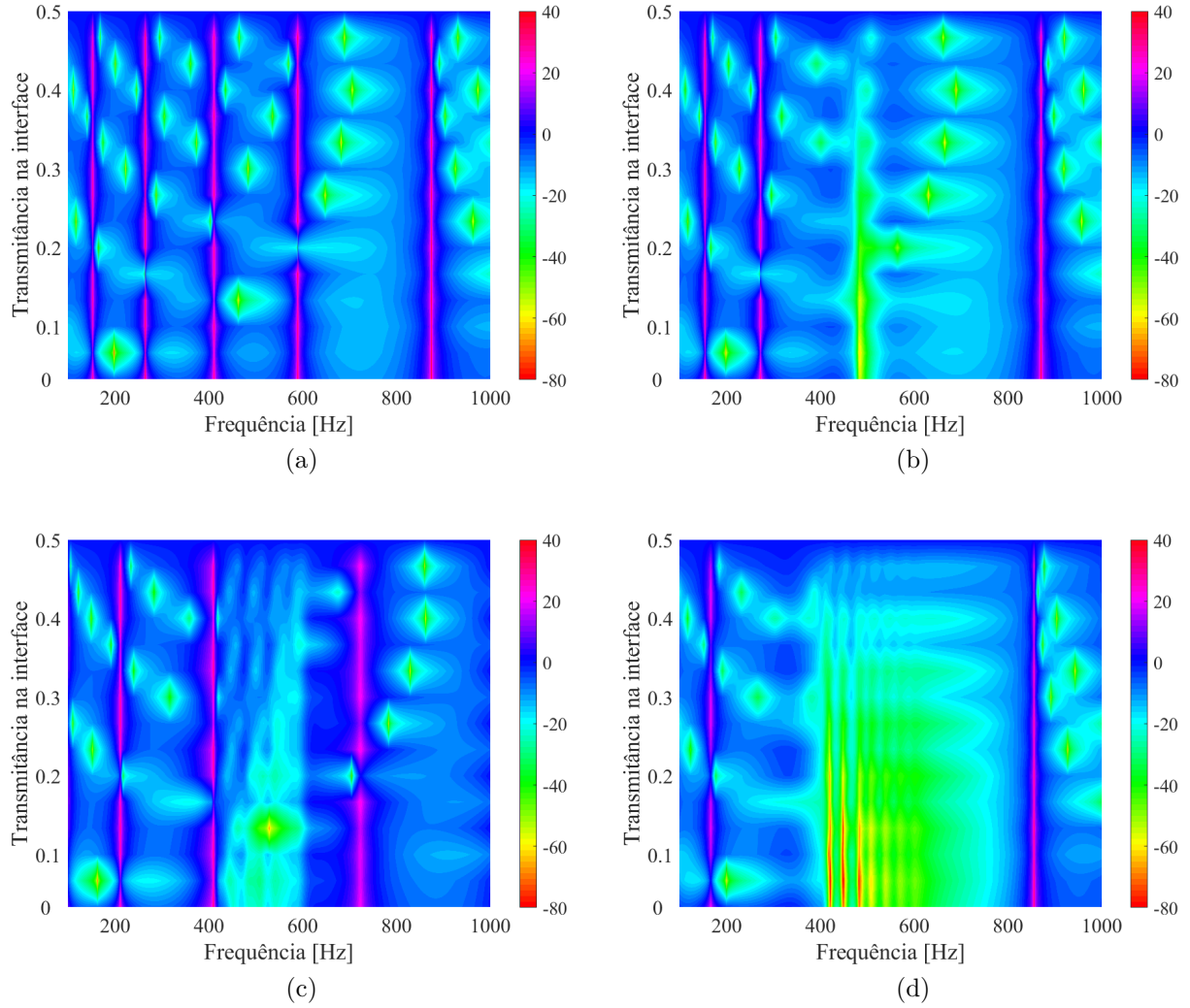


Figura 4.11 – Mapas de transmitância contendo os contornos do comprimento da meta-estrutura no domínio da frequência nas configurações: a) curto-circuito; b) periódico; c) *rainbow*; e d) multiressonante.

A transmitância versus os mapas de cores para diferentes configurações dos circuitos são investigados para acessar a comparação de desempenho na mitigação de vibração. A Figura 4.11a mostra o mapa para configuração de curto-circuito, a Figura 4.11b corresponde ao arranjo periódico onde o *bandgap* local tem um *gap* estreito entre 470 a 520 Hz, enquanto a Figura 4.11c e 4.11d representam a configuração *rainbow* e multiressonante, respectivamente. Em ambos os casos *rainbow* e multiressonante, a largura da banda de atenuação aumentaram significativamente em comparação com o metamaterial na configuração periódica. Os *bandgaps* se abrem uniformemente ao longo da metaestrutura para as configurações de *rainbow* e multiressonante caracterizadas por um perfil de graduação linear. Esses resultados seguem o perfil numérico e experimental apresentado por Alshaqqa, Sugino e Erturk (2022). Devido ao padrão de classificação de primeira ordem, a localização da atenuação do modo de vibração, induzida pela impedância do *shunt*, ocorre a uma taxa constante, fornecendo espaçamento de frequência constante entre os circuitos *shunt* vizinhos e ampliando a largura do *gap*.

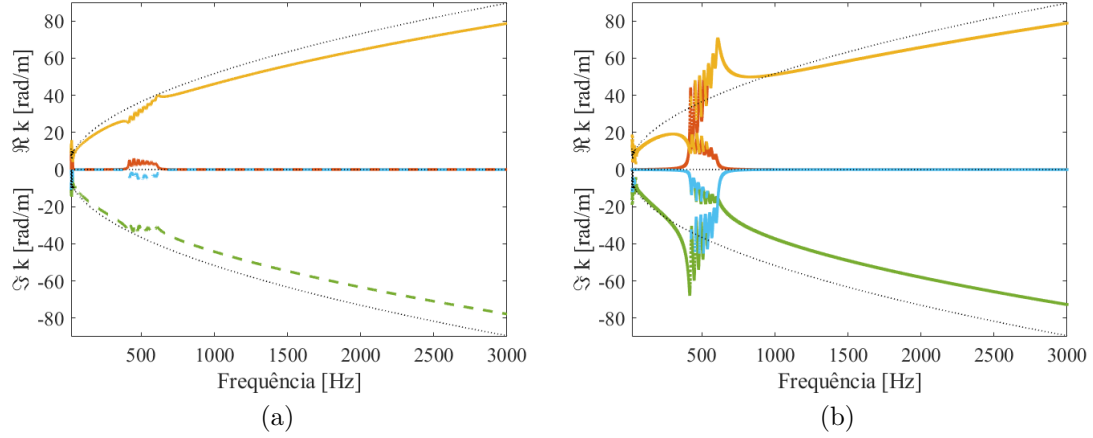


Figura 4.12 – Diagrama de dispersão da metaestrutura nas configurações: a) *rainbow*; e b) multiressonante. A linha pontilhada preta é a curva de dispersão do feixe sem controle e as demais linhas contínuas correspondem as ondas propagantes (eixo positivo) e evanescente (eixo negativo) para o feixe controlado.

As curvas de dispersão da metaestrutura nas configurações *rainbow* e multiressonante, em comparação com a configuração de curto-circuito, são apresentadas nas Figs. 4.12a e 4.12b, respectivamente. Para essa metaestrutura, observam-se três tipos de ondas: (i) ondas propagantes dispersivas (representadas pela parte real do número de onda, linha amarela contínua), (ii) ondas evanescentes (parte imaginária, linha verde contínua), e (iii) ondas não dispersivas (linhas azul e laranja contínuas). Todas essas curvas são comparadas às respectivas curvas de dispersão para a configuração de curto-circuito, indicadas por linhas pretas tracejadas.

Pode-se observar que a introdução do controle perturba significativamente a propagação das ondas. No caso da configuração *rainbow*, essa perturbação altera o comportamento das ondas propagantes, enquanto na configuração multiressonante ocorre o surgimento de uma frequência de corte — uma mudança qualitativa que modifica o regime de propagação. As ondas não dispersivas, por sua vez, concentram-se nas frequências de projeto ou sintonização, apresentando amplitudes maiores na configuração multiressonante.

Na Fig. 4.12b, observa-se que, nas proximidades das frequências de impedância, as curvas de ondas dispersivas e não dispersivas se cruzam, intensificando a interação entre os dois ramos dispersivos. Em um sistema bloqueado e desacoplado, onde o deslocamento de um dos guias de onda é forçado a zero, essa interação induz um comportamento desordenado na propagação das ondas. Quando os ramos desacoplados das curvas de dispersão interagem, ocorre um acoplamento dinâmico caracterizado pelo fenômeno conhecido como *avoided crossing* ou desvio modal (MACE, 2012). Nesse fenômeno, dois ramos de dispersão, sejam eles associados a ondas propagantes ou evanescentes, aproximam-se na região do *bandgap*, desviam-se mutuamente e bloqueiam sua propagação, formando pares de ondas oscilatórias com atenuação. Fora da região do *bandgap*, esses modos se separam novamente, retornando às características de propagação anteriores. Esse comportamento é análogo ao desvio

observado entre frequências naturais vizinhas de um sistema vibratório, no qual duas frequências se aproximam e, ao interagirem, se desviam, trocando de trajetória característica (L.; S.; LIEVEN, 2011).

4.1.2.1 Análise quantitativa de acionamentos

As Figuras 4.13 e 4.14 ilustram os resultados de receptância e diagrama de dispersão correspondente da ativação dos circuitos *shunt* em cada piezoelétrico acoplado a metaestrutura na configuração *rainbow*. Um a um os piezoelétricos são ligados a um circuito *shunt* sintonizado, de forma crescente, em frequências que vão de 420 até 600 Hz, com espaçamentos de 30 Hz.

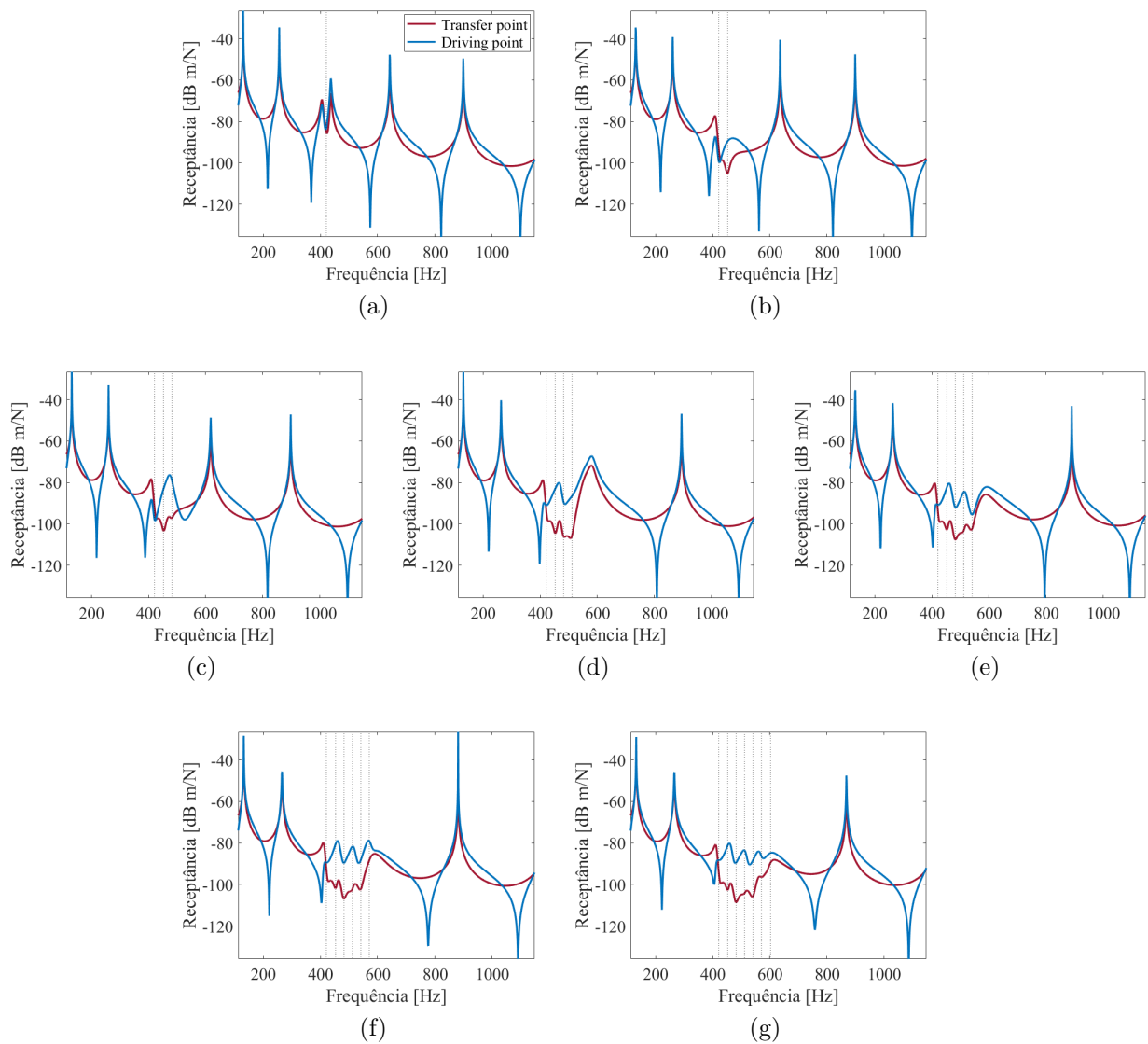


Figura 4.13 – Receptância nos pontos de *transfer* e *driving* da metaestrutura na configuração *rainbow* com: a) Apenas um piezo-*shunt* em 420Hz; b) Dois piezos-*shunt* em 420 e 450 Hz; c) Três piezos-*shunt* em 420, 450 e 486 Hz; d) Quatro piezos-*shunt* em 420, 450, 486 e 510 Hz; e) Cinco piezos-*shunt* em 420, 450, 486, 510 e 540 Hz; f) Seis piezos-*shunt* em 420, 450, 486, 510, 540 e 570 Hz; g) Sete piezos-*shunt* em 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz.

As receptâncias nos pontos de *transfer* (linha vermelha) e *driving points* (linha azul) são apresentadas nas Figuras 4.13a até 4.13g, onde na primeira figura, apenas o circuito *shunt* RL sintonizado em 420 Hz está funcionando, seguido da Fig 4.13b que apresenta o funcionamento de dois circuitos sintonizados (o primeiro em 420 Hz e o segundo em 450 Hz). Da mesma forma, nas Figuras 4.13c a 4.13g os circuitos são sintonizados, de forma que em um conjunto incremental de 30 Hz é acrescido até chegar a sintonização de 600 Hz com o sétimo piezoelétrico, configurando assim o formato *rainbow* de atenuação.

Em suma, com essa análise é perceptível que o controle da vibração acontece desde a primeira instância, semelhante ao sistema com absorvedor de vibração dinâmico mecânico (ADV), atenuando em aproximadamente 10dB na amplitude. Usando até três shunts ressonantes, a atenuação aumenta em 40dB na amplitude. Para os senários de quatro a sete *shunts* piezo-ressonantes, a atenuação no quarto modo também é observada. A amplitude de atenuação das frequências de ressonância converge em 40 dB combinada com controle de vibração de largura de banda.

O diagrama de dispersão apresentado na Fig. 4.14 exhibe tanto modos de onda dispersivos quanto não dispersivos, caracterizados por partes reais e imaginárias do número de onda associadas, respectivamente, a ondas propagantes e evanescentes. Os modos dispersivos, também chamados de modos flexurais (linha amarela), sofrem uma perturbação precisamente na frequência sintonizada, causada pela impedância variável da configuração *rainbow*. Por sua vez, os modos não dispersivos (linha vermelha) se manifestam apenas nas frequências correspondentes às impedâncias locais do sistema. Nota-se que, nas regiões de ressonância local, cada número de onda apresenta uma componente imaginária significativa, o que indica a existência de ondas com comportamento atenuante.

Em particular, a transição entre os regimes evanescente e propagativo ocorre quando a parte imaginária do número de onda se anula, ou seja, quando $\Im k = 0$. Essa condição define a frequência de corte, que marca o ponto em que um modo de onda altera fundamentalmente sua natureza — passando de evanescente para propagante. Essa transição tem impacto direto na resposta dinâmica da estrutura, promovendo alterações significativas no comportamento vibracional, especialmente pela introdução de atenuação nas regiões de ressonância. As Figs. 4.14a e 4.14g ilustram esse fenômeno de forma clara, mostrando o efeito progressivo da perturbação da curva de dispersão à medida que os piezo-shunts são adicionados, até o sétimo elemento. A interação entre a onda elástica e os elementos de controle revela uma largura de banda efetiva compatível com a atuação desejada, evidenciando o potencial do sistema para o controle de vibração em banda larga.

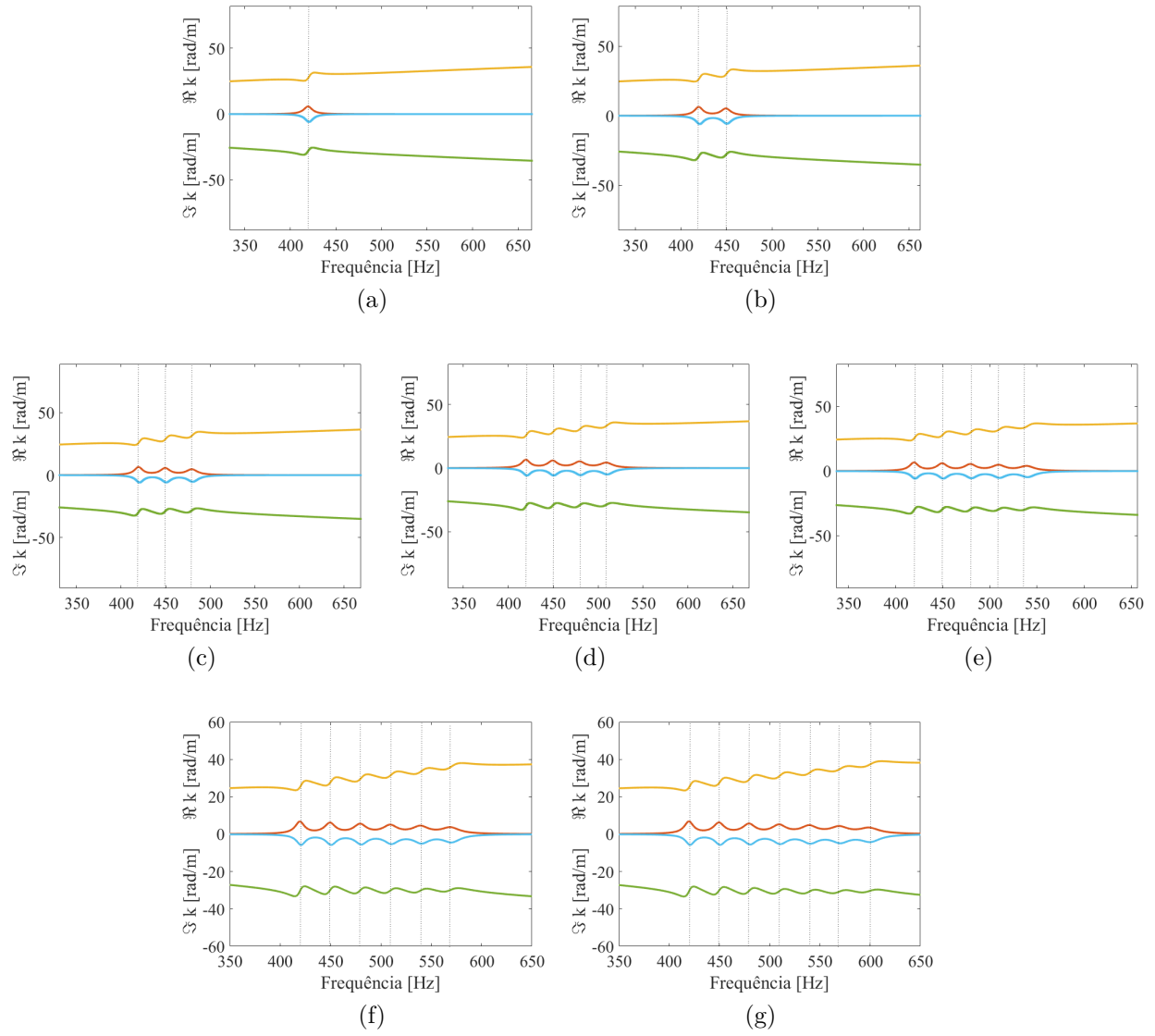


Figura 4.14 – Diagrama de dispersão da super célula na configuração *rainbow* com: a) Apenas um piezo-*shunt* em 420Hz; b) Dois piezos-*shunt* em 420 e 450 Hz; c) Três piezos-*shunt* em 420, 450 e 486 Hz; d) Quatro piezos-*shunt* em 420, 450, 486 e 510 Hz; e) Cinco piezos-*shunt* em 420, 450, 486, 510 e 540 Hz; f) Seis piezos-*shunt* em 420, 450, 486, 510, 540 e 570 Hz; g) Sete piezos-*shunt* em 420, 450, 486, 510, 540, 570 e 600 Hz.

No mesmo contexto, as Figuras 4.15 e 4.16 ilustram os resultados de receptância e diagrama de dispersão correspondentes da ativação dos circuitos *shunt* em cada piezoeletrico acoplado a metaestrutura na configuração multiressonante. Um a um os piezoeletricos são ligados a um circuito *shunt* multiressonante que possui sete frequências sintonizadas ao mesmo tempo, são elas: 420; 450; 480; 510; 540; 570 e 600 Hz.

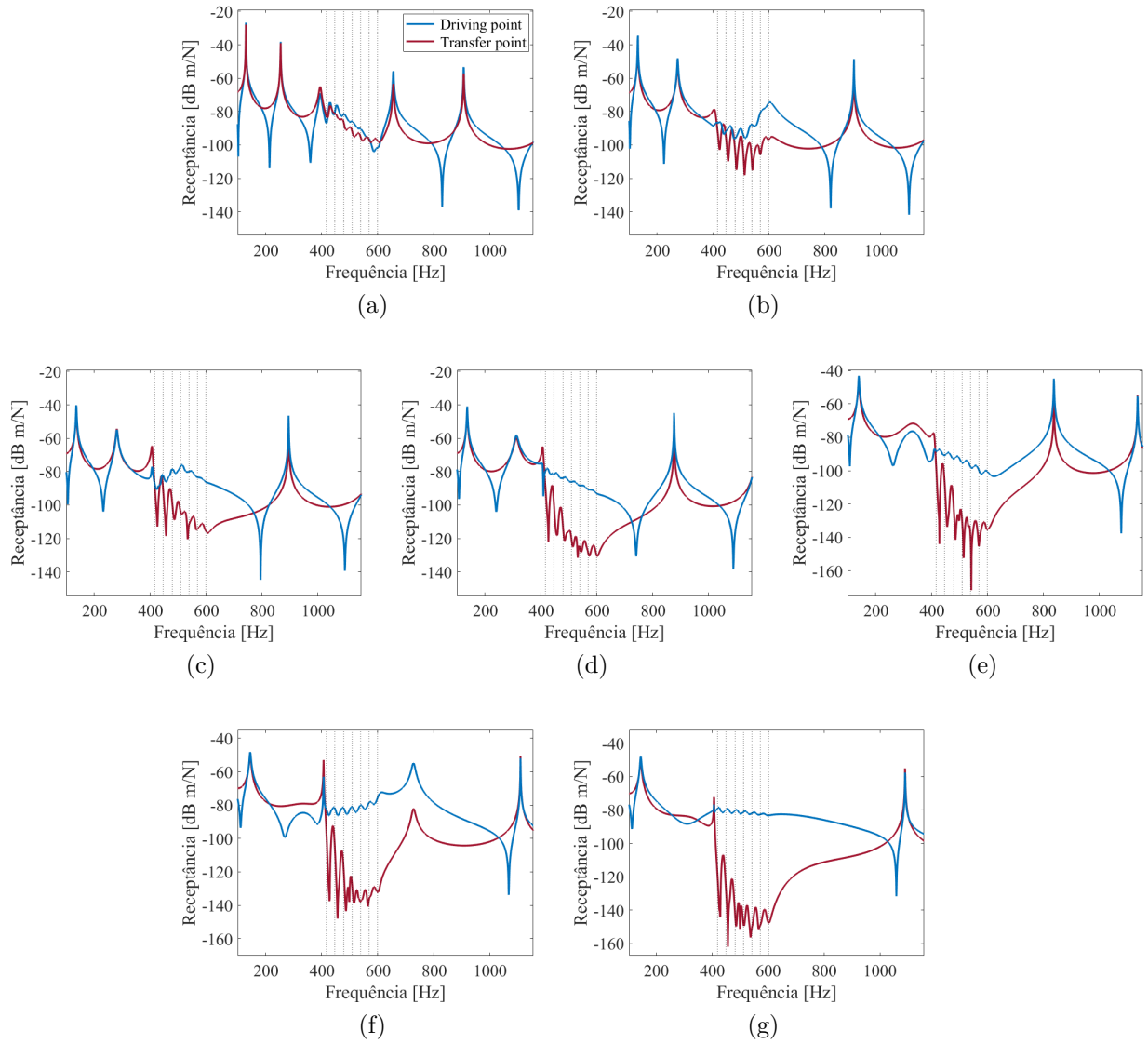


Figura 4.15 – Receptâncias da metaestrutura na configuração multiressonante com sintonizações em 420, 450, 486, 510, 540, 570, e 600 Hz; (a) Primeiro circuito conectado; (b) Segundo circuito conectado; (c) Terceiro circuito conectado; (d) Quatro circuito conetado; (e) Quinto circuito conectado; (f) Sexto circuito conectado; (g) Sétimo circuito conectado.

As receptâncias nos pontos de *transfer* (linha vermelha) e *driving points* (linha azul) são apresentadas nas Figuras 4.15a até 4.15g, onde na primeira figura, apenas um circuito *shunt* RL multiressonante sintonizado em sete frequências está funcionando, seguido da Fig 4.13b que apresenta o funcionamento de dois circuitos sintonizados nas mesmas frequências. Da mesma forma, nas Figuras 4.13c a 4.13g os circuitos (sintonizados de forma semelhante) são conectados aos respectivos piezoelétricos da metaestrutura. Diferente da abordagem *rainbow*, no caso multiressonante já é perceptível uma zona de atenuação com a primeira concessão de circuito, o que impôs uma atenuação de amplitude de cerca de 30dB. Além disso, pode-se observar que a medida que novos circuitos são conectados há uma maior atenuação na amplitude da vibração e também uma maior largura na banda de atenuação. Praticamente, quando todos os piezoelétricos estão conectados

(Figura 4.15g) acontece uma supressão de todos os modos existentes entre 200 e 1000 Hz.

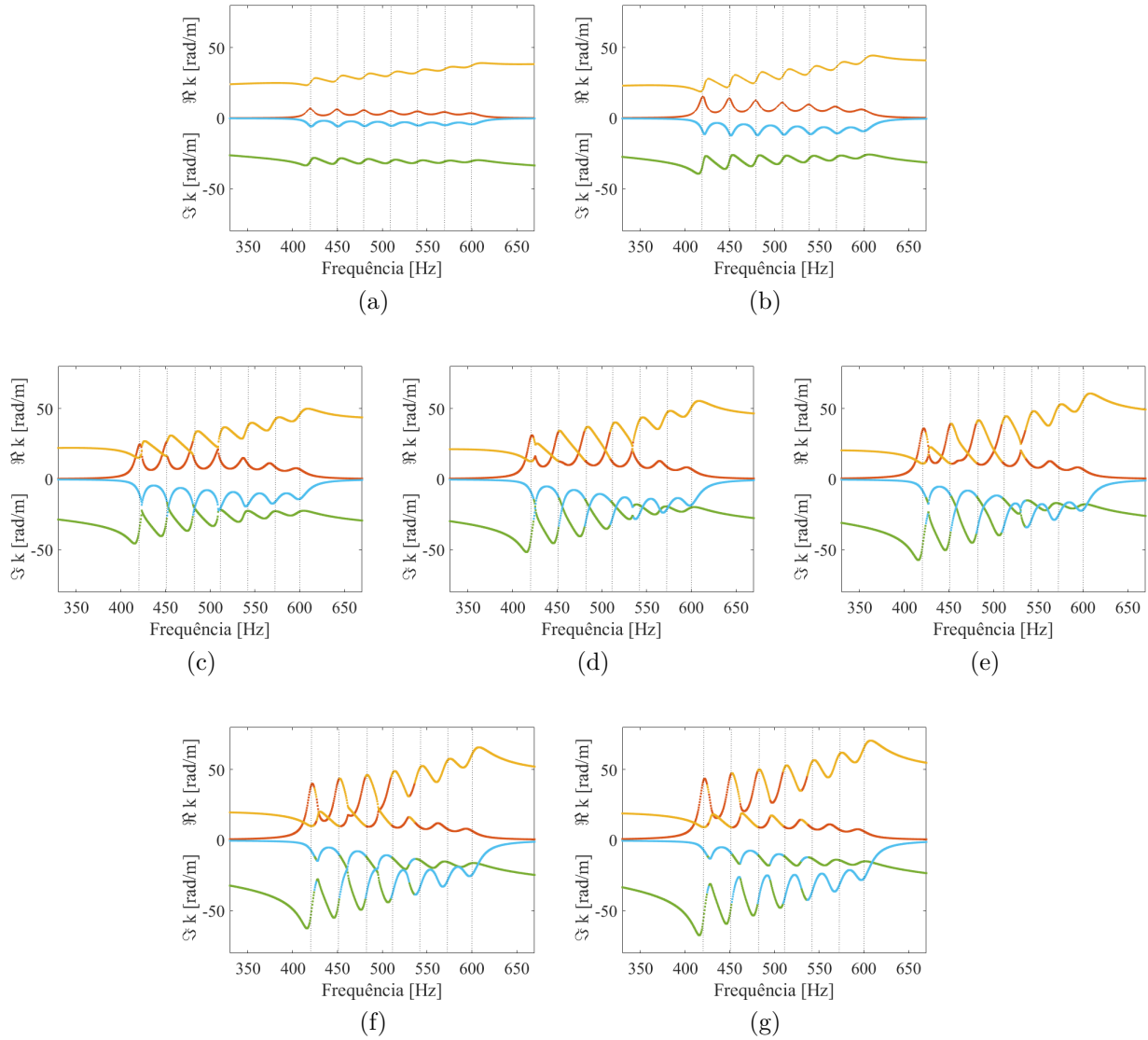


Figura 4.16 – FRF da metaestrutura na configuração multiressonante com sintonizações em 420, 450, 486, 510, 540, 570, and 600 Hz; a) primeiro circuito conectado; b) segundo circuito conectado; c) terceiro circuito conectado; d) quatro circuito conetado; e) quinto circuito conectado; f) sexto circuito conectado; g) sétimo circuito conectado.

Apenas um circuito multiressonante operacional é suficiente para manipular as ondas de propagação e não propagação na faixa de frequência sintonizada. À medida que o número de piezos conectados aumenta (limitado a sete na análise atual), o número de onda apresenta uma parte imaginária considerável nas ressonâncias locais. As ondas puramente evanescentes atingem a frequência de corte e se tornam ondas propagativas. As figuras 4.16a a 4.16g mostram os diagramas de dispersão de um a sete circuitos multishunt em operação. As ondas não propagadas das Figs 4.16d a 4.16g se propagam na frequência de corte interrompendo a propagação da onda, consequentemente impondo uma desordem na propagação da onda do feixe e abrindo uma largura de banda de componentes de onda

significativa suportando a criação de bandgap que corrobora para o controle de vibração da estrutura.

4.1.3 Variação na impedância RL

Esta seção investiga a influência da sintonização dos circuitos *shunt* RL em série, com o objetivo de compreender os efeitos decorrentes das tolerâncias dos componentes sobre o desempenho do circuito. Para isso, foi considerada a mesma metaestrutura apresentada anteriormente, agora analisada sob duas configurações distintas de atenuação periódica: uma com atenuação única em 421 Hz e outra com atenuações simultâneas em 421 Hz e 1501 Hz. A Figura 4.17 ilustra as respostas vibracionais resultantes dessas configurações.

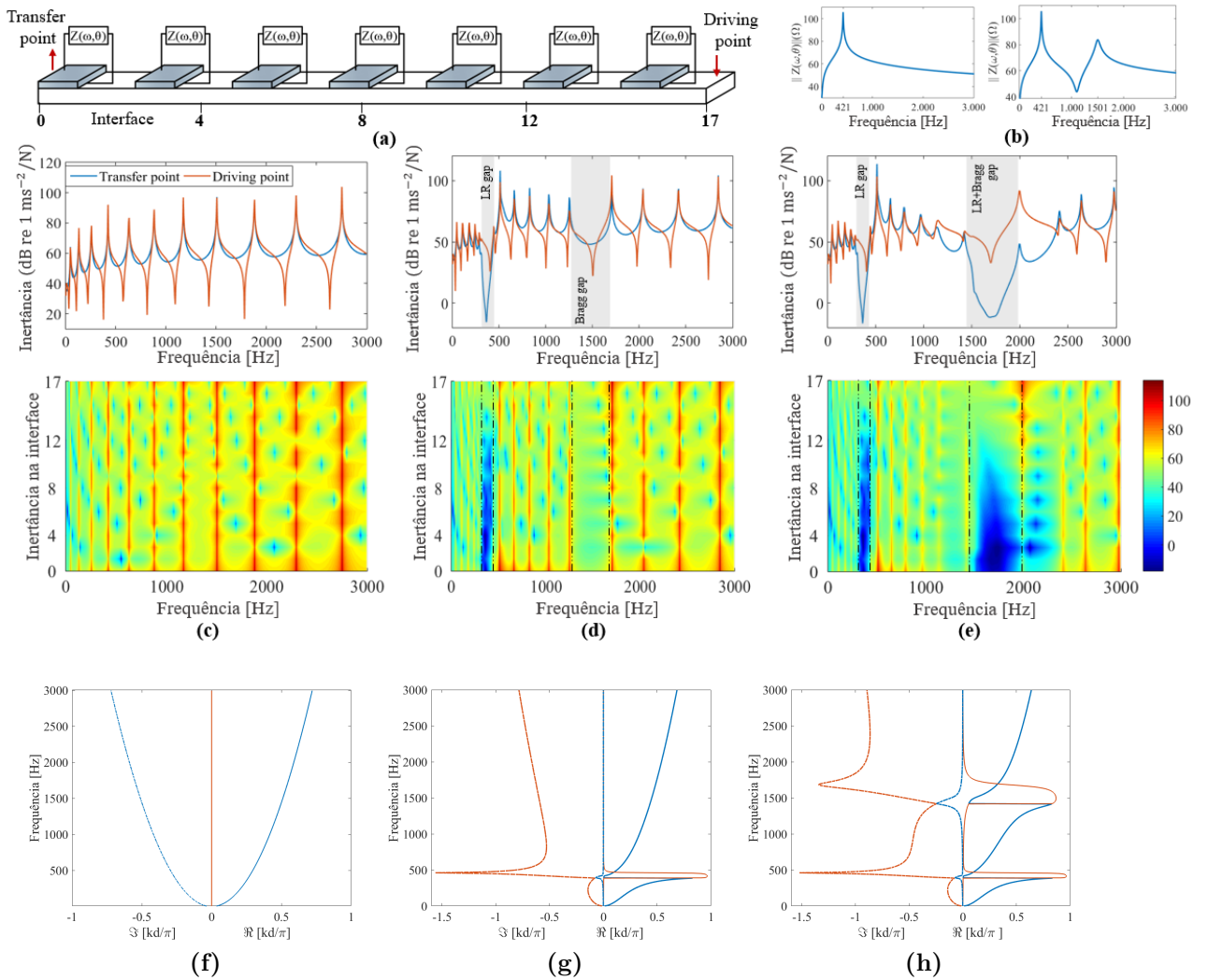


Figura 4.17 – Resultados determinísticos da metaestrutura: (a) ilustração das interfaces; (b) impedâncias equivalentes das configurações ressonante e multiressonante; (c) inertância e mapa de inertância na condição de curto-circuito; (d) inertância e mapa de inertância na condição ressonante para atenuar em 421 Hz; (e) inertância e mapa de inertância na condição multiressonante para atenuar em 421 e 1501 Hz simultaneamente. Os diagramas de dispersão são apresentados para as respectivas condições de curto-circuito (f), ressonante (g) e multiressonante (h).

As respostas dinâmicas da Figura 4.17 são configuradas com excitação unitária no penúltimo GDL (*driving point*). Conforme ao que já foi informado nas subseções anteriores, o circuito *shunt* ressonante quando conectado ao piezoelétrico funciona como um absorvedor dinâmico de vibração, baseado nos efeitos eletromecânicos que os componentes elétricos passivos exercem na energia mecânica do piezoelétrico. A Fig. 4.17(b) mostra os resultados das impedâncias elétricas determinísticas para os circuitos *shunt* ressonante simples e multirressonante, ambos projetados para ressonar/atenuar em 421 Hz e 421-1501 Hz, respectivamente.

Na parte superior da Fig. 4.17(c) é mostrada a inertância obtida nos pontos de condução (*drive point*) e transferência (*transfer point*) da metaestrutura com configuração de curto-circuito. Ainda nessa figura, em sua parte inferior, é mostrada as FRFs de inertância sobre a interface da viga, ou seja, o efeito da inertância entre os nós de 0 a 15. O diagrama de dispersão da estrutura de banda da célula unitária, mostrado na Fig. 4.17(f), apresenta um modo de não propagação (linha laranja) e dois modos de onda dispersiva (linha azul). As ondas propagantes são a parte real do diagrama de dispersão, impressa em linhas sólidas (eixo positivo), e a parte imaginária são as ondas evanescentes mostradas em linhas tracejadas (eixo negativo). A criação do *bandgap* apresentado na resposta vibratória da metaestrutura segue o comportamento publicado em Airolidi e Ruzzene (2011b), Sugino, Ruzzene e Erturk (2018), Sugino et al. (2017), Xiao Y. e Wen (2013), ambas referências consideradas para validação dos resultados apresentados. As FRFs e propagações de onda são validadas com o sistema sem controle como um caso especial adicional.

Na parte superior da Figura 4.17(d), mostramos a inertância obtida nos pontos de condução e transferência para a metaestrutura tendo cada piezoelétrico conectado a um circuito *shunt* simples para ressonar em 421 Hz. Por causa da periodicidade no acoplamento dos sensores, um *gap* de Bragg é aberto em torno de 1500 Hz. Na parte inferior, mostramos ainda o mapa de inertância, apresentando em cor azul a zona de atenuação oriunda da sintonização do circuito *shunt*. De forma parecida, nas parte superior e inferior da Figura 4.17(e) temos a inertância e o mapa de inertância da metaestrutura, onde cada piezoelétrico é conectado a um circuito *shunt* multirressonante projetado para ressonar em 421 e 1501 Hz ao mesmo tempo. Logo, ao comparar esses resultados das duas configurações ressonante e multirressonante podemos perceber que a atenuação é melhor definida nos nós próximos aos (*transfer point*) e a sintonização do circuito dentro da zona de Bragg pode promover uma atenuação ainda maior nessa região.

Ambos os diagramas de dispersão da metaestrutura com controles ressonantes (Figuras 4.17(g) e (h)) possuem o modo de flexão (linhas laranja) atenuado exatamente na frequência sintonizada pela impedância elétrica. Nestas configurações, os modos não propagantes (linha laranja) impõem uma propagação de onda incidente (parte real) na frequência sintonizada e uma parte evanescente presente em toda a faixa de frequência. O modo flexural se propaga até a frequência projetada, atenua e mantém a propagação. Cada número de onda apresenta uma parte imaginária considerável nas ressonâncias locais.

As ondas correspondentes se propagam, mas decaem rapidamente, induzindo assim a atenuação da vibração da resposta dinâmica. Como já discutido anteriormente, a partir do número de ondas não é possível verificar o efeito de Bragg (LIU; HUSSEIN, 2012).

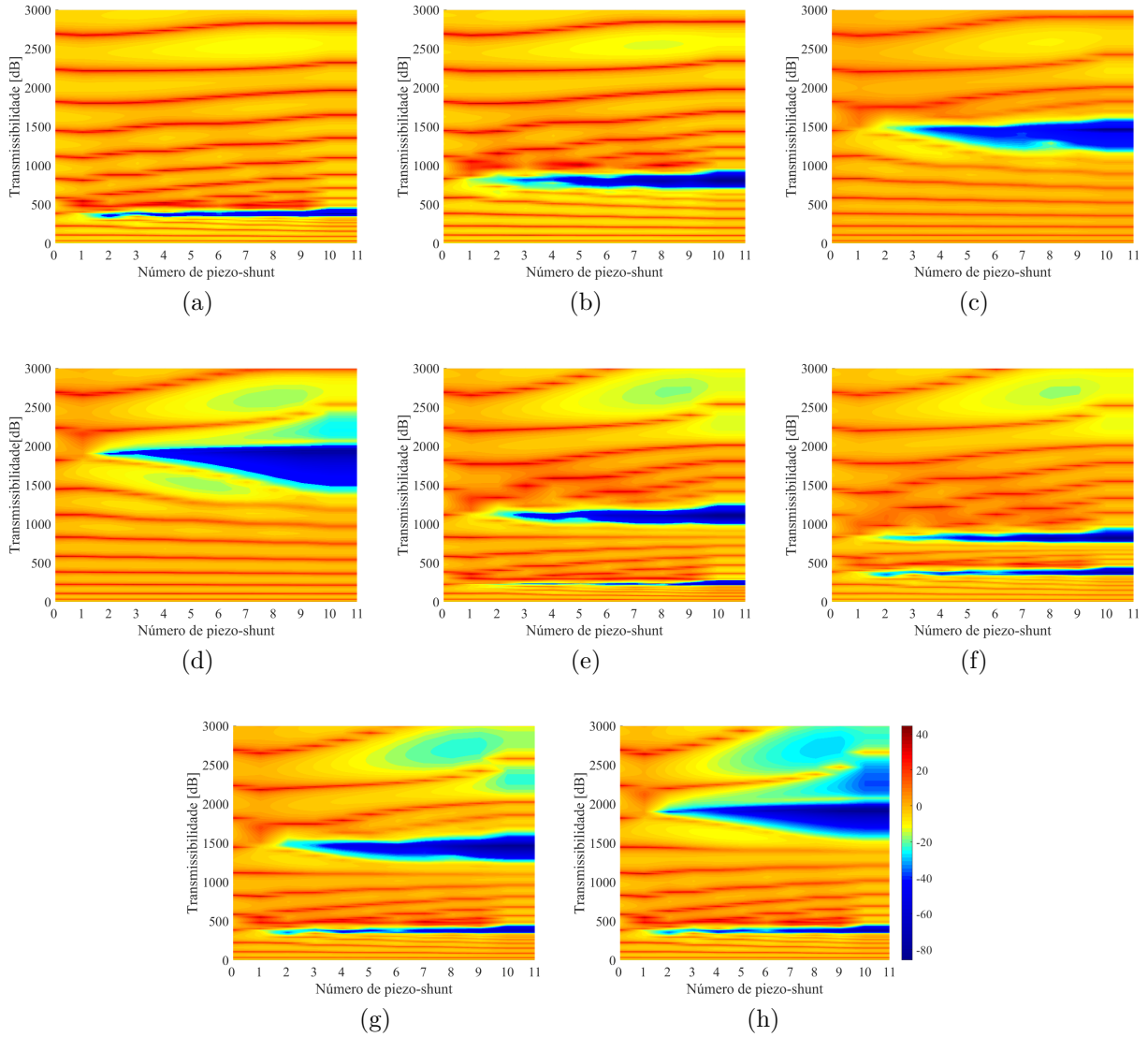


Figura 4.18 – Mapa de calor de transmissibilidade em função do número de *shunt* ressonante conectados na metaestrutura. As áreas em azul mostram as bordas do *bandgap* gerados pela: (a) configuração ressonante sintonizada em 421 Hz; (b) configuração ressonante sintonizada em 876 Hz; (c) configuração ressonante sintonizada em 1501 Hz; (d) configuração ressonante sintonizada em 1896 Hz; (e) configuração multiressonante sintonizada em 256 & 1166 Hz; (f) configuração multiressonante sintonizada em 421 & 876 Hz; (g) configuração multiressonante sintonizada em 421 & 1501 Hz; e (h) configuração multiressonante sintonizada em 421 & 1896 Hz.

A Figura 4.18 explora o número de circuitos *shunt* versus a resposta de transmissibilidade, apresentando a formação do *bandgap* para circuitos *shunt* simples e múltiplos. Os bandgaps se abrem entre as frequências ressonantes sintonizadas em ambos os casos. Tanto para o caso ressonante simples (Figuras 4.18a até 4.18d) quanto para o caso de multiressonante (Figuras 4.18e até 4.18h), tem-se a presença um *bandgap* surgindo com

mais evidencia a partir do acionamento de dois circuitos *shunt* conectados a estrutura, deixando perceptível que para frequências mais baixas o *bandgap* possui um alargamento menor do que quando este é projetado para frequências mais altas. Ademais, no caso multi-ressonante pode-se observar que o efeito da combinação do *bandgap* com o efeito de Bragg (consulte (LIU; HUSSEIN, 2012; XIAO Y.; WEN, 2013) para mais detalhes) aumenta consideravelmente a largura de atenuação na região, principalmente se essa estiver em alta frequência. Esta convergência segue um comportamento semelhante ao apresentado em (SUGINO et al., 2017), e fica claro que tanto a sintonização quanto o número de circuitos *shunt* periodicamente ligados na metaestrutura influenciam diretamente a formação e a largura de *bandgaps*.

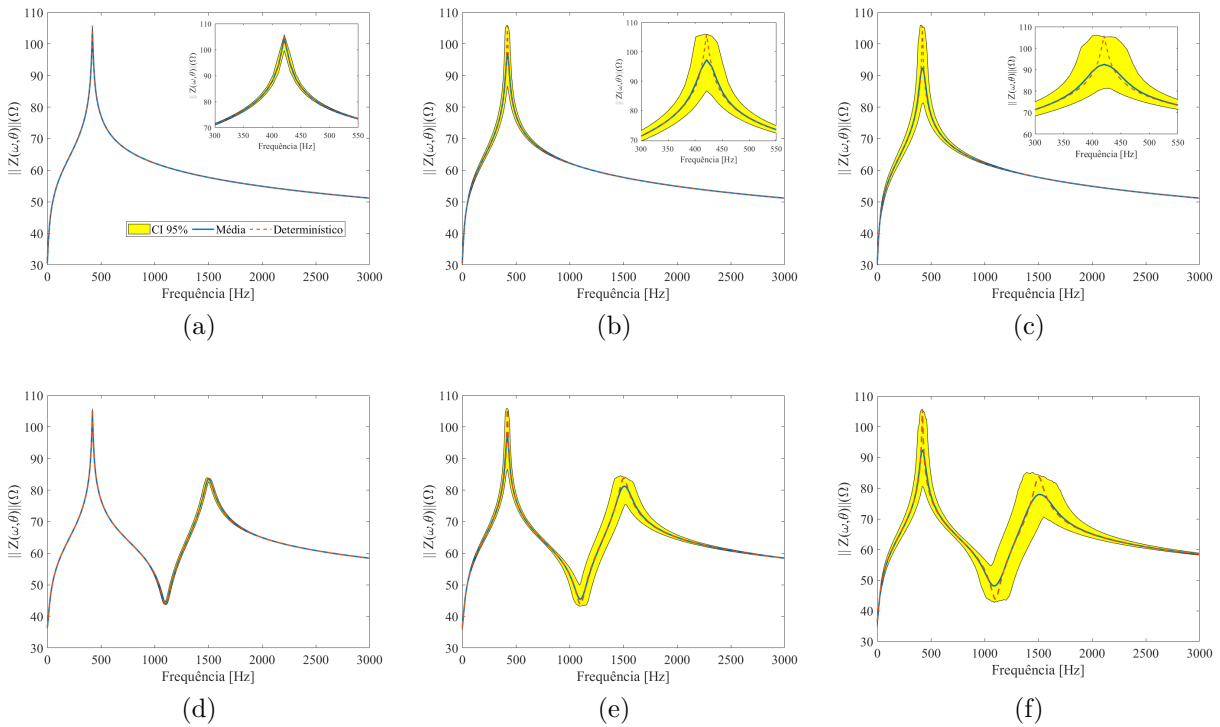


Figura 4.19 – Impedância determinística, média e de 95% (CI): (a) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (b) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (c) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$; (d) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (e) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (f) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$.

Nesse cenário, compreende-se que, além da quantidade e das sintonizações dos circuitos, é fundamental considerar as tolerâncias inerentes aos componentes elétricos utilizados em cada circuito. Isso porque variações nesses valores podem impactar diretamente a variabilidade da impedância elétrica. Com esse intuito, a Figura 4.19 apresenta exemplos de impedâncias com variabilidade aleatória, as quais representam a incerteza associada às tolerâncias dos componentes elétricos em circuitos *shunt* ressonantes simples e multiressonantes.

As análises estatísticas das respostas de impedância e dinâmica são conduzidas neste

trabalho por meio de simulações em larga escala (cerca de 10^4 realizações estocásticas). A Figura 4.19(a–f) apresenta as curvas determinísticas, as médias e os intervalos de confiança (CI, *confidence intervals*) de 95% das curvas de impedância, considerando dispersões relativas de 0,01, 0,05 e 0,1 para dois casos: impedância sintonizada em 421 Hz; e sintonizada simultaneamente em 421 Hz e 1501 Hz. As curvas obtidas evidenciam que a precisão no controle do sistema é alta nas proximidades da primeira ressonância, mas se reduz consideravelmente em frequências mais elevadas. Os resultados da análise estocástica destacam de forma clara o impacto dos diferentes níveis de aleatoriedade inerentes ao sistema.

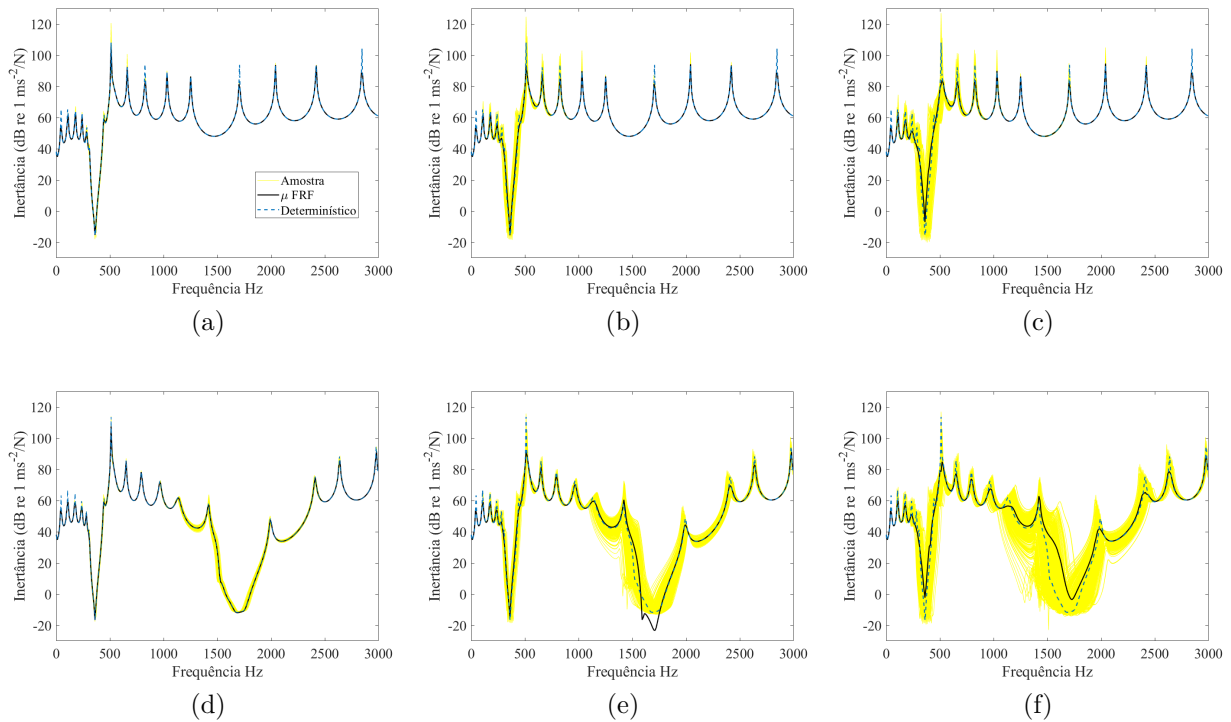


Figura 4.20 – Inertância determinística, média e de 95% (CI): (a) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (b) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (c) circuito sintonizado em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$; (d) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (e) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (f) circuito sintonizado em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$.

As propriedades de atenuação da vibração estrutural dependem do comportamento ressonante da impedância do circuito. Logo, a incerteza presente se propaga para a resposta do sistema induzindo uma variabilidade da formação do *bandgap*. As Figuras (4.20a) e (4.20d) são as FRFs de inertância para variação de *shunt* ressoante simples e multiressonante com 1% das dispersões relativas na impedância aleatória. Já as Figuras (4.20b) e (4.20e) são as FRFs de inertância com 5% das dispersões relativas, enquanto as Figuras (4.20c) e (4.20f) estão com 10% das dispersões relativas.

A impedância nominal induz um controle local exatamente na frequência projetada, não afetando outros modos de vibrar. Em modos inferiores, a impedância aleatória induz

pequenas variabilidades no *bandgap* e nos modos vizinhos, o que aumenta seu efeito para grandes dispersões. A aleatoriedade na impedância do caso multiressonante em 421 & 1501 Hz afeta o controle de vibração e a formação do *bandgap* de forma diferente da análise anterior, causando um *gap* maior e mais largo para as frequências mais altas, gerando até novas atenuações em modos vizinhos. Para as dispersões relativas de 10%, todos os modos apresentam uma alteração. Além disso, o *gap* e o efeito de Bragg coexistem em torno de 1501 Hz, o que dificulta entender a real posição do *gap* de ressonância.

Observou-se uma maior volatilidade nas respostas de impedância e FRF nas faixas de frequência mais elevadas, especialmente sob a influência de parâmetros com altos níveis de variabilidade. Esse comportamento é típico de sistemas dinâmicos, pois modos superiores estão associados a formas de onda mais complexas e com maior ondulação. Essa volatilidade, presente nas frequências mais altas, resulta em variações significativas que afetam a média, os intervalos de confiança (CI) e os *bandgaps*, particularmente em torno de 1501 Hz, com impacto mais acentuado do que em 451 Hz. Fenômenos estatísticos semelhantes foram observados em [Dey et al. \(2016\)](#) e [Pagnacco et al. \(2011\)](#).

Conforme mostra a Figura 4.21, a impedância aleatória também afeta a propagação de ondas, especificamente na área da frequência de sintonização do circuito *shunt*. Nesse caso, a aleatoriedade é aplicada nas células unitárias para cada caso ressonante (Figura 4.21(a)) e multiressonante (Figura 4.21(e)), portanto a periodicidade é mantida.

As Figuras 4.21(b) até 4.21(d), e 4.21(f) até 4.21(h) mostram as partes reais e imaginárias do diagrama de dispersão para os casos ressonante simples e multiressonante, respectivamente. Semelhante às respostas de inertância, a desordem de entrada de impedância aleatória afeta as ondas de propagação. É interessante notar que, com o aumento do nível de variância, essa desordem acaba por eliminar o *bandgap*. Além disso, a incerteza paramétrica afeta fortemente o desempenho do controle da metaestrutura. Mesmo uma pequena variabilidade na impedância elétrica, especialmente para modos mais altos, também pode abrir o *bandgap* e modificar o comportamento dinâmico do sistema, além de induzir um amortecimento artificial. Isso leva à possibilidade de explorar os efeitos da aleatoriedade para manipular a onda, modulando o *bandgap* local de modo a controlar o comportamento dinâmico de forma mais específica.

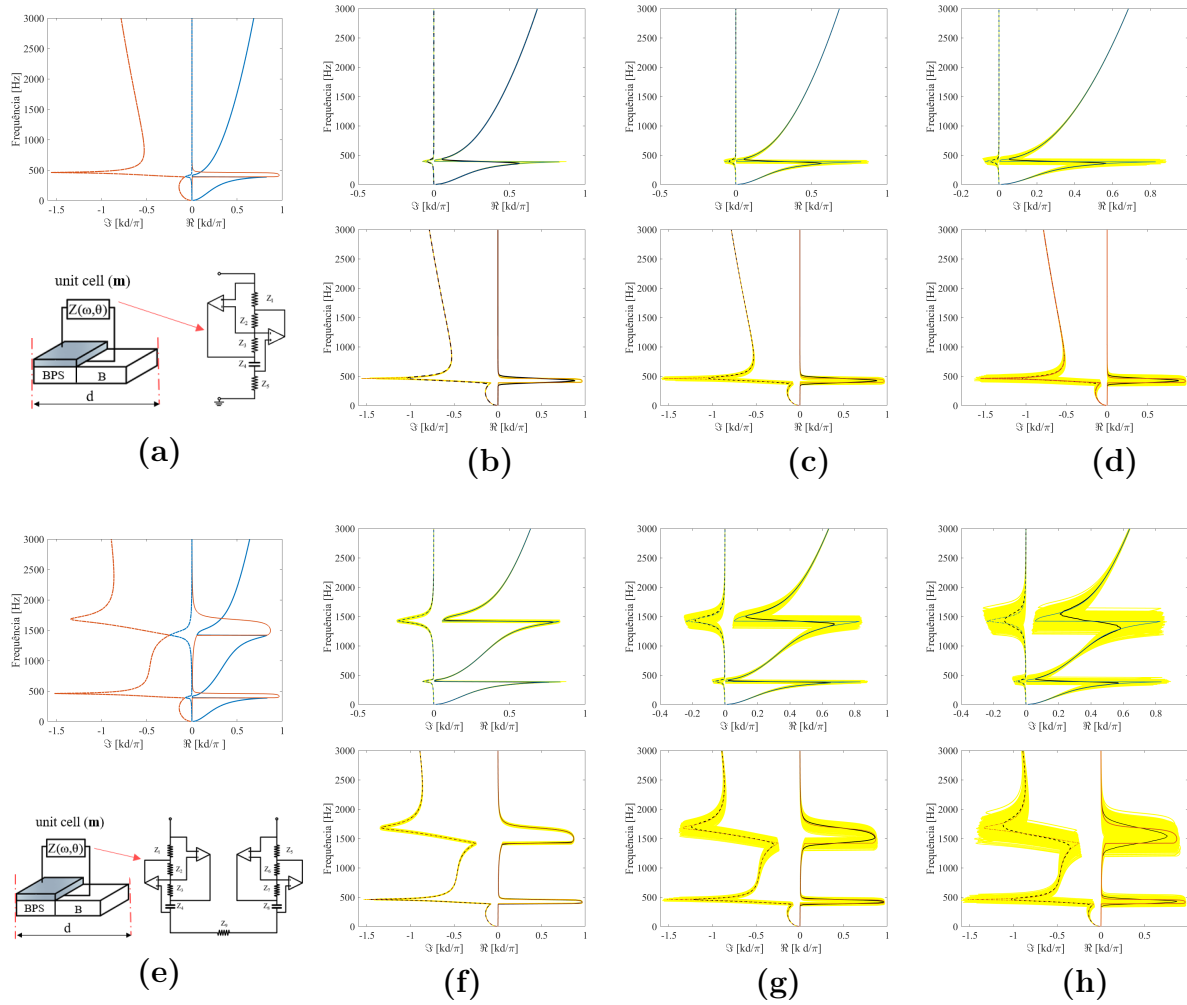


Figura 4.21 – Diagrama de dispersão sob impedância aleatória: (a) diagrama de dispersão determinístico, célula unitária e esboço do circuito ressonante simples; (b) diagrama de dispersão determinístico, médio e CI 95% para uma impedância sintonizada em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (c) diagrama de dispersão determinístico, médio e CI 95% para uma impedância sintonizada em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (d) diagrama de dispersão determinístico, médio e CI 95% para uma impedância sintonizada em 421 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.10$; (e) diagrama de dispersão determinístico, desenho de célula unitária e circuito multi-shunt; (f) impedância sintonizada em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.01$; (g) impedância sintonizada em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.05$; (h) impedância sintonizada em 421 & 1501 Hz e $\delta_R = \delta_L = 0.1$.

4.2 Resultados Experimentais

A implementação de testes experimentais em seres humanos é uma prática complexa, especialmente quando envolve a atuação de um conselho de ética. Além da avaliação de riscos e benefícios, é fundamental cumprir uma série de obrigações para garantir a inclusão de um espectro diversificado de pacientes. Neste contexto, o presente trabalho se concentra exclusivamente em um conjunto de experimentos de bancada, com o objetivo de validar a teoria, testar o projeto dos circuitos e testar a viabilidade de controle em baixa

frequência. Este estágio inicial visa adquirir uma base sólida de informações, essencial para o desenvolvimento de um protótipo.

4.2.1 Variação da Impedância

No contexto da variação da impedância elétrica (Sec. 4.1.3), optou-se por verificar pontualmente quais seriam as variações elétricas oriundas de cada componente pertinente a construção de um circuito *shunt* ressonante com indutância sintética de Antoniou formada por dois amplificadores IC 741 Op-mp. Assim, para obter a frequência de sintonização de 421 Hz foram utilizados os componentes $R_1 = 1000\Omega$, $R_2 = 14\Omega$, $R_3 = 1000\Omega$, $R_4 = 1000\Omega$, $R_5 = 68\Omega$, $C_1 = 100nF$. Já para obter a frequência de 1501 Hz foram utilizados os componentes $R_1 = 1000\Omega$, $R_2 = 178\Omega$, $R_3 = 1000\Omega$, $R_4 = 1000\Omega$, $R_5 = 68\Omega$, $C_1 = 100nF$.

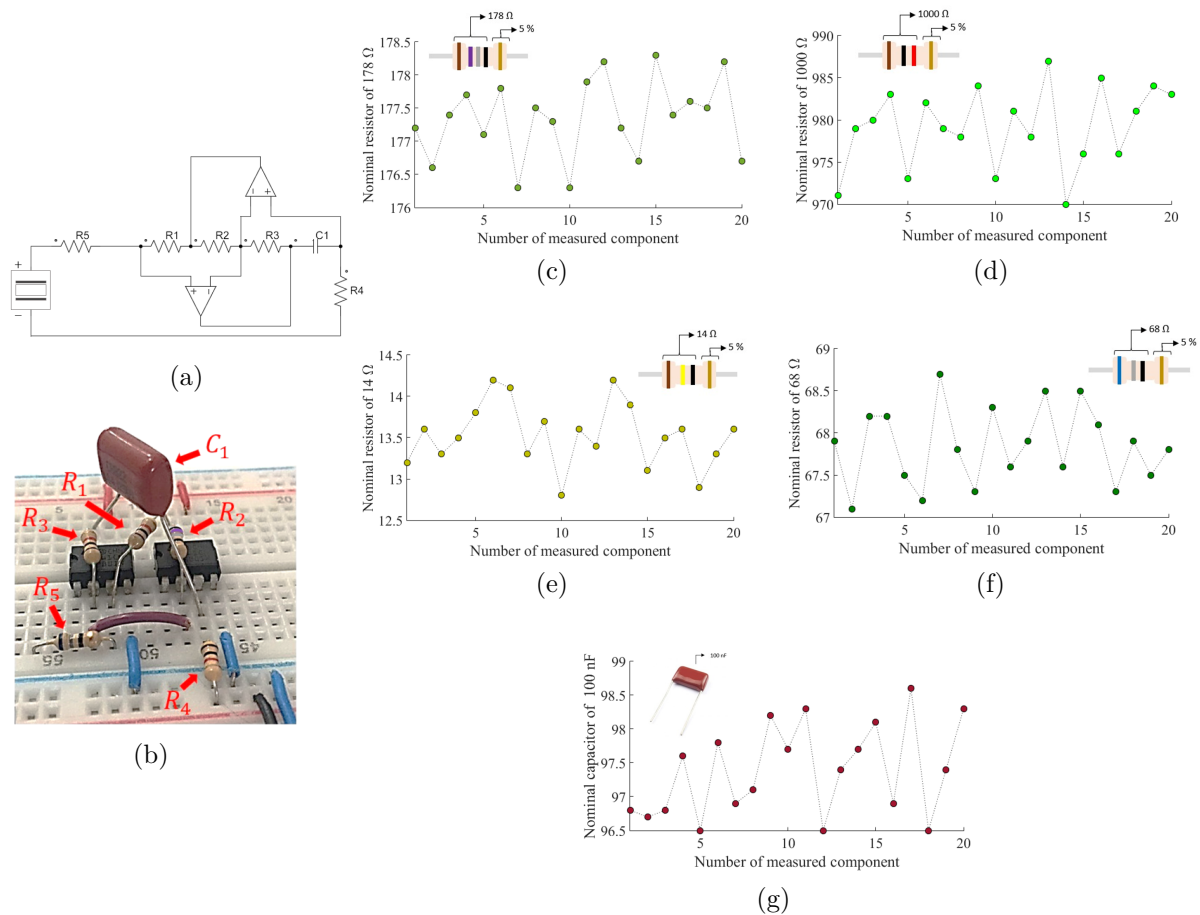


Figura 4.22 – Medidas experimentais dos componentes elétricos utilizados no circuito *shunt*: a) ilustração topográfica do circuito *shunt* ressonante com indutância sintética; b) foto real do circuito em protoboard; c) valores medidos da resistência de 178 Ω; d) valores medidos da resistência de 1000 Ω; e) valores medidos da resistência de 14 Ω; f) valores medidos da resistência de 68 Ω; g) valores medidos da capacitância de 100 nF.

Na Figura 4.22 foram realizadas vinte medições de vinte componentes classificados com as mesmas propriedades. Por exemplo, 20 resistores classificados com a coloração

de $178\ \Omega$ foram medidos separadamente com um multímetro digital VICTOR 86C para verificar a precisão prometida pelo fabricante. As Figuras 4.22c até 4.22f mostram 20 resistências medidas para 20 elementos de resistências nominais de 178Ω , 1000Ω , 14Ω e 68Ω , respectivamente. A Figura 4.22g é a capacitância medida em 20 capacitores com valor nominal de $100\ \text{nF}$. Nenhum dos componentes medidos correspondeu exatamente ao seu valor nominal e apresentou uma variação em torno de 5%, o que é indicado pelo fabricante.

Contudo, apesar dos valores serem próximos ao indicado no *datasheet* de cada componente, faz-se necessário uma atenção quanto a possível variação gerada pela combinação desses elementos para formar uma indutância sintética, mais especificamente, uma atenção quanto a sintonização correta do circuito *shunt* ressonante. Sob essa perspectiva, foi realizado um experimento para verificar essa possível variabilidade na sintonização do circuito *shunt* ressonante, conforme mostra a Figura 4.23.

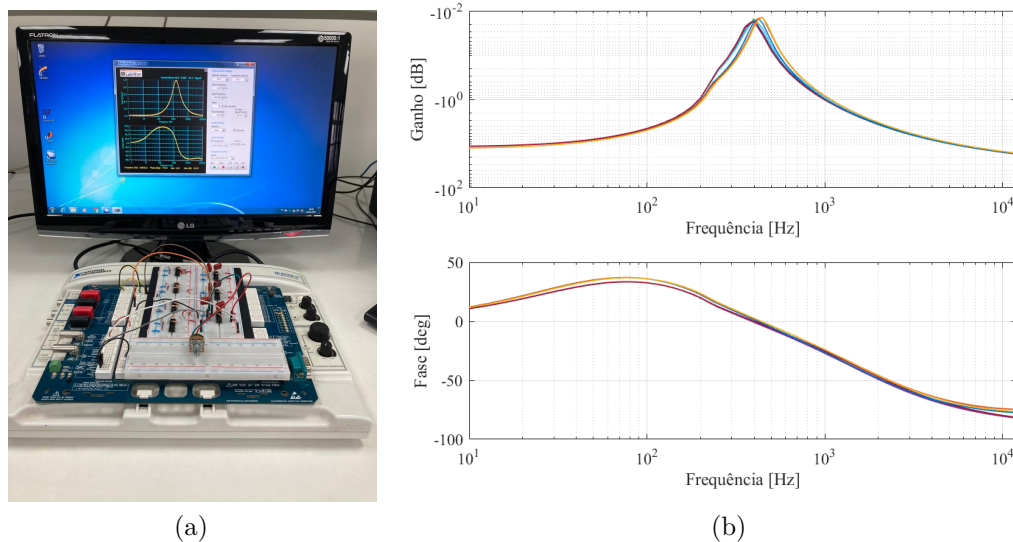


Figura 4.23 – Configuração experimental para medir o circuito: a) sistema de aquisição NI ELVIS II e *software* ELVISmx SFP Bode Analyser; b) medição de ganhos e fases em dez circuitos *shunt* similares programados para ressonar em 421 Hz. Os gráficos mostram claramente o efeito da estocasticidade intrínseca, em que as curvas não se sobrepõem apesar das realizações obtidas com base em configurações físicas semelhantes.

A Figura 4.23a mostra a segunda configuração experimental para medir o circuito, composta pelo sistema de aquisição *NI Engineering Laboratory Virtual Instrumentation Suite II* (NI ELVIS II) e o *software* *ELVISmx SFP Instrument Launcher Bode Analyser*, ambos da *National Instruments*. O sistema NI mediu o ganho e a fase de dez circuitos *shunt* nominalmente idênticos operando a 421 Hz, conforme apresentado na Figura 4.23b. Mesmo que os circuitos em teste sejam 'idênticos', devido à variabilidade intrínseca dos componentes elétricos, como mostrado no experimento da Figura. 4.22, o desempenho do circuito é comprometido como demonstrado pela variabilidade presente na frequência de

ressonância do ganho.

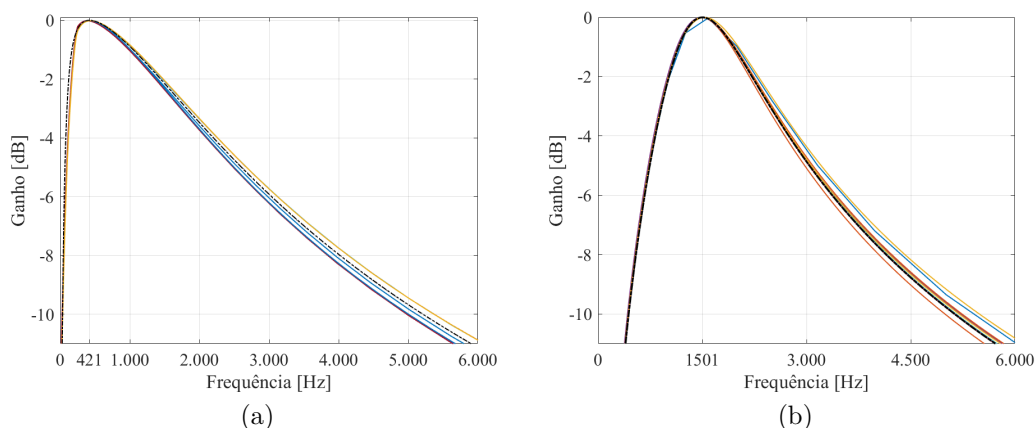


Figura 4.24 – Comparação do ganho experimental (linhas sólidas) versus ganho numérico (linha tracejada preta): (a) Circuitos de derivação operando a 421 Hz; (b) Circuitos de derivação operando a 1501 Hz.

A Figura 4.24 apresenta gráficos de validação com a comparação da função de transferência numérica (linha tracejada preta) e experimental (linha sólida). Os dez circuitos físicos e ganhos numéricos têm uma resposta coincidente para o *shunt* ressonando em 421 Hz (Figura 4.24a) e 1501 Hz (Figura 4.24b). O sistema de aquisição ELVIS NI permite a medição do ganho do circuito, demonstrando o desempenho do circuito usado para validar a formulação numérica descrita pela Eq. 3.64. Observe que, embora a validação do ganho obtido numericamente com dados experimentais forneça confiança nas extensas análises numéricas apresentadas neste artigo, a variabilidade dos dados experimentais também cria uma forte justificativa para a quantificação da incerteza nas respostas estruturais multifísicas, conforme discutido no parágrafo a seguir.

Na prática, a impedância do circuito é a variável que acopla na equação estrutural do movimento. Por esta razão, a propagação da incerteza é realizada no circuito *shunt* ressonante numérico, validado aqui na forma da impedância. A incerteza associada à parte elétrica do controle de vibração está sob investigação neste trabalho. A validação experimental mostra aqui a necessidade de incluir tais informações (variabilidade aleatória nas propriedades dos componentes elétricos, que podem manifestar as incertezas de fabricação e medição) no modelo numérico utilizado para o projeto da metaestrutura.

4.2.1.1 Indutância de Antoniou, Riodan e Gyrator

O uso do circuito Antoniou é comumente utilizado para representar uma indutância sintética no circuito *shunt* ressonante conectado a um material piezoelétrico. No entanto, trabalhos como Viana e Steffen (2006) argumentam que existem vários outros tipos de indutâncias sintéticas que podem ser aplicadas a essa funcionalidade. Nesse sentido, o presente estudo investiga como as indutâncias sintéticas de Antoniou (Fig. 3.7a), Riodan

(Fig. 3.7b) e Gyrator (Fig. 3.7c), do trabalho de Zambolini-Vicente, Lima e Neto (2016), se comportam quando sintonizadas em baixa frequência. As Tabelas 4 e 5 apresentam os valores de diferentes resistores comerciais utilizados para obter a frequência próxima de 12.7 Hz.

Tabela 4 – Valores dos componentes elétricos adotados para circuitos com indutâncias sintéticas de Antoniou e Riordan.

Nº Circuito	R1 (k Ω)	R2 (k Ω)	R3 (k Ω)	Freq. Natural (Hz)
#1	4.3	0.033	2.2	12.53
#2	8.2	0.510	9.1	12.70
#3	33	24	27	12.57
#4	330	22000	240	12.77

Tabela 5 – Valores dos componentes elétricos adotados para circuitos com indutâncias sintéticas de Gyrator.

Nº Circuito	R5 (k Ω)	R6 (k Ω)	Freq. Natural (Hz)
#1	33	36	12.77
#2	130	9.1	12.79
#3	1000	1.2	12.70
#4	22000	0.056	12.54

Os valores dos componentes foram definidos utilizando as Equações 3.3.1 e 3.3.1, com base no melhor arranjo possível de resistores pequenos, médios e grandes. A ideia principal na escolha desses valores é justificada pela possibilidade de interferência no sinal de saída piezoelétrico (piezo), uma vez que a tensão elétrica de cada piezo possui um valor pequeno e relativo ao local onde se encontra na estrutura, conforme demonstra a Fig. 4.25.

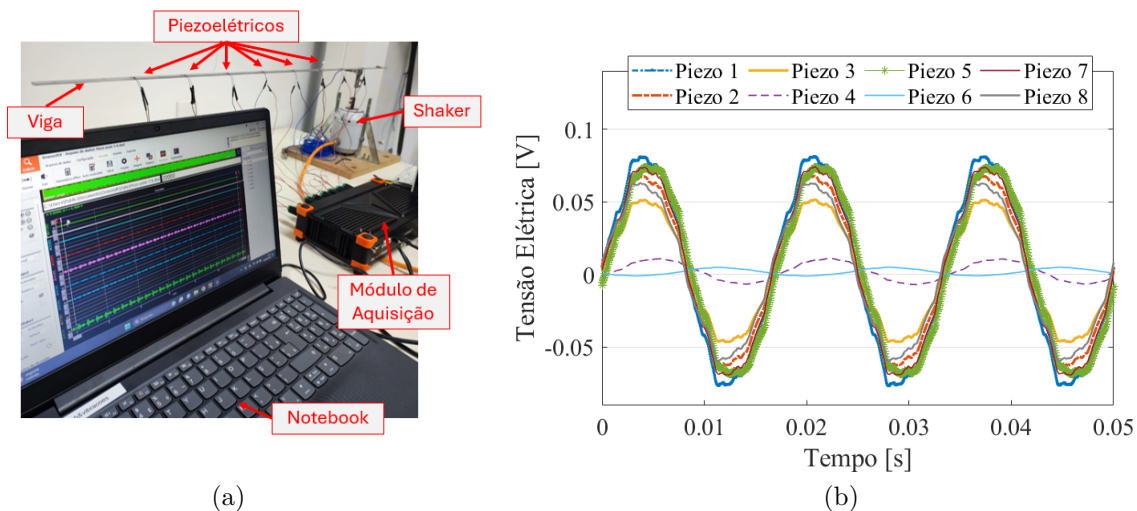


Figura 4.25 – Experimento para coletar informações elétricas dos piezoelétricos acoplados na viga: (a) configuração experimental; e (b) tensão elétrica em função do tempo para cada piezoelétrico.

Para compreender o comportamento elétrico gerado por uma pastilha piezoelétrica, foi utilizado um experimento de vibração onde 8 piezos do modelo SMD07T05R412WL são acoplados periodicamente ao longo de uma viga de alumínio, em condição livre-livre, de 1 m de comprimento, 20 mm de largura e 3 mm de espessura. Em uma das extremidades da viga, um mini shaker PCB foi colocado para excitar a estrutura com uma função *sweep* variando de 3 a 1000 Hz, amplitude de 2 Vpp. Este experimento, mostrado na Fig. 4.25a, utiliza o hardware da empresa DEWESoft® para aquisição de dados dos 8 piezos simultaneamente.

Conforme demonstra a Fig. 4.25b, todos os sinais possuem amplitudes diferentes. A maior amplitude, registrada em torno de 83 mV, vem do piezoelétrico mais próximo do shaker "Piezo 1", e a menor amplitude, registrada em torno de 5 mV, vem do sexto piezoelétrico. Estima-se que essas diferenças de amplitude se deva a razões como: a modos de vibrar da viga, favorecendo ou desfavorecendo a deformação de certos piezoelétricos; defeito de fábrica dos piezoelétricos 4 e 6; baixa condutividade elétrica; isolamento imperfeita; entre outros motivos. No entanto, esses sinais são suficientes para entender qual sinal deve ser implementado na simulação de piezoelétricos com indutâncias sintéticas.

Dito isso, optamos por utilizar um sinal senoidal com amplitude de 70 mV, frequência de 60 Hz, capacitância piezoelétrica $C_p^T = 1,31 nF$ conectada a um circuito RL em série com resistência $R = 200 \Omega$, amplificadores operacionais do tipo 741, alimentados por +5 e -5 V, capacitância $C_1 = 100 \mu F$, e demais componentes ilustrados na Tab. 4 para o circuito Antoniou e Riordan, e na Tab. 5 para o circuito Gyrator.

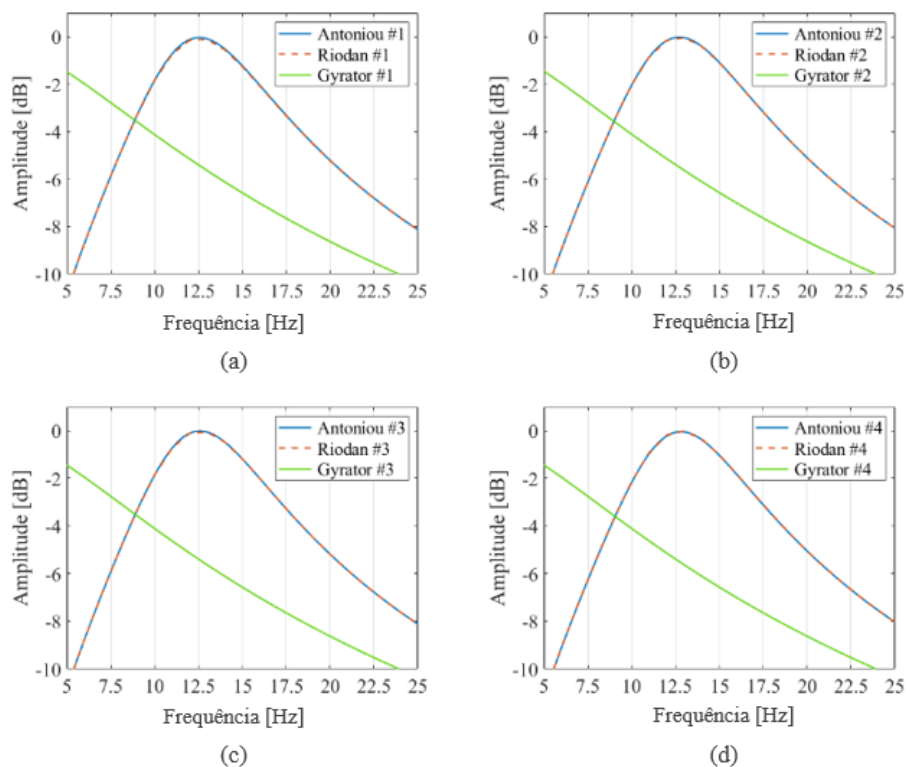


Figura 4.26 – Diagrama de Bode dos circuitos *shunt* ressonante com L sintético: (a) caso #1; (b) caso #2; (c) caso #3; (d) caso #4.

Na Figura 4.26, ao compararmos os digramas das diferentes indutâncias sintéticas, observa-se uma diferença de comportamento na indutância do Gyrator frente as demais. Ao contrário do que ocorre em Antoniou e Riodan, no circuito de Gyrator não é perceptível um pico localizado na frequência de projeto. Este fato pode ser observado em todos os quatro casos.

Implementando os valores de cada caso em indutâncias sintéticas simuladas no *software* Protheus, temos o seguinte comportamento da tensão elétrica mostrado na Fig. 4.27.

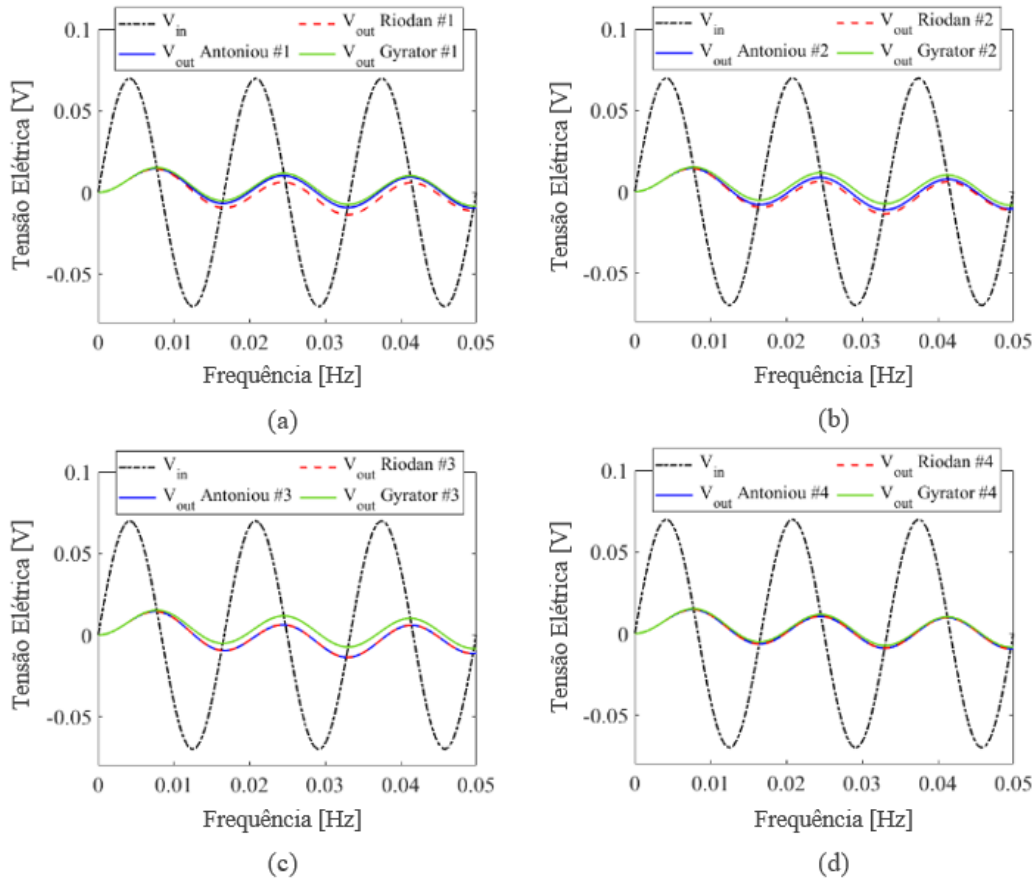


Figura 4.27 – Comparação entre a tensão elétrica de entrada com a de saída dos circuitos *shunt* ressonante com L sintético: (a) caso #1; (b) caso #2; (c) caso #3; (d) caso #4.

A partir da Figura 4.27, pode-se identificar que a atenuação está presente em todos os casos e com todas as indutâncias. No entanto, há uma diferença específica na amplitude associada a cada caso, por exemplo: caso #1, o comportamento de Antoniou é mais próximo do de Gyrator; caso #2, praticamente as três indutâncias resultam em comportamentos diferentes; caso #3, o sinal de Antoniou é semelhante ao comportamento de Riodan; e caso #4, todas as indutâncias têm comportamentos semelhantes.

Na Figura 4.28, podemos observar que tanto na indutância de Antoniou quanto na de Riodan, o caso #4 denota uma amplitude maior, mas a menor amplitude é a do caso #3 para Antoniou e a dos casos #2 e #3 para o caso de Riodan. Em relação ao Gyrator,

todos os sinais permanecem idênticos entre si, independentemente do caso.

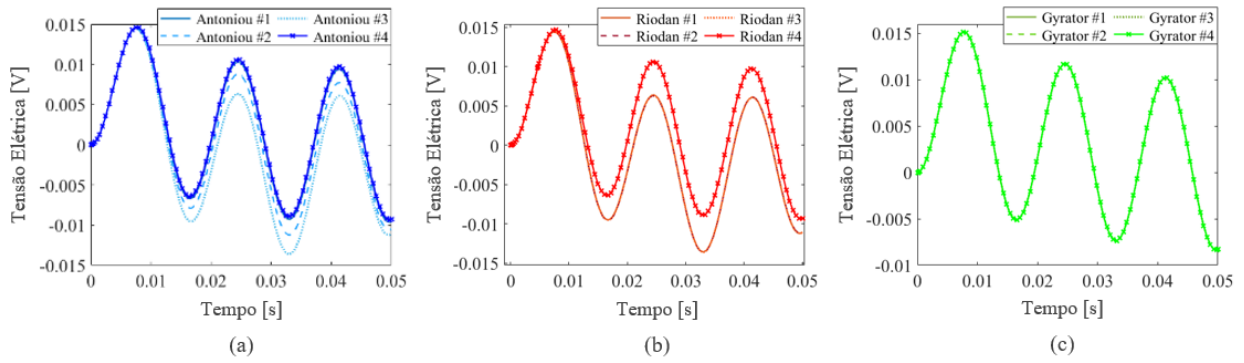


Figura 4.28 – Comparação da tensão de conexão piezoelétrica em diferentes circuitos *shunt* ressonante com L sintético: (a) Antoniou; (b) Riordan; e (c) Gyrator.

Além de analisar todas essas condições demonstradas acima, é importante entender que os quatro casos de sintonia para as três indutâncias sintéticas podem sofrer uma variação devido à tolerância dos componentes eletrônicos (resistores com 10% de tolerância). Nesse sentido, a Fig. 6 demonstra essa variação para os casos do circuito de Antoniou.

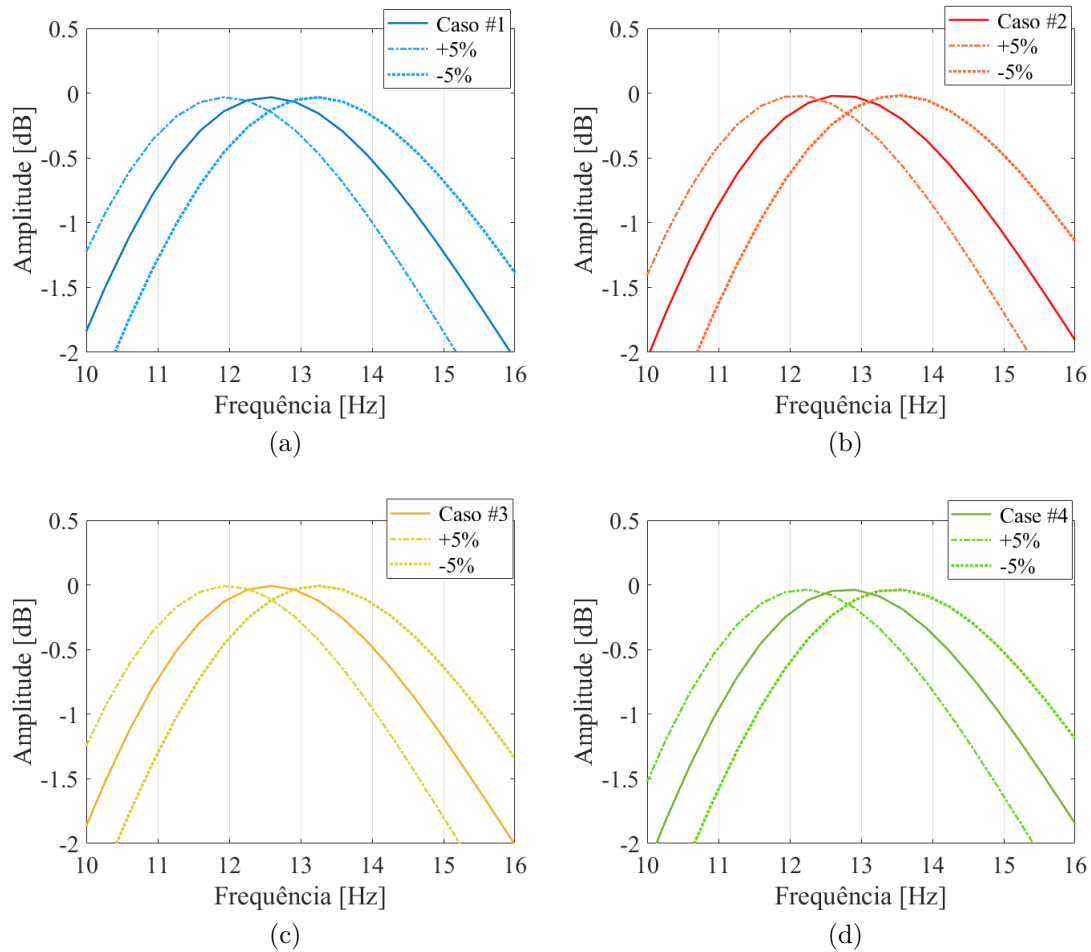


Figura 4.29 – Comparação da tensão de conexão piezoelétrica em diferentes circuitos *shunt* ressonante com L sintético: (a) Antoniou; (b) Riordan; e (c) Gyrator.

A Figura 4.29 mostra que a sintonização sofre variação parecida em ambos os casos. Embora os elementos simulados tenham uma tolerância de 5%, considerada uma das menores para componentes comuns, é perceptível uma variação de frequência de aproximadamente 0,8 Hz para cima e para baixo. Isso reforça a necessidade de uma verificação pontual em cada caso, onde se deseja garantir uma sintonia perfeita.

4.2.2 Implementação viga-piezo-*shunt*

Outro cenário experimental do contexto viga com piezoelétricos e circuito *shunt*, faz uso de uma viga de aço de 143,5cm de comprimento, 13mm de largura e 3mm de espessura. Essa viga é posta na condição de contorno fixa-livre, conforme ilustra a Fig.4.30

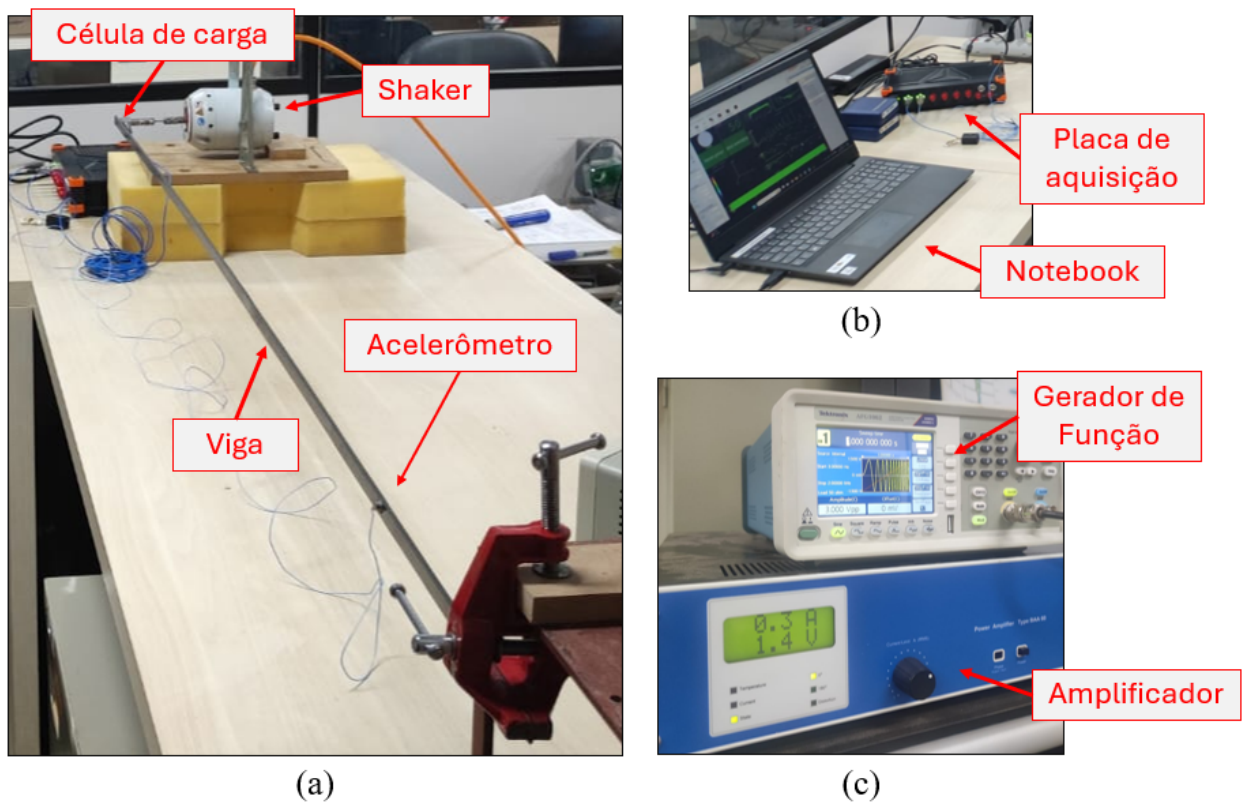


Figura 4.30 – Configuração experimental da viga utilizada para testar o controle com piezo-*shunt*: (a) viga de alumínio em condição fixa-livre com excitação por shaker; (b) sistema DEWESoft® utilizado para aquisição de dados; e (c) amplificador e gerador de sinais utilizado para excitar o shaker com amplitude e frequência desejada.

A fim de excitar todos os modos da estrutura, foi utilizado um mini shaker PCB com amplificador conectado um gerador de função (Tektronix) configurado em um sinal de varredura (*sweep*) com amplitude de 3 Vpp, partindo de 3 até 1000 Hz. A célula de carga utilizada junto a haste do shaker é do modelo PCB LW47893, e o mini acelerômetro é o PCB 352A21. Ademais, foi utilizada uma placa de aquisição da DEWESoft® juntamente

com seu *software* para criar uma média a partir de 10 acelerações realizadas em duas configurações de coleta: uma onde o acelerômetro foi posicionado no mesmo ponto da excitação do shaker (*driving point*); e a outra onde o acelerômetro foi posicionado na extremidade oposta a do shaker (*transfer point*). A Fig.4.31 demonstra os resultados de aceleração, coerência e fase obtidos da viga sob as condições mencionadas.

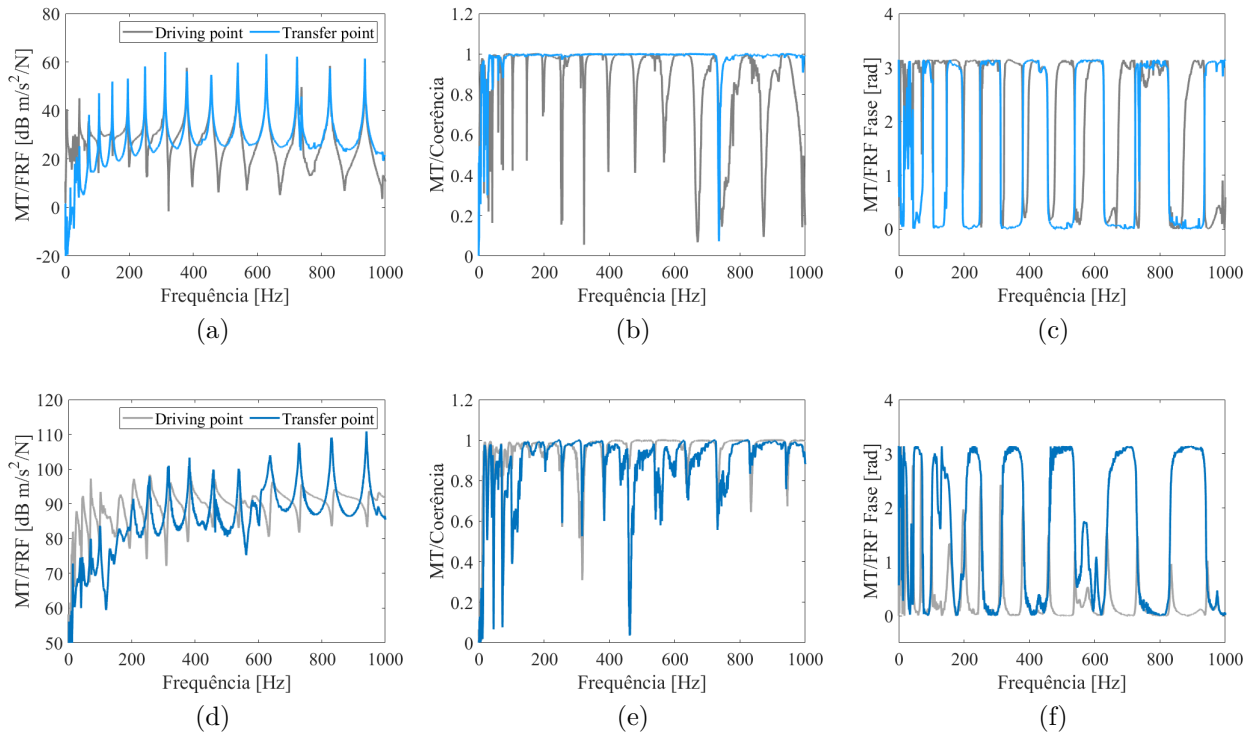


Figura 4.31 – Resultados coletados do feixe sem a adição de piezoelétricos. (a), (b) e (c) são aceleração, coerência e fase, obtidos respectivamente com análise de martelo. (d), (e) e (f) são aceleração, coerência e fase, obtidos respectivamente com análise de shaker.

Conforme mostra a Fig.4.31, resultados com excitação por martelo de impacto modal (TLD086C04) parametrizado em 1 N, também foram gerados para ter uma referência do que era pra ser esperado em cada modo. Aparentemente, as frequências iniciais se mostram mais divergentes do que as demais, isso é esperado em parte devido a limitação que o shaker utilizado possui ao excitar frequências abaixo de 30 Hz. Para melhor verificar essa comparação frequencial, a Tab. 6 apresenta o quantitativo das dez primeiras frequências oriundas por cada tipo de excitação das Figs. 4.31a e 4.31e.

Tabela 6 – Frequências naturais da viga fixa-livre obtidas em condição de vibração livre e forçada.

Conf.	Frequência Natural [Hz]									
	ω_{n1}	ω_{n2}	ω_{n3}	ω_{n4}	ω_{n5}	ω_{n6}	ω_{n7}	ω_{n8}	ω_{n9}	ω_{n10}
Martelo	4.88	15.86	29.70	43.94	74.05	105.38	146.89	195.31	249.02	312.09
Shaker	6.10	14.64	25.63	45.57	70.85	101.72	163.57	201.41	253.09	314.12

Após a obtenção dos resultados da viga sem piezos, foram acoplados dez cerâmicas piezoelétricas do tipo SMPL20W15T14R111 de dimensão 20x15x1,4mm e 1.5 MHz. Esse acoplamento foi realizado com o uso de Cianoacrilato de Etila, deixando espaços idênticos ao longo do comprimento da viga para formar uma periodicidade. Conforme mostra a Fig. 4.32, os resultados dinâmicos da viga com os piezos acoplados foram explorados em duas configurações sem controle, são elas: a configuração de circuito aberto onde a parte negativa e positiva de cada piezoelétrico encontram-se isoladas de quaisquer outro componente; e a configuração de curto-circuito onde as polaridades positiva e negativa de cada piezoelétrico são conectadas para fechar o circuito em curto. Esses resultados serviram de base para determinar a influencia dinâmica que os piezoelétricos causam na estrutura sem o controle do circuito estar ligado.

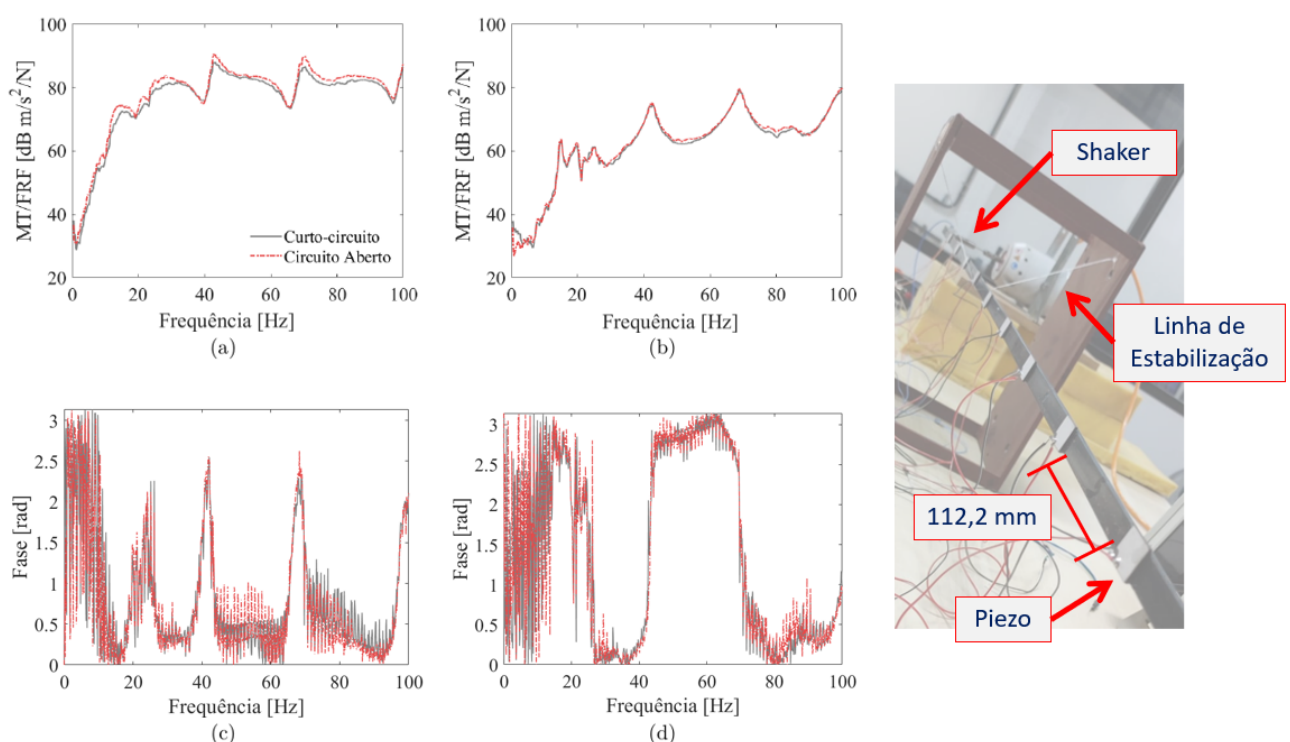


Figura 4.32 – Resposta dinâmica da viga com dez piezoelétricos acoplados periodicamente ao longo do seu comprimento nas configurações de curto-circuito (linha cinza) e circuito aberto (linha laranja pontilhada): (a) e (c) são a aceleração e phase da condição *drive point*; e (b) e (d) são a aceleração e phase da condição *transfer point*.

Antes da escolha dos componentes para formar os circuitos de controle, foram analisados todos os sinais elétricos gerados por cada um dos dez piezoelétricos, a fim de entender quais são as proporções de energia convertida. Para essa análise, as saídas de cada piezoelétrico foram conectadas às entradas do módulo de aquisição da DEWEsSoft (Fig.4.30(b)). No entanto, como o módulo dispõe de apenas oito canais de entrada, não foi possível registrar simultaneamente os sinais dos dez sensores. Assim, os dados referentes aos piezoelétricos 9 e 10 foram obtidos em um ensaio complementar, o que justifica a defasagem dos mesmos quando comparados aos demais. A Figura 4.33 apresenta esses

sinais coletados.

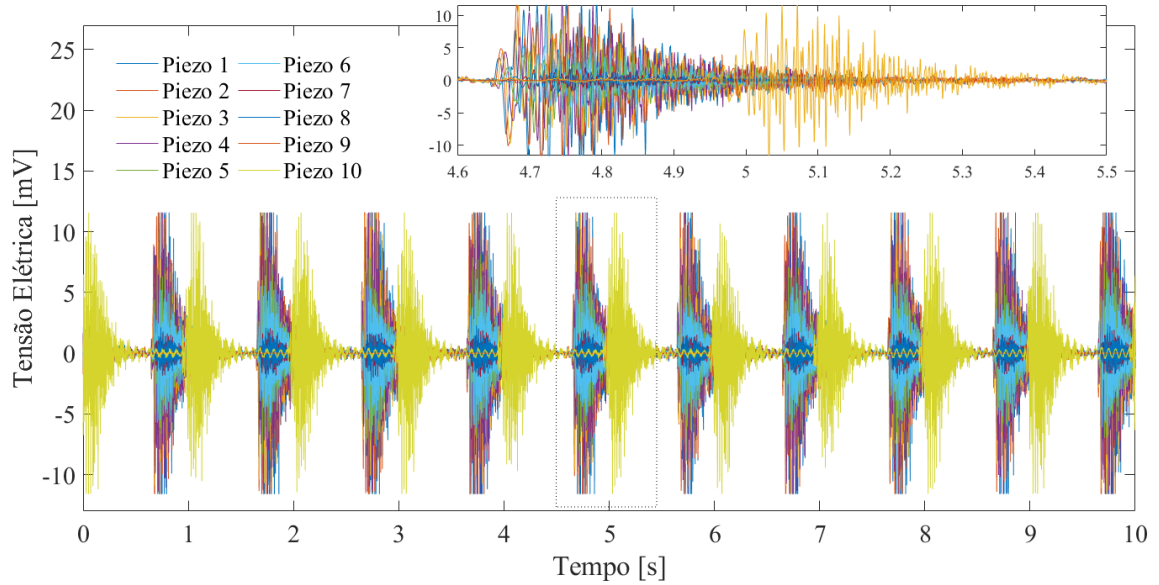


Figura 4.33 – Tensão elétrica coletada dos dez piezoelétricos acoplados na viga sob excitação com shaker. O retângulo no canto superior é o zoom dos sinais no tempo de 4.6 a 5.5 segundos.

A partir da análise da Figura 4.33, observa-se as amplitudes de tensão elétrica geradas por cada unidade piezoelétrica. Embora os sinais dos piezoelétricos 9 e 10 não estejam perfeitamente parametrizados em relação aos demais, é possível identificar um comportamento temporal relativamente consistente entre os sensores. No geral, ao compará-los uns com os outros, pode-se observar uma relação decrescente na amplitude dos piezoelétricos, ou seja, a energia gerada pelo piezo 1 é maior do que a do piezo 2, que por sua vez é maior que a do piezo 3 e assim consecutivamente. Esse comportamento corrobora o entendimento de que os piezos mais próximos ao shaker (local de excitação) tendem a gerar mais energia. Contudo, para compreender melhor o comportamento dessa energia gerada, propõe-se a Fig. 4.34 para uma apresentação isolada de cada comportamento elétrico gerado no domínio da frequência e do tempo.

A Figura 4.34a apresenta o comportamento elétrico no domínio da frequência registrado por cada unidade piezoelétrica acoplada à viga. Observa-se que cada piezoelétrico apresenta amplitudes distintas em diferentes frequências. Isso se deve ao fato de que, embora a excitação do tipo *sweep* atue sobre todos os modos vibracionais da estrutura, apenas os piezoelétricos localizados nas regiões de maior deslocamento para um determinado modo tendem a sofrer deformações mais intensas, resultando, consequentemente, em uma geração de energia mais significativa naquela frequência específica. Essa análise também pode ser observada no domínio do tempo com a Fig. 4.34b.

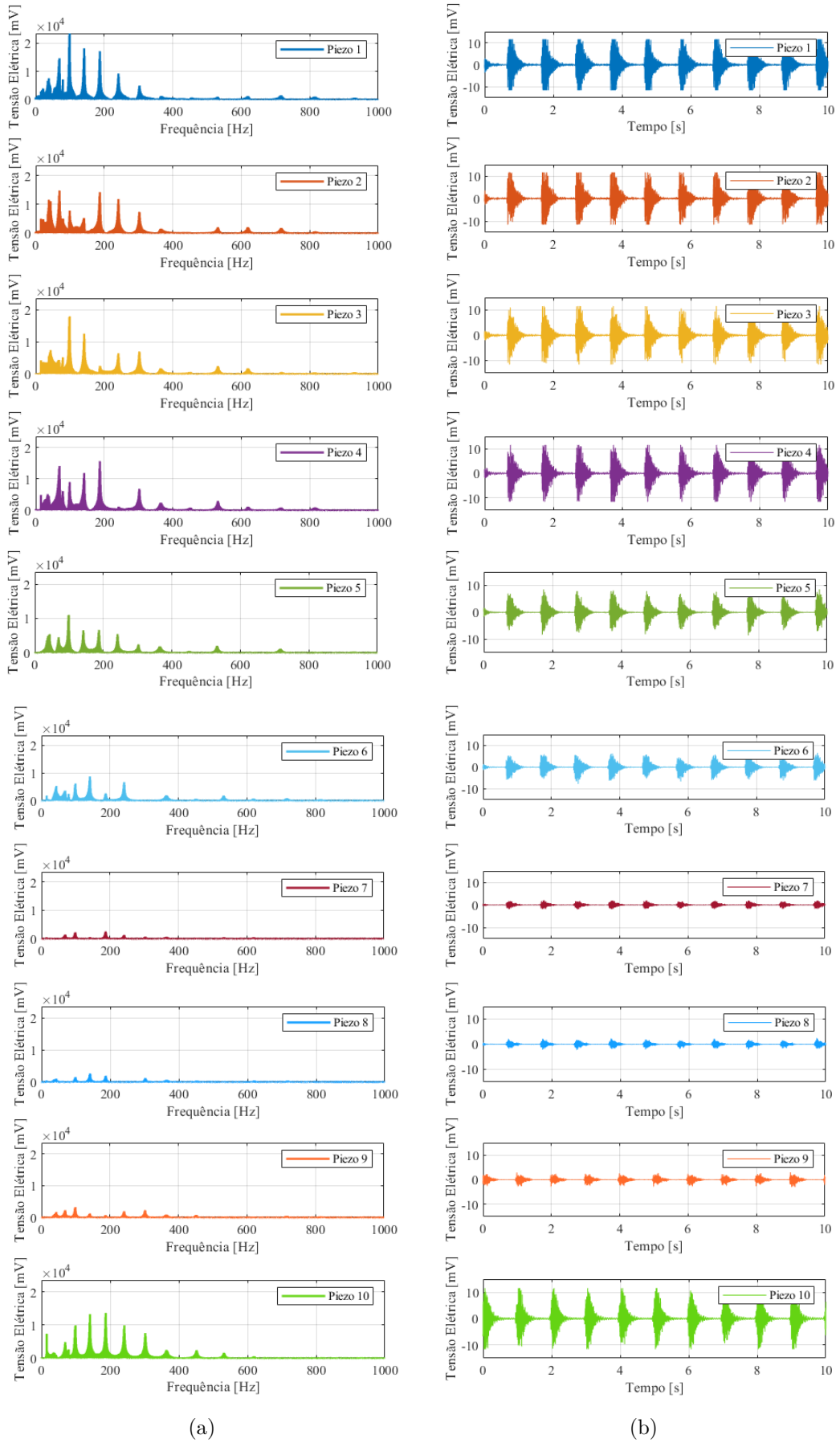


Figura 4.34 – Tensão elétrica coletada dos dez piezoelétricos acoplados na viga sob excitação com shaker: (a) domínio da frequência e (b) domínio do tempo.

Uma vez conhecidos quais são os primeiros modos de vibrar da estrutura e quais são os níveis de voltagem gerados por cada piezoelétricos, foi possível escolher a potência dos componentes elétricos e também os modos passíveis de serem atenuados. Como pode ser observado na Fig. 4.32(a-b), somente os modos localizado depois de 40 Hz apresentam confiabilidade pela excitação do shaker. Nesse sentido, foram construídos 2 grupos de dez circuitos para atenuar o primeiro e o segundo modo, ambos localizados em torno de 43 e 68 Hz. No entanto, como os componentes utilizados apresentam tolerância de 10%, um multímetro digital, VICTOR 86C, foi utilizado para verificar individualmente os valores de cada componente, e assim, definir uma frequência mais próxima do objetivo. Os valores desses componentes estão listados na Tabela 7.

Tabela 7 – Valores dos componentes elétricos utilizados para compor dez circuitos *shunt* ressonantes configurados para atenuar o primeiro e o segundo modo de vibrar da estrutura.

Nº	R1 [Ω]	R2 [Ω]	R3 [Ω]	R4 [k Ω]	C1 [nF]	C_P^T [nF]	ω_n [Hz]
Grupo I							
1	1978	103	11870	267.2	0.972	2.27	43.4146
2	1966	114	12110	266.2	0.964	2.51	43.3940
3	1969	109	11880	263.8	0.99	2.39	43.4859
4	1975	106	11870	267.4	0.998	2.28	43.3861
5	1963	99	11980	267.1	0.926	2.28	43.4850
6	1962	106	12040	265.5	0.99	2.31	43.2668
7	1985	98	11850	265.4	0.971	2.17	43.4414
8	1977	99	11780	264.7	0.991	2.19	43.2938
9	1962	97	11930	266.7	0.97	2.16	43.3423
10	1963	93	11850	265.1	0.964	2.11	43.3369
Grupo II							
1	1978	253	11870	267.2	0.972	2.27	68.0421
2	1966	280	12110	266.2	0.964	2.51	68.0074
3	1969	267	11880	263.8	0.990	2.39	68.0598
4	1975	261	11870	267.4	0.998	2.28	68.0798
5	1963	243	11980	267.1	0.926	2.28	68.1279
6	1962	262	12040	265.5	0.990	2.31	68.0224
7	1985	241	11850	265.4	0.971	2.17	68.1239
8	1977	245	11780	264.7	0.991	2.19	68.1069
9	1962	239	11930	266.7	0.970	2.16	68.0339
10	1963	230	11850	265.1	0.964	2.11	68.1522

Conforme pode ser observado na Tab. 7, somente o valor do componente R2 foi alterado para ajustar a frequência. Essa escolha foi feita justamente para avaliar a viabilidade de se realizar o ajuste do controle por meio de um potenciômetro no dispositivo. A topologia adotada pode ser visualizada na Figura 4.35.

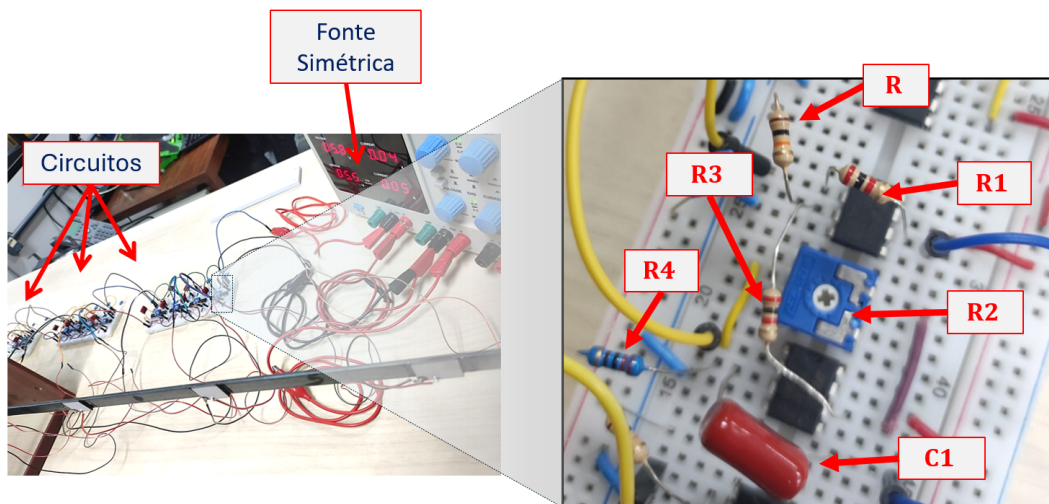


Figura 4.35 – Foto do circuito *shunt* ressonante utilizado para atenuar os modos localizados próximos de 43 e 68 Hz.

Na Figura 4.36, podemos fazer uma comparação entre os sinais com controle do grupo I (linha amarela) e do grupo II (linha azul) em relação ao caso em curto-circuito (linha cinza). Nas primeiras frequências, 0 a 30 Hz, é possível detectar a influência da limitação do shaker, porém também possível detectar a atenuação nos modos sintonizados. A atenuação no modo do grupo I foi mais eficiente do que no modo do grupo II, e isso é visível tanto na resposta em frequência quanto na resposta temporal. Esse comportamento pode estar relacionado a uma defasagem entre a frequência de sintonia dos circuitos e a frequência natural do modo de vibrar. Além disso, fatores como o acoplamento eletromecânico entre o atuador e a estrutura, bem como a precisão do ajuste de componentes como o valor de R2, podem influenciar a eficácia do controle no modo associado a essa frequência. Assim, realizar uma sintonização precisa com os parâmetros do circuito se mostra fundamental para garantir uma atenuação mais uniforme ao longo dos modos de interesse.

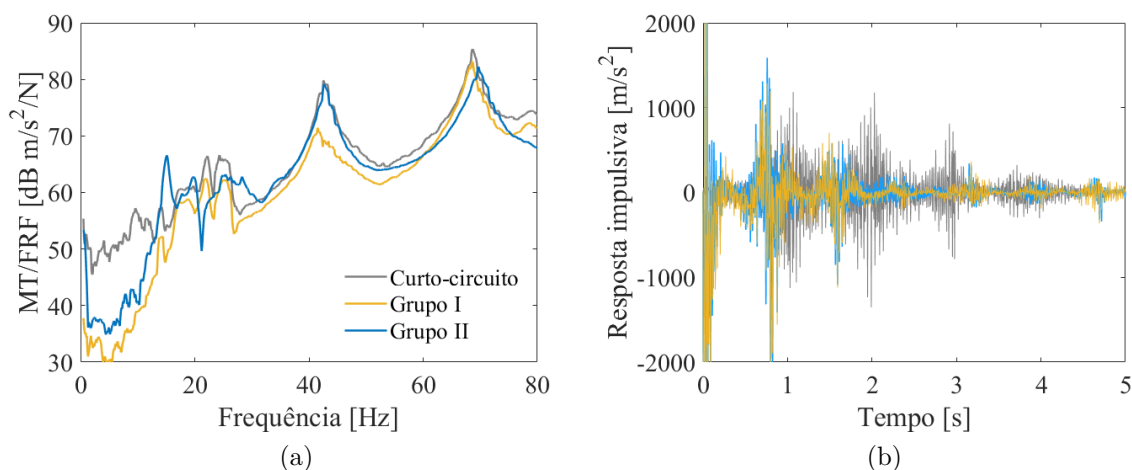


Figura 4.36 – Comparação entre os controles em 43 Hz (grupo I) e 68 Hz (grupo I). Aceleração no domínio da frequência (a) e do tempo (b).

Na Figura 4.37, os resultados dinâmicos da estrutura com os piezoelétricos acoplados foram explorados em três configurações de controle RL em série (*shunt* ressonante) sintonizado em 43 Hz. Cada uma dessas configurações utilizou valores diferentes para a resistência R do circuito *shunt*. Logo, a fim de verificar a atenuação em função dessa métrica foram utilizados 10 k Ω , 100 k Ω e 1 M Ω .

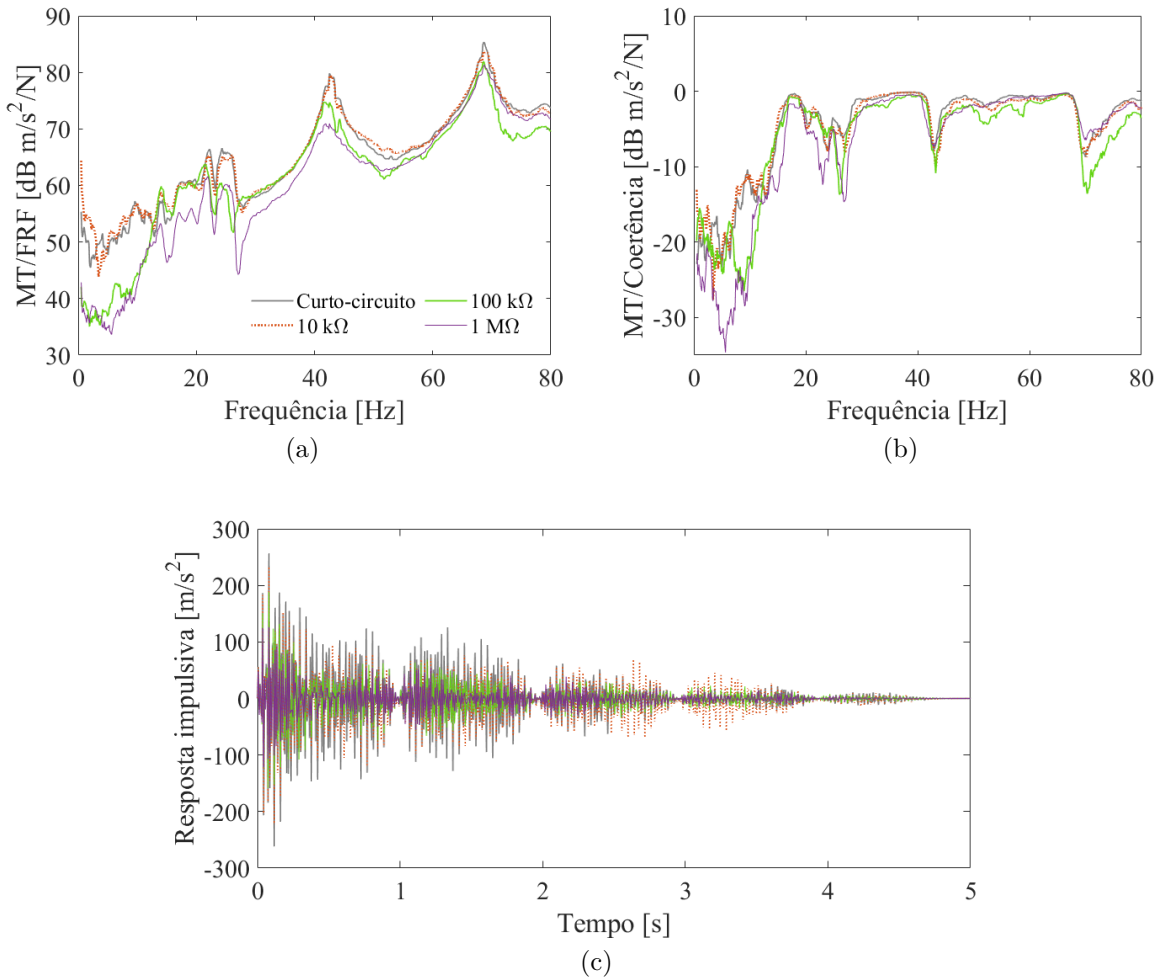


Figura 4.37 – Comparação das respostas dinâmicas do controle *shunt* ressonante com variação no valor da resistência R: (a) aceleração; (b) coerência; e (c) aceleração no domínio do tempo.

Na Figura 4.37 pode ser observado a influência do aumento da resistência R na atenuação do modo de 43 Hz. Quanto maior é o valor da resistência, melhor é a atenuação gerada. O caso com 1 M Ω (linha roxa) gerou cerca de 11 dB de atenuação, enquanto o caso com 100 k Ω (linha verde) gerou cerca de 6 dB de atenuação, e o de 10 k Ω (linha tracejada vermelha) não gerou nenhuma atenuação.

Além disso, na metaestrutura piezoelétrica também foram realizados testes relacionados a influência gerada pelo número de piezoelétricos conectados. Na Figura 4.38, é possível observar as respostas dinâmicas da estrutura com o controle *shunt* ressonante ativado partindo de 1 até 10 composições de acionamento.

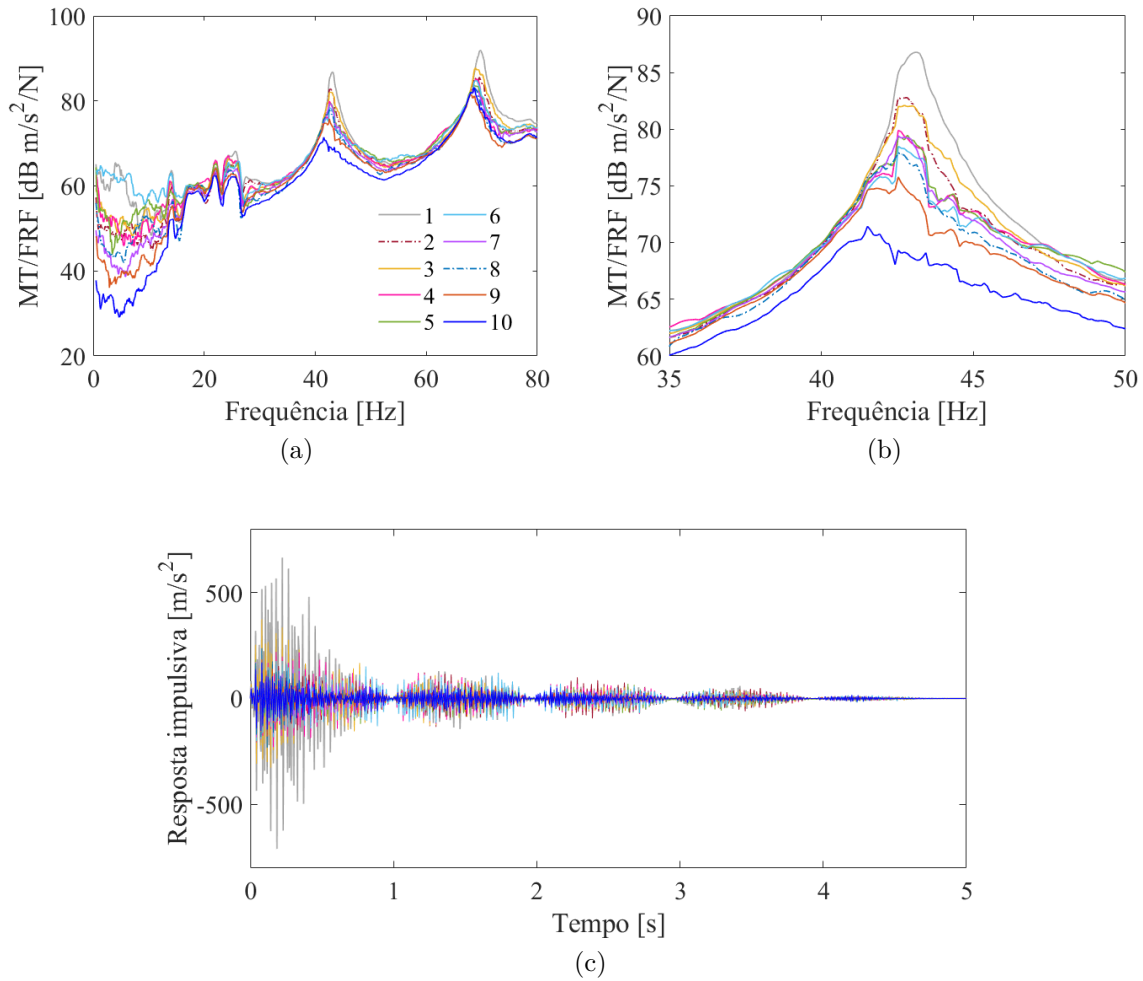


Figura 4.38 – Comparação da atenuação gerada em função de diferentes acionamentos de circuitos *shunt* ressonante em cada piezoeletrico da estrutura: (a) aceleração; (b) zoom da região da atenuação; e (c) aceleração no domínio do tempo.

Os resultados apresentados na Fig. 4.38 ilustram a influência do número de atuadores piezoeletricos conectados a circuitos *shunt* ressonantes tunados em 43 Hz. A linha cinza representa a configuração em que um único atuador piezoeletrico está conectado ao seu circuito *shunt* ressonante correspondente, enquanto a linha azul corresponde ao cenário em que todos os dez atuadores piezoeletricos estão conectados aos seus respectivos circuitos *shunt* ressonantes. Notavelmente, o aumento do número de circuitos conectados leva a uma maior atenuação do modo escolhido.

Contudo, ao analisar os resultados da Fig. 4.37 com os da Fig. 4.38, podemos ver que não há estritamente uma única forma de melhorar uma atenuação com a presente abordagem. Basicamente, a atenuação pode ser melhorada tanto com o aumento da resistência R , quanto com o aumento de piezoeletricos conectados a circuito *shunt*. Na prática, o melhor cenário permeia um equilíbrio entre esses dois fatores, a fim de baratear o custo do controle e, ainda assim, atingir níveis eficientes de atenuação.

5 Metaestrutura Aplicada ao Controle de Vibrações Biomecânicas

Neste capítulo são apresentados os resultados que demonstram a aplicação de metaestruturas no controle de tremores em um braço humano com Doença de Parkinson (DP). O objetivo é evidenciar a eficácia das técnicas de controle vibracional discutidas no capítulo anterior, mostrando seu potencial para viabilizar o desenvolvimento de um dispositivo inovador. Na seção 5.1 são apresentadas as configurações vestíveis que o dispositivo pode assumir no braço humano. Também é apresentado o comportamento do braço com tremores oriundos da DP. No contexto do dispositivo funcionando são apresentados três abordagens de funcionamento, são elas: controle puramente resistivo (subseção 5.1.2); controle ressonante (subseção 5.1.3); e controle multirressonante (subseção 5.1.4). Além disso, uma análise quantitativa ao dispositivo na configuração de maior eficiência é realizada na subseção 5.1.5.

5.1 Dispositivo para Controle de Tremores Humanos

A partir dessa seção, é abordado um modelo numérico do membro superior utilizando o Método de Elemento Espectral (MEE). Na verdade, são considerados três modelos espectrais representando o braço humano com o dispositivo acoplado em diferentes segmentos do braço, são eles: dispositivo na mão (DH, *device in hand*); dispositivo da mão até o cotovelo (DHE, *device in hand to the elbow*); e dispositivo da mão até o ombro (DHS, *device in hand to the shoulder*). Essas três configurações estão ilustradas na Figura 5.1.

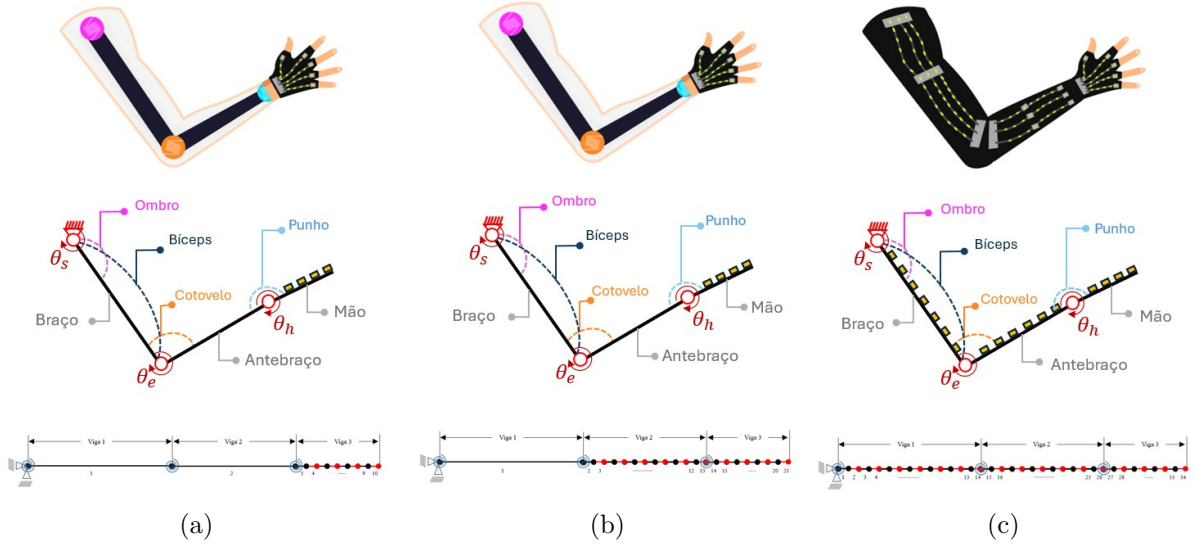


Figura 5.1 – Ilustração do dispositivo com metaestrutura aplicada ao controle de tremores humanos, nas condições: (a) dispositivo acoplado apenas na região da mão - DH; (b) dispositivo acoplado na região da mão até o cotovelo - DHE; e (c) dispositivo acoplado em todo o braço - DHS.

Os modelos espectrais são validados com base na literatura existente, conforme apresentado na Tabela 2. Assim, as frequências e amplitudes obtidas pelos modelos DH, DHS, e DHE apresentam acordo com casos reais de pessoas com DP. Dessa forma, em ambos os modelos obtivemos a preocupação de manter sempre a primeira frequência entre 3 e 5 Hz, a segunda entre 5 e 11 Hz, e a terceira entre 11 e 13 Hz. Essa variação é atribuída às diferentes características físicas dos pacientes e da própria DP.

As propriedades dos parâmetros do membro consideradas neste trabalho são semelhantes às publicadas em Gebai et al. (2016), que se referem a um paciente adulto do sexo masculino. Foram adotadas três rigidezes rotacionais para modelar as articulações: ombro ($k_s = 180$ Nm/rd), cotovelo ($k_e = 70$ Nm/rd), bíceps ($k_b = 40$ Nm/rd) e punho ($k_w = 10$ Nm/rd). A Tabela 8 apresenta as propriedades geométricas e dos materiais assumidas para cada viga e para o material piezoelétrico nos modelos espectrais do membro superior. Os materiais piezoelétricos utilizados correspondem às propriedades da pastilha cerâmica piezoelétrica STEMINC SMPL25W5T30311 (PZT 5H), com comprimento de 25 mm, fator de acoplamento $\kappa = 0,31$, constante piezoelétrica $d_{31} = -175 \times 10^{-12}$ m/V e capacitância piezoelétrica $C_p^T = 200$ nF. Esse piezoelétrico foi escolhido pois, segundo o fabricante, o PZT 5H é recomendado para aplicações de captura de energia em diferentes contextos de superfície e temperatura. A quantidade de atuadores piezoelétricos considerados nos três dispositivos vestíveis foi de quatro unidades na configuração DH, dez na DHE e dezessete na DHS.

Tabela 8 – Propriedades e geometrias dos materiais utilizado para compor o modelo biomecânico do braço (Adaptado de Gebai et al. (2016)).

Propriedades	Viga 1	Viga 2	Viga 3	Piezoelétrico
Módulo de Elasticidade (GPa)	290	290	290	74.9
Densidade (kg/m^3)	1088	1108.6	1112.6	7600
Comprimento (mm)	357	306	204	25.5
Espessura (mm)	0.37	0.37	0.37	7.6
Largura (m)	40	40	40	40

5.1.1 Modelo biomecânico com DP

A interpretação biomecânica dos níveis e tipos de DP pode ser feita por meio da força específica (Eq.3.76) que atua nas mesmas frequências de ressonância dos membros humanos, nas quais a amplitude de oscilação varia de indivíduo para indivíduo, dependendo de suas características físicas e do nível da DP (DONG, 2021; SAN-SEGUNDO et al., 2020; CHEN et al., 2022; HABETS et al., 2021). Nesse aspecto, assume-se que o espectro de frequência da força varie de 0 a 15 Hz, sendo composta por uma combinação de frequências harmônicas, conforme formulado na Eq.3.76, onde a amplitude é $A_1 = A_2 = A_3 = 30$ N. Essa força é aplicada à articulação do ombro no grau de liberdade rotacional. Como as características dinâmicas do membro superior, acoplado ao dispositivo, mudam em cada configuração, três espectros de excitação são considerados em cada condição. A Figura 5.2 mostra os sinais de excitação nos domínios do tempo e da frequência utilizados nos casos DH, DHE e DHS.

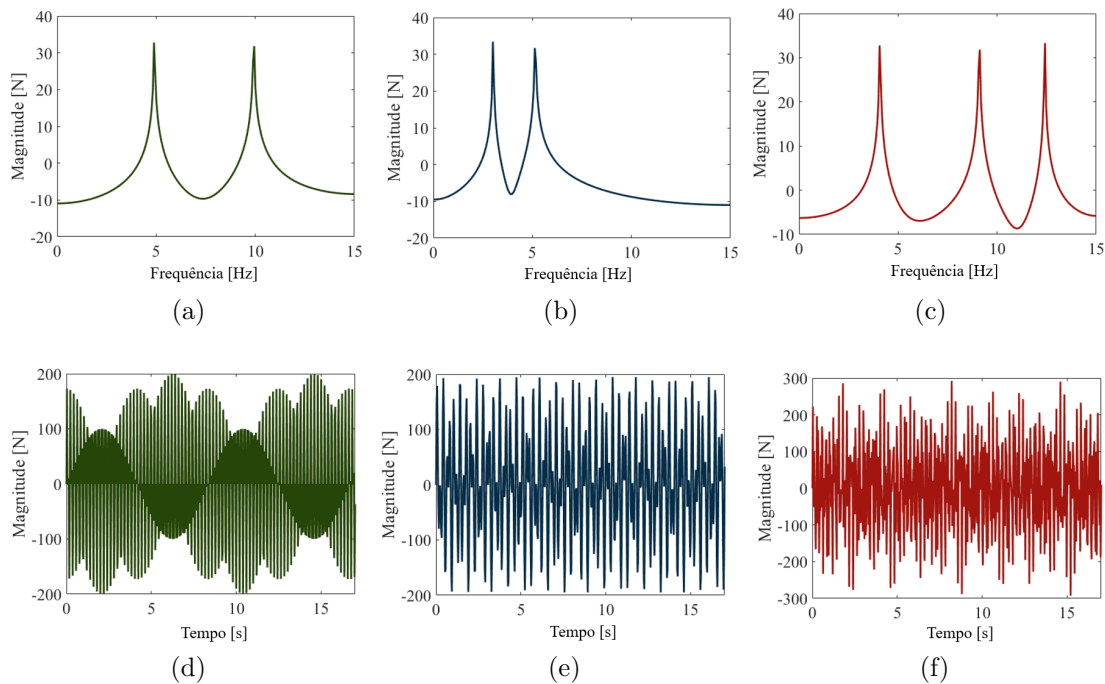


Figura 5.2 – Forçamento decorrente da Doença de Parkinson nos domínios da frequência e tempo, respectivamente, para as condições: (a)(d) DH; (b)(e) DHE; e (c)(f) DHS.

A Figura 5.2 mostra a combinação de sinais harmônicos que representam a DP utilizada para cada modelo espectral. No caso DH, as Figuras 5.2a e 5.2d representam o sinal espectral de força composto por duas harmônicas com a mesma amplitude, sendo a frequência da primeira harmônica de 4,88 Hz e a da segunda de 9.9 Hz. No caso DHE, as Figuras 5.2b e 5.2e consideram duas harmônicas com frequências de 3 e 5.1 Hz. Já no caso DHS, mostrado nas Figuras 5.2c e 5.2f, são utilizadas três harmônicas com frequências de 4.5, 9.06 e 12.35 Hz.

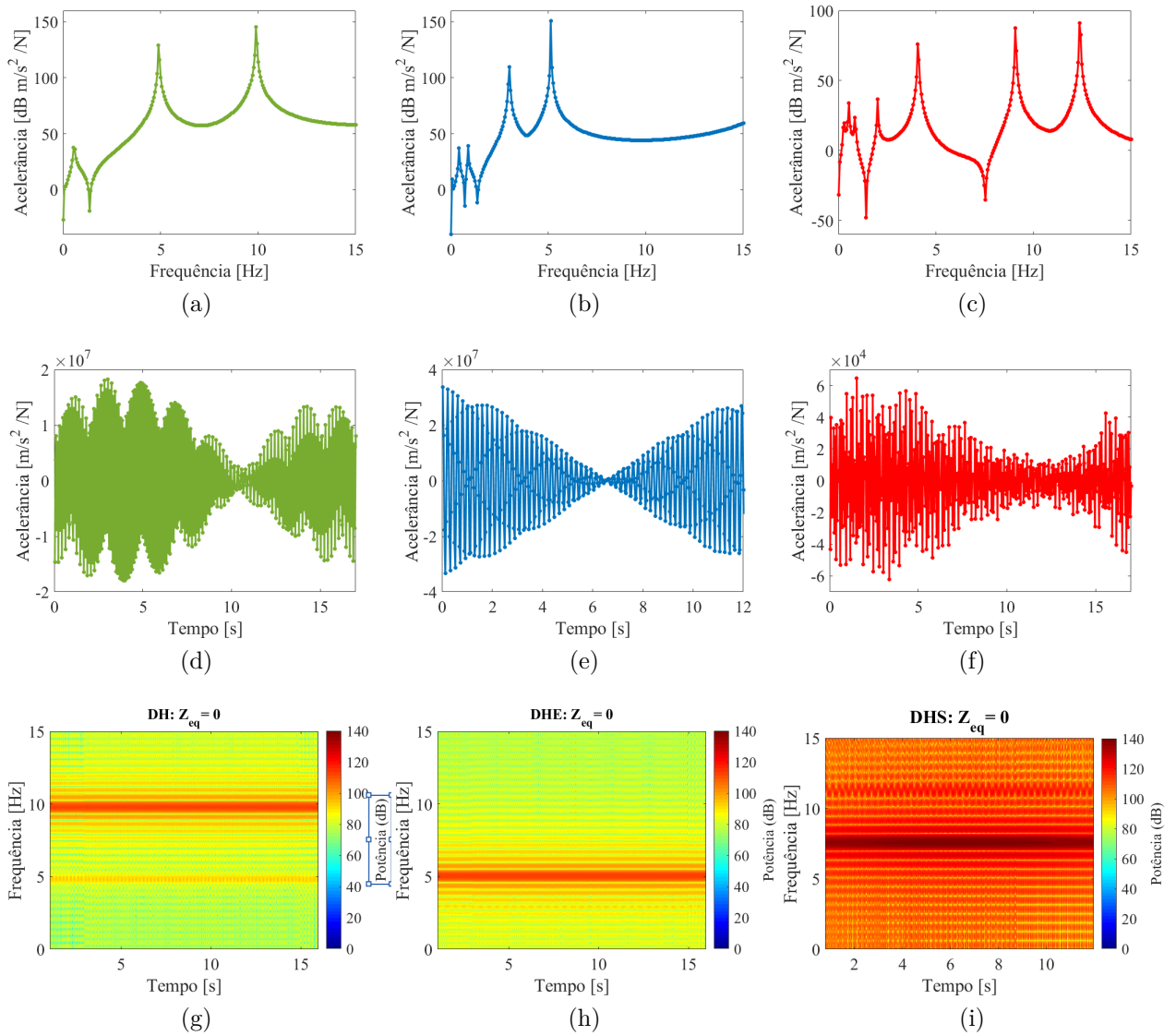


Figura 5.3 – Resposta de aceleração no domínio da frequência e do tempo dos deslocamentos dos membros superiores acoplados aos dispositivos (a, d) DH, (b, e) DHE e (c, f) DHS em configuração de curto-circuito. Espectrograma do membro superior para os modelos (g) DH, (h) DHE e (i) DHS.

O modelo espectral do membro superior simula a vibração contemplando os tremores associados aos movimentos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação. Contudo, os resultados deste trabalho elucidam predominantemente o GDL de rotação representado por θ . A Figura 5.3 apresenta os gráficos de aceleração nos domínios da frequência e do

tempo, bem como o espectrograma correspondente para os dispositivos nas configurações DH (Figuras 5.3a, 5.3d e 5.3g), DHE (Figuras 5.3b, 5.3e e 5.3h) e DHS (Figuras 5.3c, 5.3f e 5.3i). Todos os espectrogramas foram calculados por meio da função `spectrum` do MATLAB, assumindo uma resolução espectral de $F_{\text{res}} = 42.807$ mHz e uma resolução temporal de $T_{\text{res}} = 59.9609$ s, utilizando como entrada a resposta de aceleração nos domínios da frequência e do tempo. O espectrograma permite visualizar como o conteúdo de potência em frequência do sinal varia ao longo do tempo. A eficácia do controle é avaliada pela redução da potência, representada pela escala de cores no espectrograma, sendo esta uma métrica indicativa da diminuição dos níveis globais de potência no sinal e, conseqüentemente, da amplitude de vibração.

A Figura 5.3 mostra as respostas do membro superior nos casos DH, DHE e DHS, onde todos os materiais piezoelétricos apresentam impedância nula (curto-circuito). Não há diferencial de tensão elétrica nessa condição e a corrente elétrica é muito alta. Portanto, não há comportamento eletromecânico específico suficiente para gerar qualquer controle vibracional. Na prática, essa condição levaria ao superaquecimento e até mesmo à danificação dos materiais piezoelétricos por longos períodos de uso.

As Figuras 5.3a, 5.3d e 5.3g apresentam as respostas em frequência, tempo e espectrograma do modelo vestível DH sob a excitação da força de DP projetada no GDL de rotação do ombro. Basicamente, duas frequências de ressonância em 1.1, 4.88 e 9.9 Hz caracterizam este modelo dinâmico de dispositivo de membro superior, com o segundo e terceiro modos apresentando uma amplificação considerável devido à força de excitação atuar especificamente nessas frequências. A resposta temporal (Fig. 5.3d) captura a combinação dos harmônicos com a frequência baixa modulando a mais alta. O espectrograma (Fig. 5.3g) da resposta de aceleração do membro superior sob a excitação estacionária, demonstra o nível de potência para o modo de forma afetado (segundo e terceiro modos), que permanecem constantes ao longo do tempo. A cor avermelhada representa amplitudes mais altas e a cor azul as mais baixas. O terceiro modo ressonante exibe uma amplitude maior na banda de frequência analisada, intensificada pela excitação de força. Conseqüentemente, a potência do sinal é proeminente nas frequências de excitação e, devido à sua característica estacionária, sua amplitude permanece ao longo do tempo.

As respostas de frequência, tempo e espectrograma do modelo vestível DHE sob excitação da DP são mostradas nas Figuras 5.3b, 5.3e, e 5.3h, respectivamente. Este modelo ressoa nas frequências de 1, 1.5, 3 e 5.1 Hz, definindo o comportamento dinâmico do dispositivo para membros superiores. Uma amplificação de amplitude significativa é observada nas terceira e quarta formas modais devido à força de excitação nessas frequências. A resposta temporal (Fig. 5.3e) captura combinações harmônicas, com componentes de baixa frequência modulando os mais altos. O espectrograma (Fig. 5.3h) da resposta de aceleração do membro superior sob excitação estacionária destaca o nível de potência para o modo em 5 Hz, que persiste ao longo do tempo.

Da mesma forma, as respostas de frequência, tempo e espectrograma do modelo

vestível DHE são mostradas nas Figuras 5.3c, 5.3f e 5.3i, respectivamente. À medida que a massa e os reforços adicionados no membro superior aumentam devido ao tamanho do dispositivo, mais formas modais são observadas na faixa de frequência, apresentando 1, 2, 5, 4, 9.06 e 12.35 Hz. Uma amplificação de amplitude significativa é observada nos três últimos modos (4, 9.06 e 12.35 Hz) devido à força de excitação nessas frequências. A resposta temporal (Fig. 5.3f) captura combinações harmônicas de frequências, e o espectrograma (Fig. 5.3i) destaca o nível de potência em torno de 5 Hz.

5.1.2 Dispositivo com controle resistivo

O dispositivo vestível é um sistema de controle passivo que atenua vibrações por meio de um elemento piezoelétrico conectado a um circuito *shunt*. A ativação do dispositivo requer que o circuito seja projetado para atender a requisitos específicos de controle, como a sintonização da frequência de ressonância ou o nível de dissipação/atenuação ideal para suprimir o tremor. Nessa perspectiva, a utilização de um circuito *shunt* puramente resistivo (Fig. 3.6a) pode introduzir amortecimento em toda resposta dinâmica da estrutura, conforme descrito na Eq. 3.59. A Fig. 5.4 apresenta as partes real e imaginária das curvas de impedância elétrica para três configurações de circuito resistivo escolhidos, adotando resistências de 10 k Ω , 100 k Ω e 1 M Ω , nas quais as amplitudes das curvas convergem ao longo da faixa de frequência, mantendo amplitudes próximas.

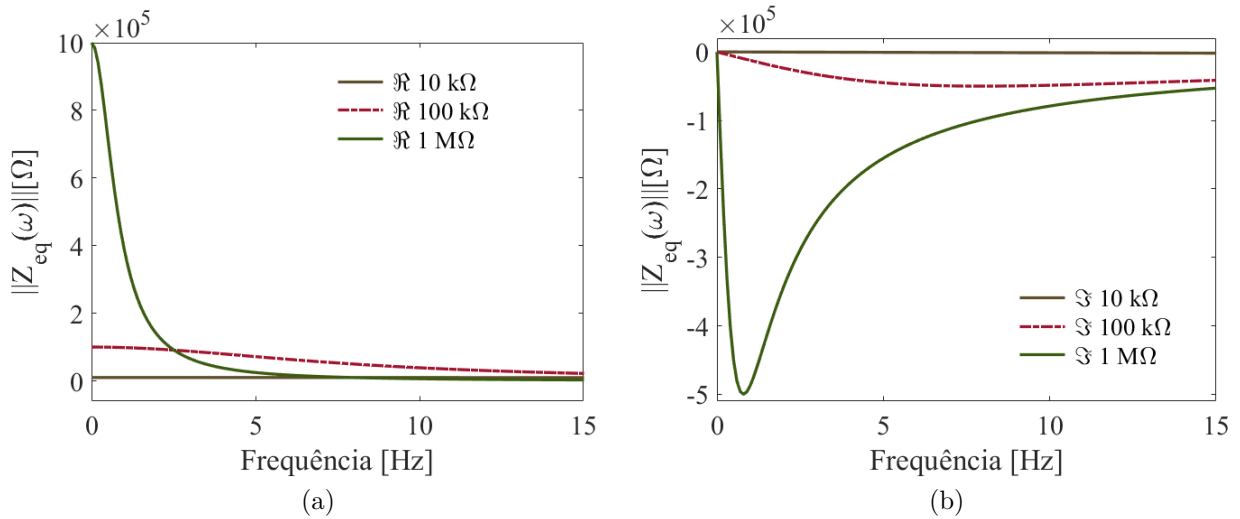


Figura 5.4 – Impedâncias elétricas dos circuitos *shunt* puramente resistivo: (a) parte real; (b) parte imaginária.

A componente real da curva de impedância representa a resistência do circuito, a qual reflete a oposição que o circuito exerce ao fluxo da corrente elétrica, geralmente associada ao resistor, que impõe um efeito de decaimento. A parte imaginária é a reatância, que representa a oposição a variações no fluxo de corrente, como ocorre com indutores e capacitores, sendo estes responsáveis pelo ajuste da ressonância em frequências específicas. A combinação das componentes real e imaginária define a impedância total do circuito. A

análise separada de ambas as componentes proporciona uma compreensão física de como o circuito *shunt* resistivo atua no controle de vibrações. Por meio dessas interações, tal circuito pode contribuir para dissipar ou aprisionar a energia vibracional em frequências específicas, reduzindo a resposta da estrutura a essas vibrações. Essa redução ocorre porque parte da energia vibracional é absorvida ou dissipada termicamente pelo circuito, diminuindo efetivamente as amplitudes de vibração na estrutura.

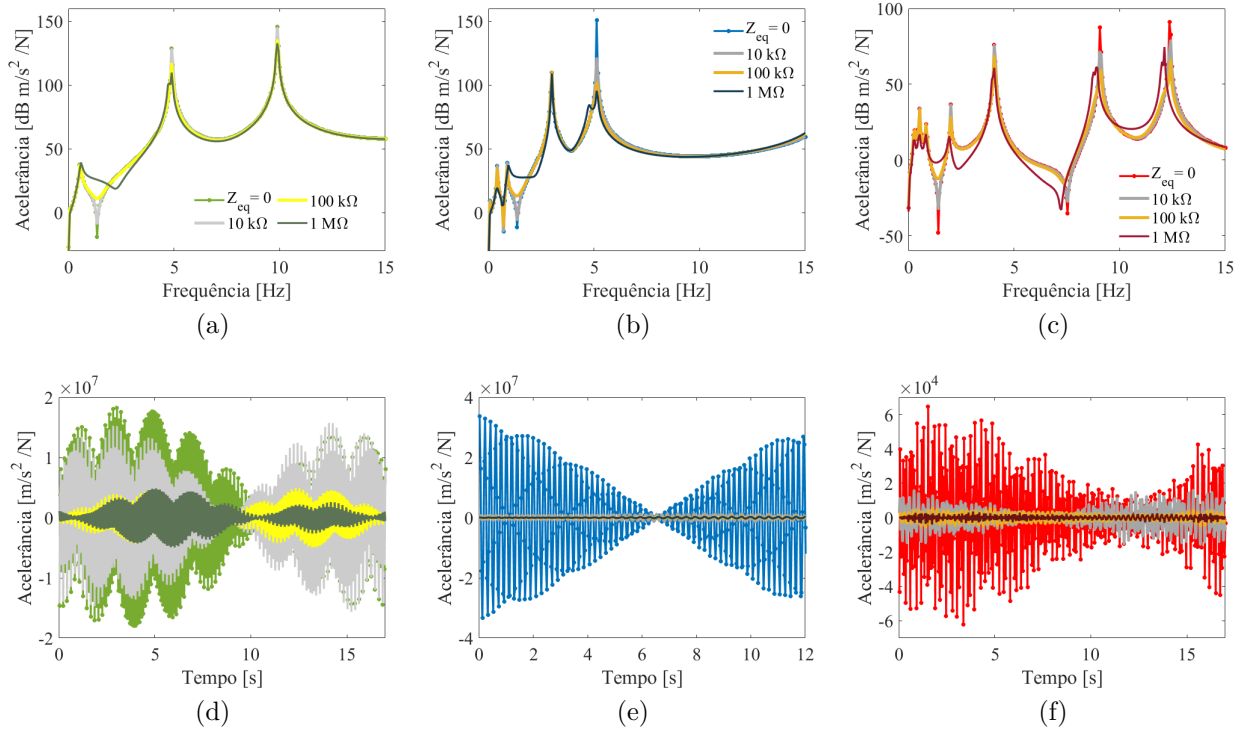


Figura 5.5 – Resposta de aceleração no domínio da frequência e do tempo do membro superior acoplado aos dispositivos vestíveis operando com circuito *shunt* resistivo para as configurações: (a-d) DH, (b-e) DHE e (c-f) DHS.

A influência de cada circuito *shunt* resistivo aplicado ao controle de vibrações do tremor para cada configuração do dispositivo é ilustrada na Fig. 5.5. Em todos os casos, o resistor assume valores de 10 kΩ, 100 kΩ e 1 MΩ, sendo que o membro sem controle é representado por um curto-circuito, onde a impedância é nula ($Z_{eq}=0$). As Figs. 5.5a e 5.5d mostram as respostas de aceleração nos domínios da frequência e do tempo do DH. As Figs. 5.5b e 5.5e correspondem às respostas do DHE, e as Figs. 5.5c e 5.5f, do DHS.

A atenuação das amplitudes é observada em todos os modos, com o nível de atenuação aparentemente proporcional ao valor da resistência. Valores mais altos de resistência resultam em maior atenuação nos picos de ressonância e, ao se analisar as respostas no domínio do tempo, são evidentes as diferenças nos resultados entre as configurações de acoplamento dos dispositivos, sugerindo que a configuração DHE atinge o maior nível de atenuação em comparação com a ausência de controle e com os demais controles. O dispositivo DHS alcança bons níveis de atenuação, reduzindo efetivamente todos os picos de forma proporcional ao abordar múltiplas frequências ressonantes dentro

da faixa de controle. Isso é possível devido à capacidade do circuito resistivo de atuar em toda a faixa de frequência da estrutura.

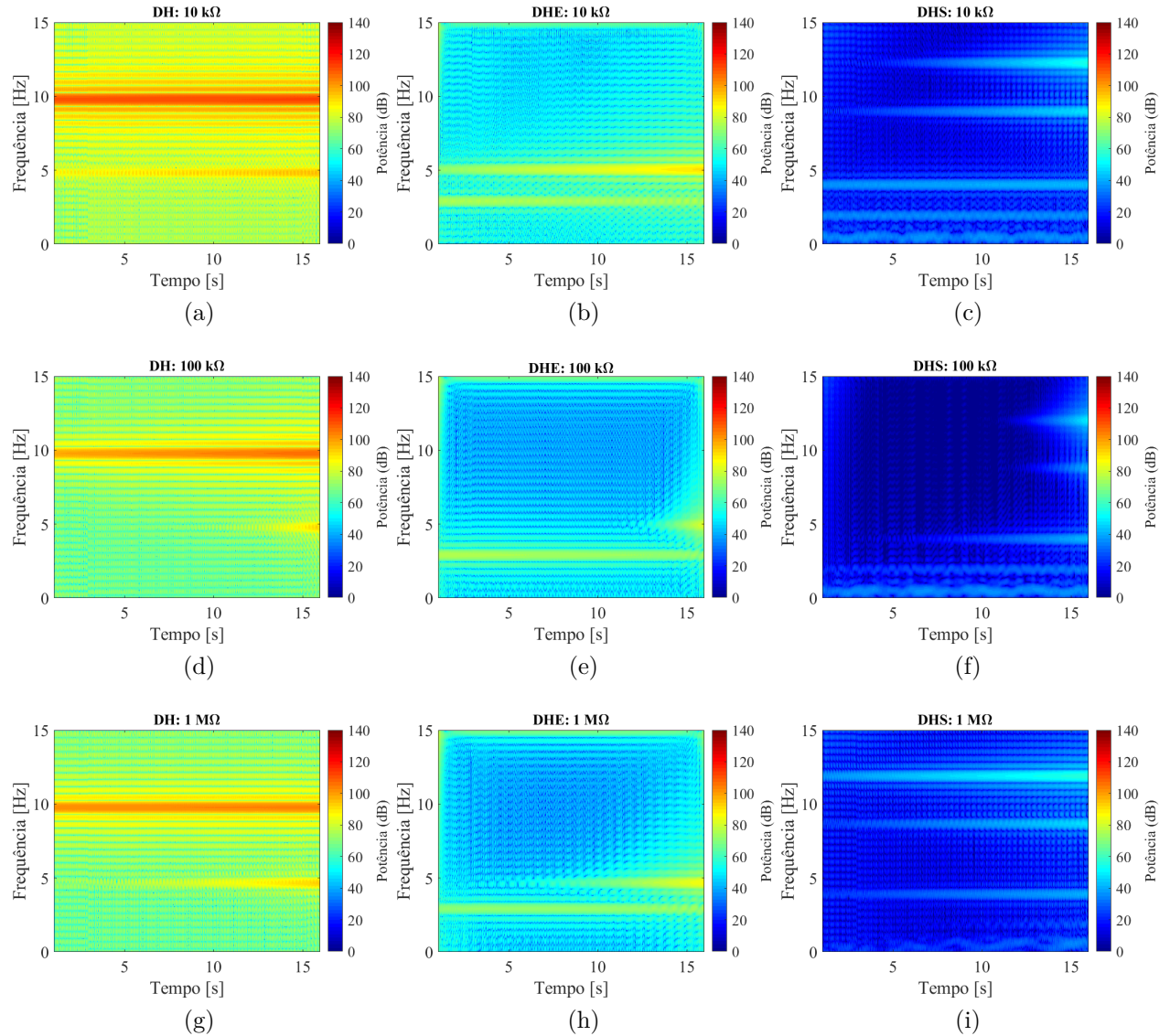


Figura 5.6 – Mapa do espectrograma do membro superior acoplado ao dispositivo operando com controle *shunt* resistivo com resistores de 10 kΩ, 100 kΩ e 1 MΩ: (a), (d) e (g) configuração DH. (b), (e) e (h) configuração DHE, e (c), (f) e (i) configuração DHS

O espectrograma da Fig. 5.6 representa a distribuição de energia ao longo do tempo para cada dispositivo operando com o circuito *shunt* resistivo. Ele fornece uma representação visual dos níveis de atenuação das vibrações alcançados por todas as configurações do dispositivo, especialmente quando comparados ao sistema sem controle, conforme ilustrado na Fig. 5.3g. No caso do DH, os primeiros e segundos modos, inicialmente em curto-circuito com potências de aproximadamente 98 e 122 dB (Fig. 5.3g), foram reduzidos para 91 e 116 dB com o controle resistivo de 10 kΩ (Fig. 5.6a), diminuindo ainda mais para 79 e 106 dB com 100 kΩ (Fig. 5.6d), e chegando a 78 e 96 dB com 1 MΩ (Fig. 5.6g).

De forma semelhante, no caso do DHE, os dois primeiros picos, em torno de 105

e 132 dB (Fig. 5.3h), caíram para 88 e 96 dB sob controle de 10 k Ω (Fig. 5.6b), foram reduzidos para 76 e 62 dB com 100 k Ω (Fig. 5.6e) e, por fim, atingiram 72 e 61 dB com o controle de 1 M Ω (Fig. 5.6h). No caso do DHS, os picos em aproximadamente 138, 122 e 125 dB (Fig. 5.3i) foram atenuados para 58, 54 e 49 dB com resistência de 10 k Ω (Fig. 5.6c), caindo ainda mais para 36, 29 e 31 dB com 100 k Ω (Fig. 5.6f) e, finalmente, ajustando-se para 38, 44 e 55 dB com 1 M Ω (Fig. 5.6i).

5.1.3 Dispositivo com controle ressonante

Outro tipo de circuito *shunt* também incorporado aos dispositivos é o circuito ressonante composto por elementos resistivo-indutivo em série (RL), ilustrado na Fig. 3.6g. Como já visto anteriormente neste capítulo, esse circuito RL funciona de forma semelhante a um absorvedor dinâmico, sendo projetado para atuar no controle de modos específicos de vibração. Sua impedância é ajustada para ressonar em uma frequência determinada (ω_{sh}), permitindo uma supressão eficaz das vibrações. A representação matemática desse comportamento sintético é apresentada na Eq. 3.64. No contexto do controle da DP, a Tabela 9 apresenta as propriedades dos componentes elétricos dos circuitos RL individuais, sintonizados para operar em 4.88 Hz no dispositivo DH, 5.1 Hz no DHS e 4.06 Hz no DHE. Os valores dos componentes foram selecionados com base em resistores comerciais, com tolerância de 5% e potência de 1/4 de watt.

Tabela 9 – Valores dos elementos elétricos do circuito *shunt* ressonante utilizado para controlar membro com DP.

Configuração	Componentes Elétricos					Frequência Alvo (ω_{sh})
	R_1	R_2	R_3	R_4	C_1	
DH	4.7 k Ω	1 k Ω	5.6 k Ω	2 k Ω	100 μF	$\cong$ 4.88 Hz
DHE	3.3 k Ω	0.9 k Ω	3.3 k Ω	3.9 k Ω	100 μF	$\cong$ 5.1 Hz
DHS	4.7 k Ω	1 k Ω	3.9 k Ω	4.3 k Ω	100 μF	$\cong$ 4.06 Hz

As partes real e imaginária da impedância elétrica em função da frequência para cada circuito *shunt* ressonante são apresentadas na Fig. 5.7. A linha tracejada representa a componente real, enquanto a linha contínua indica a componente imaginária do sinal elétrico dos circuitos projetados para os dispositivos DH (Fig. 5.7a), DHE (Fig. 5.7b) e DHS (Fig. 5.7c). A combinação dos componentes eletrônicos garante o funcionamento na frequência desejada, porém, quando se comparam os diferentes circuitos, a amplitude tende a variar em algumas combinações devido a tolerância dos componentes, perdas parasitas, dentre outros efeitos.

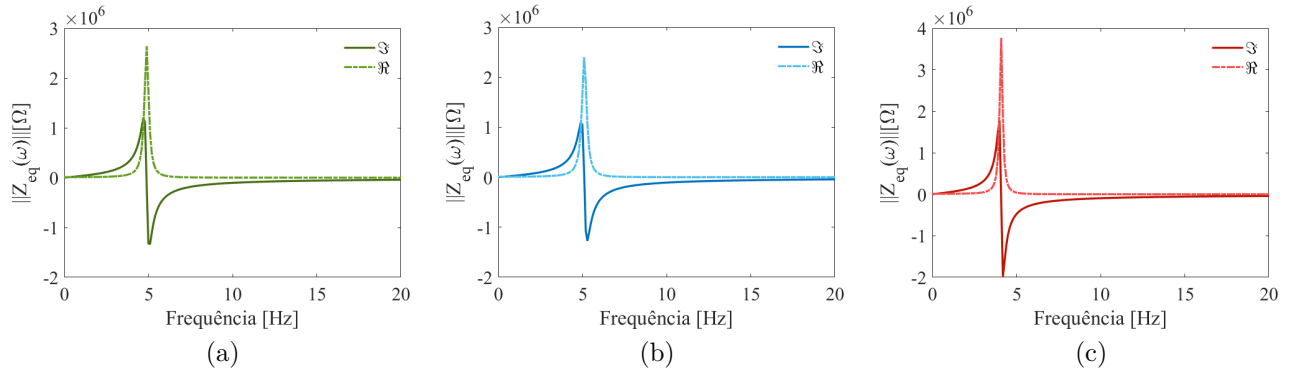


Figura 5.7 – Impedância elétrica do circuito *shunt* ressonante (RL): (a) Sintonia em 4.88 Hz para a configuração DH; (b) Sintonia em 5.1 Hz para o DHE; (c) Operação em 4.06 Hz para o DHS.

Essa variação de amplitude das impedâncias afeta o controle de vibração imposto pelos dispositivos, conforme mostrado na Fig. 5.8. A resposta de aceleração nos domínios da frequência e do tempo, assim como o espectrograma de cada configuração do dispositivo operando com controle por circuito ressonante, são apresentados nas Figs. 5.8a, 5.8d e 5.8g para o DH operando a 4.88 Hz; nas Figs. 5.8b, 5.8e e 5.8h para o DHE operando a 5.1 Hz; e nas Figs. 5.8c, 5.8f e 5.8i para o DHS operando a 4.06 Hz.

As linhas pretas das Figs. 5.8a a 5.8f representam a resposta vibracional do membro sob o efeito do controle ressonante. Entre as configurações analisadas, os dispositivos DHE e DHS foram os que mais reduziram as amplitudes, resultado diretamente relacionado à quantidade de elementos piezoelétricos utilizados no controle. O dispositivo DH conta com três conjuntos piezoelétricos, o DHE com oito, e o DHS com um total de quinze. O número de piezoelétricos influencia significativamente na dissipação vibracional, embora os resultados indiquem uma convergência de desempenho a partir de oito elementos.

As Figs. 5.8g a 5.8i apresentam os espectrogramas para os três casos. Comparando-se a condição de curto-circuito (Fig. 5.3g) com o controle com circuito RL simples (Fig. 5.8g), observa-se que, no caso do DH, o primeiro modo foi reduzido de 98 dB para 91 dB. Para o DHE, o segundo modo de vibração, inicialmente em 132 dB sob curto-circuito (Fig. 5.3h), caiu para 65 dB (Fig. 5.8h). No caso do DHS, o primeiro modo de vibração, que estava em 138 dB na condição sem controle (Fig. 5.3i), foi reduzido para 55 dB (Fig. 5.8i).

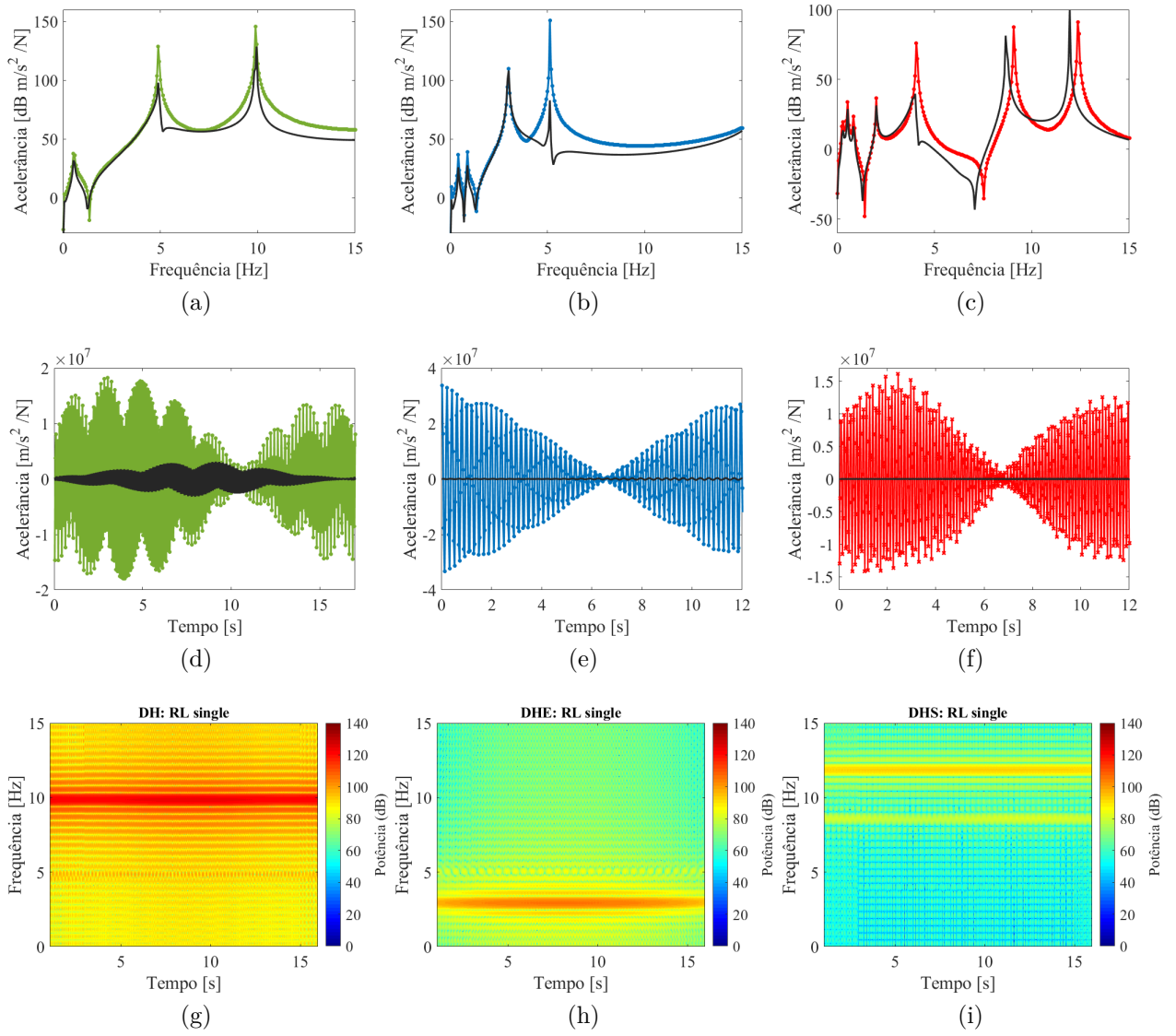


Figura 5.8 – Respostas em frequência, tempo e espectrograma do membro controlado pelo circuito *shunt* ressonante nas configurações: (a, d, g) DH; (b, e, h) DHE; e (c, f, i) DHS.

5.1.4 Dispositivo com controle multiressonante

Para o controle simultâneo de múltiplas frequências, o circuito pode assumir a configuração de múltiplos *shunt* ressonantes conectados em série, conforme ilustrado na Fig. 3.8 e na Eq. 3.69. A Tabela 10 apresenta os parâmetros dos componentes elétricos do circuito *shunt*, de acordo com catálogos comerciais, para realizar o controle nas frequências de 4.88 e 9.9 Hz associadas ao dispositivo DH, 3 e 5.1 Hz no DHE, e 4.06, 9.06 e 12.35 Hz no DHS.

Tabela 10 – Propriedades dos circuitos *shunt* multirressonante.

Conf.	Componentes [R (Ω), C(μ F)]												Frequência Alvo
	R_1	R_2	R_3	R_4	R_6	R_7	R_8	R_9	R_{10}	R_{11}	R_{12}	$C_{1,2,3}$	$\omega_{sh}(Hz)$
DH	4.7	1	5.6	2	3.3	4.7	4.7	3.9	0	0	0	100	$\cong 4.88$ e 9.9
DHE	5.6	0.9	5.6	3.9	3.6	0.9	3.6	3.3	0	0	0	100	$\cong 3$ e 5.1
DHS	4.7	1	3.9	4.3	3.3	3.9	4.7	3.9	3.3	4.7	3000	100	$\cong 4.06, 9.06$, e 12.35

A Figura 5.9(a-c) apresenta as partes real (linhas tracejadas) e imaginária (linhas contínuas) da impedância equivalente, considerando três circuitos *shunt* multirressonantes, que representam, respectivamente, a resistência e a reatância. Os valores dos componentes elétricos nesses circuitos foram escolhidos especificamente para atingir as frequências ressonantes principais de cada dispositivo. Os dispositivos DH e DHE operam em duas frequências distintas, claramente evidenciadas pelos picos na parte real da impedância e pelas mudanças de fase nessas frequências na parte imaginária. Para o dispositivo DHS, foram projetadas três frequências ressonantes principais, bem identificadas nas componentes da impedância.

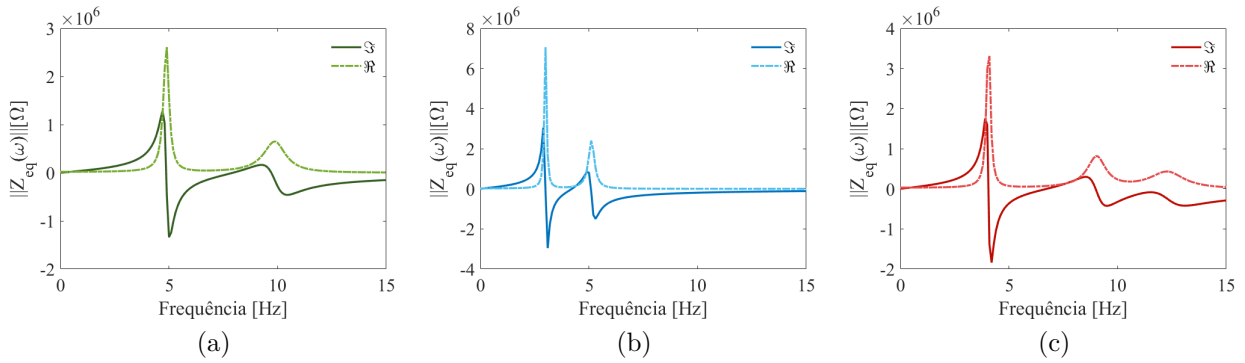


Figura 5.9 – Impedância elétrica do circuito *shunt* multirressonante (RL multi): (a) sintonia em 4.88 e 9.9 Hz para DH; (b) sintonia em 3 e 5.1 Hz para DHE; e (c) sintonia em 4.06, 9.06 e 12.35 Hz para DHS.

A Figura 5.10 apresenta a resposta em aceleração nos domínios da frequência e do tempo, bem como o espectrograma de cada configuração de dispositivo operando com controles *shunt* multirressonantes aplicados à atenuação de tremores nos membros. As Figuras 5.10a, 5.10d e 5.10g ilustram o caso do dispositivo DH, cujo controle foi projetado para atenuar os modos vibratórios em 4.88 e 9.9 Hz. As Figuras 5.10b, 5.10e e 5.10h ilustram o caso do DHE, com controle voltado para os modos vibratórios em 3 e 5.1 Hz. As Figuras 5.10c, 5.10f e 5.10i mostram o caso do DHS, em que o controle é aplicado para atenuar os modos vibratórios em 4.06, 9.06 e 12.35 Hz.

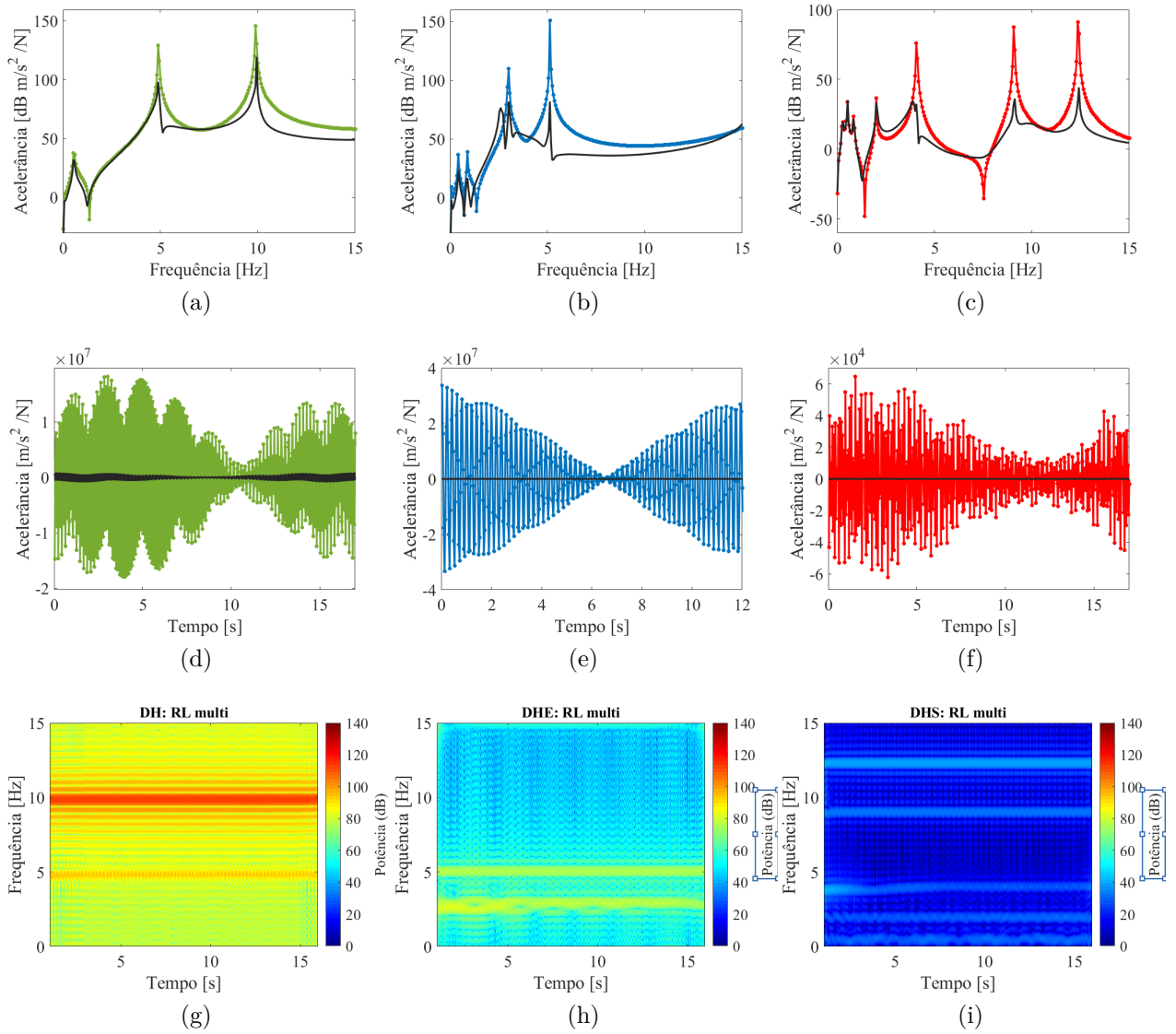


Figura 5.10 – Respostas de frequência, tempo e espectrograma do membro controlado pelo *shunt* multirressonante para as configurações: (a, d, g) DH, (b, e, h) DHE e (c, f, i) DHS.

Em todos os casos da Fig. 5.10, observa-se uma atenuação evidente nos modos correspondentes às frequências de projeto dos circuitos *shunt* ressonantes. As linhas pretas representam a resposta vibratória quando o controle por circuito *shunt* multirressonante é aplicado. Embora todos os casos apresentem algum nível de atenuação de amplitude, determinados modos sofrem amortecimento mais significativo do que outros, conforme a configuração do dispositivo. As configurações DHS, seguidas pelas DHE, demonstram maior taxa de atenuação nos modos selecionados. Essa maior redução se deve, em parte, ao aumento de elementos piezelétricos acoplados ao longo do membro, resultando em maior dissipação de energia vibratória.

Ao comparar os níveis de potência nos espectrogramas na condição de curto-circuito, ou seja, operação sem controle, com aqueles sob controle RL multirressonante (Fig. 5.10g), no caso do dispositivo DH, os primeiros modos vibratórios reduzem-se de 98 e 122 dB

para 90 e 119 dB. No caso do DHE, os modos vibratórios na condição de curto-circuito, inicialmente em 105 e 132 dB, caem para 74 e 72 dB (Fig. 5.10h). De forma semelhante, no caso do DHS, os modos vibratórios com níveis de 138, 122 e 125 dB na condição de curto-circuito são reduzidos para 19, 22 e 45 dB (Fig. 5.10i).

5.1.5 Análise quantitativa no caso DHS

Resultados anteriores mostram que cada configuração de dispositivo e tipo de circuito elétrico *shunt* atenua eficazmente os modos de vibração associados aos tremores da doença de Parkinson. No entanto, para realizar uma complementação sobre as configurações discutidas neste trabalho, focamos em uma análise de acionamento piezoelétrico para o caso do DHS, visto que essa configuração nos permite acrescentar mais piezoelétricos e com isso, talvez identificar posições para melhor concentrá-los.

5.1.5.1 Controle resistivo

A Figura 5.11 ilustra o efeito progressivo da ativação piezoelétrica no caso do DHS sob controle *shunt* puramente resistivo. As linhas vermelhas indicam a resposta em aceleração nos domínios da frequência e do tempo sob condições de curto-circuito, ou seja, sem controle. As linhas azuis representam a resposta com 4 piezoelétricos ativados, as linhas amarelas com 10 piezoelétricos, e as linhas pretas com 17 piezoelétricos.

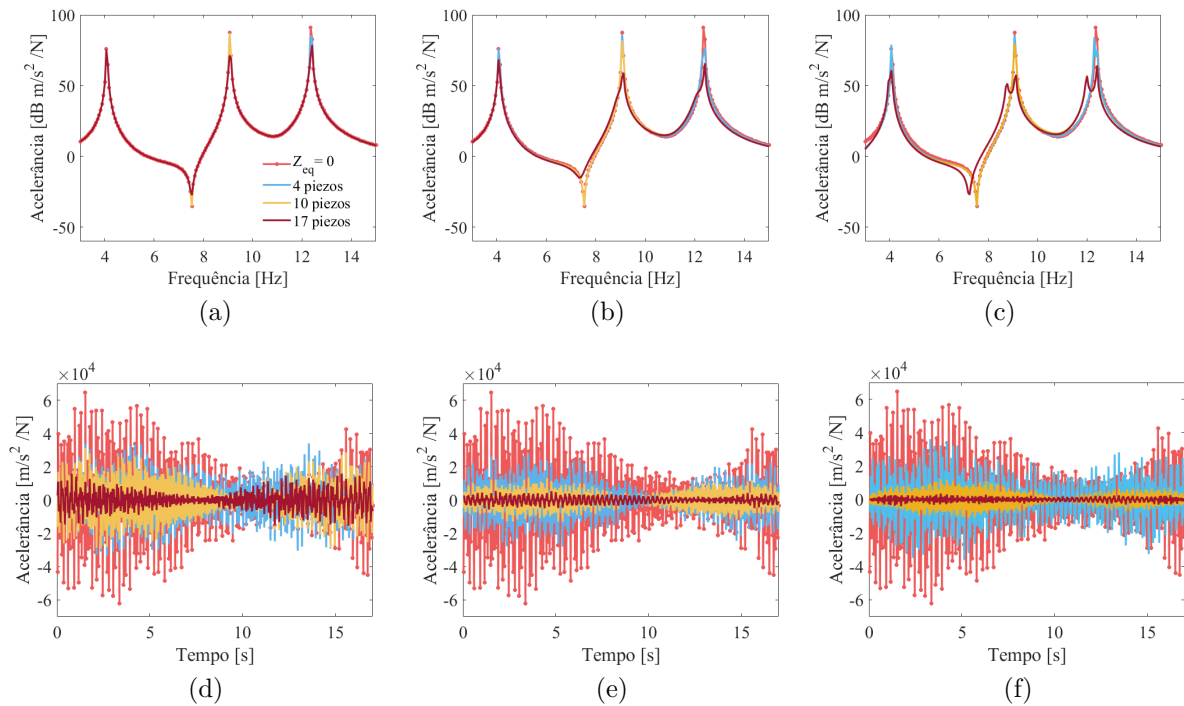


Figura 5.11 – Configuração DHS no controle de *shunt* puramente resistivo: (a, b, c) a aceleração no domínio da frequência adotando resistores de 10 $k\Omega$, 100 $k\Omega$ e 1 $M\Omega$, respectivamente; e (d, e, f) a aceleração no domínio do tempo usando 10 $k\Omega$, 100 $k\Omega$ e 1 $M\Omega$ no modelo.

As Figuras 5.11a e 5.11d mostram o caso com um resistor de $10\text{ k}\Omega$, as Figuras 5.11b e 5.11e mostram o caso com $100\text{ k}\Omega$, e as Figuras 5.11c e 5.11f mostram o caso com $1\text{ M}\Omega$. Em todos os casos, é evidente que, à medida que o número de piezelétricos ativos com circuitos *shunt* aumenta, a atenuação das vibrações se torna mais presente nos modos. O espectrograma representa a energia remanescente no sistema sob essas condições, conforme mostrado na Fig.5.12.

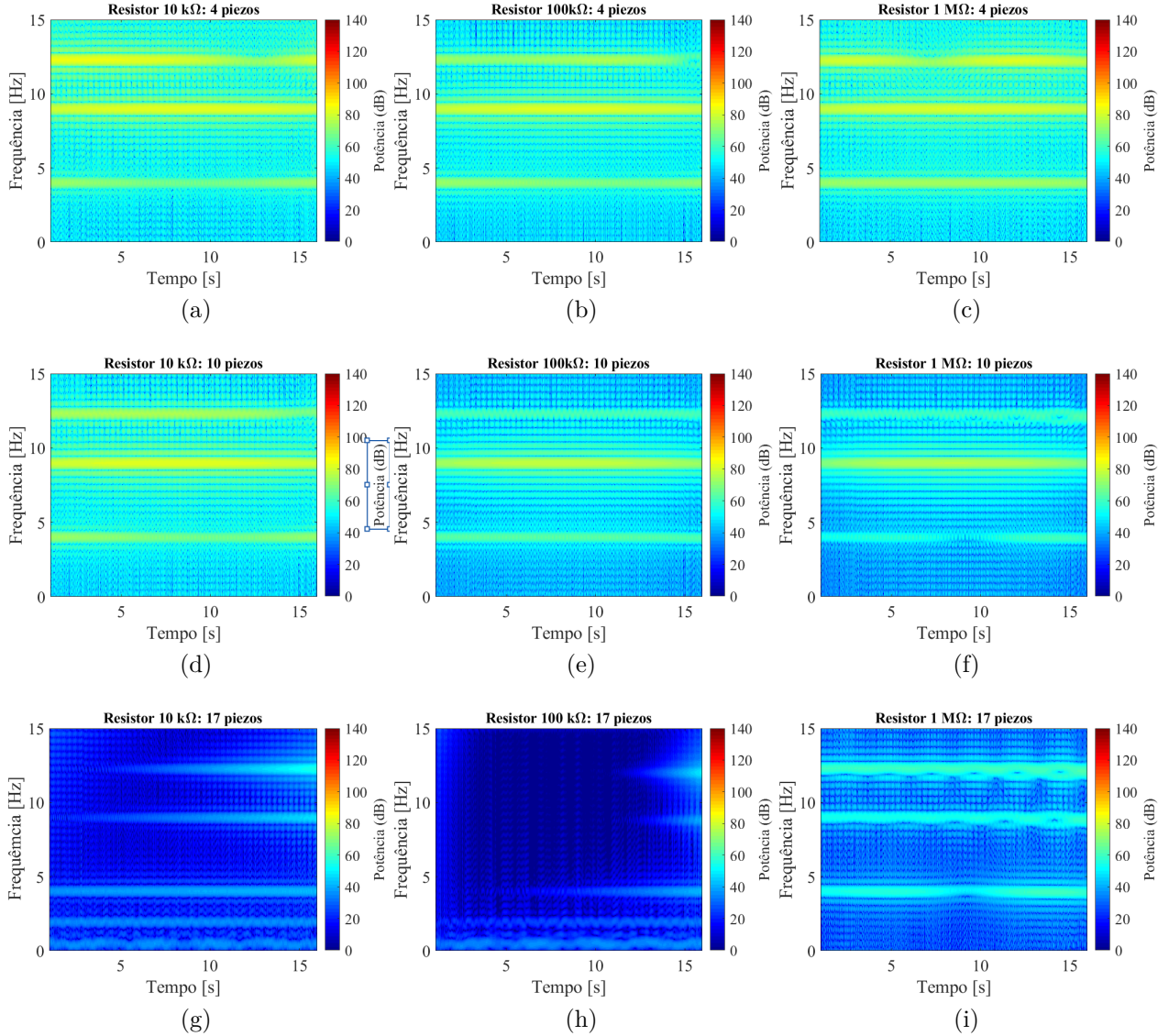


Figura 5.12 – Respostas do mapa de espectrograma do membro com configuração DHS e controle puramente resistivo: (a, d, g) assumem um resistor de $10\text{ k}\Omega$ usando 4, 10 e 17 piezoelétricos, respectivamente; (b, e, h) usam um resistor de $100\text{ k}\Omega$ usando 4, 10 e 17 piezoelétricos; e (c, f, i) empregam um resistor de $1\text{ M}\Omega$ usando 4, 10 e 17 piezoelétricos.

Ao comparar os níveis de potência no caso do DHS na condição de curto-circuito (Fig.5.3i), em que os níveis iniciais eram de 138, 122 e 125 dB, observa-se uma queda significativa ao longo das diferentes configurações. Na configuração com resistência de $10\text{ k}\Omega$, os níveis de energia diminuem para aproximadamente 68, 82 e 78 dB no caso com 4 piezoelétricos; 63, 81 e 72 dB com 10 piezoelétricos; e 58, 54 e 49 dB com 17 piezoelétricos. Na

configuração com 100 k Ω , observa-se uma redução para 66, 80 e 67 dB com 4 piezelétricos; 54, 63 e 52 dB com 10 piezelétricos; e, por fim, 36, 29 e 31 dB com 17 piezelétricos. Por último, na configuração com 1 M Ω , os níveis de energia caem para aproximadamente 62, 78 e 80 dB com 4 piezelétricos; 52, 61 e 51 dB com 10 piezelétricos; e 38, 44 e 55 dB com 17 piezelétricos.

O valor quadrático médio RMS, do inglês *root mean square*, do sinal no domínio do tempo é utilizado para quantificar a redução de vibração alcançada em cada projeto de controle *shunt* explorado. O RMS mede a amplitude do sinal ao longo do tempo e fornece um valor diretamente relacionado ao conteúdo energético da vibração. A porcentagem de atenuação da vibração fornecida por cada sistema de controle é então estimada por $[(\text{RMS}_{\text{off}} - \text{RMS}_{\text{in}}) / \text{RMS}_{\text{off}}] \times 100$, onde RMS_{off} representa o valor RMS do sinal na condição de curto-circuito, e RMS_{in} , o valor RMS do sinal com o controle *shunt* aplicado.

A Tabela 11 apresenta as porcentagens de atenuação de vibração para cada configuração de dispositivo ligado em controle puramente resistivo. A configuração DHS com 17 elementos piezelétricos alcança a maior atenuação, chegando a 94.11%. A configuração com 4 elementos piezelétricos e resistor de 100 k Ω apresenta maior atenuação do que aquela com 10 elementos piezelétricos e resistor de 10 k Ω . No entanto, deve-se considerar a possibilidade de saturação, como evidenciado na comparação entre as configurações com 4 elementos piezelétricos e resistores de 1 M Ω e 100 k Ω . Observação semelhante aplica-se à configuração DHS ao comparar os controles *shunt* simples e multirressonante na análise posterior.

Tabela 11 – Nível de controle de vibração RMS obtido por controles resistivos, considerando a inclusão de piezoelétricos e diferentes valores de resistência.

	R = 10 k Ω	R = 100 k Ω	R = 1 M Ω
4 piezos	25.90%	48.43%	34.49%
10 piezos	43.40%	70.51%	76.31%
17 piezos	72.63%	91.75%	94.11%

5.1.5.2 Controle ressonante e multirressonante

A Figura 5.13 apresenta a influência do número de elementos piezelétricos no caso DHS com controle ressonante e multirressonante. As linhas tracejadas vermelhas representam a condição de curto-circuito; as linhas azul-claro correspondem à configuração com 4 piezelétricos ativados; as linhas amarelas, à configuração com 10 piezelétricos; e as linhas pretas indicam a configuração com 17 piezelétricos. A comparação entre essas linhas demonstra que o número de elementos piezelétricos influencia significativamente os efeitos de atenuação vibratória, tanto nas estratégias de controle ressonante simples (Figs.5.13a e 5.13c) quanto nas multirressonantes (Figs.5.13b e 5.13d).

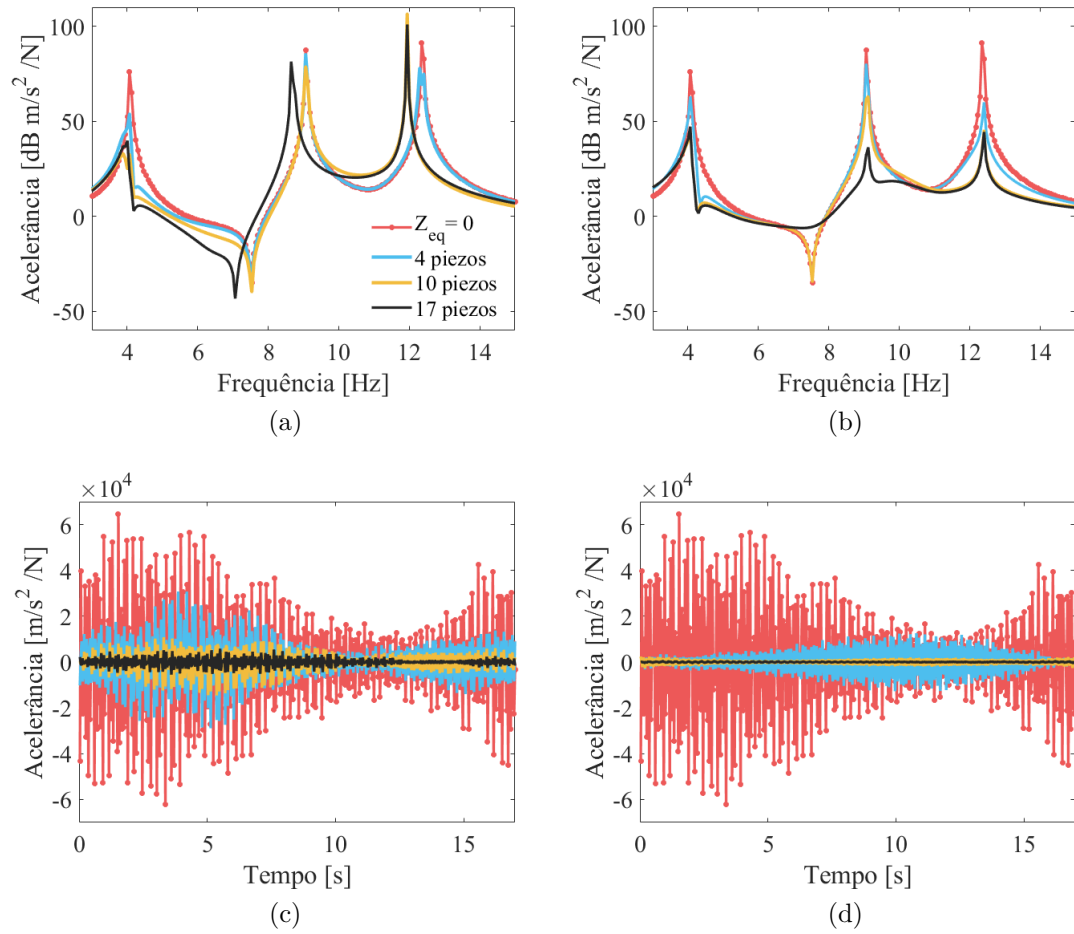


Figura 5.13 – Resposta de aceleração do membro com caso DHS operando com circuito RL single e RL multi *shunt*: (a) e (b) no domínio da frequência e (c) e (d) no domínio do tempo.

Comparando as Figs.(5.13a-5.13d) pode-se observar uma melhora progressiva na atenuação à medida que o número de piezelétricos aumenta. Os gráficos da resposta temporal mostram claramente os níveis de atenuação na amplitude da resposta. Contudo, ao levarmos em conta os resultados do controle puramente resistivo (11), os valores das resistências mostram-se ser uma escolha sensível na determinação do nível de atenuação, talvez tão influente quanto a quantidade de elementos piezelétricos. Nesse sentido, para uma compreensão mais aprofundada das diferenças de desempenho entre as configurações, os mapas espectrograma na Fig. 5.14 fornecem informações adicionais valiosas.

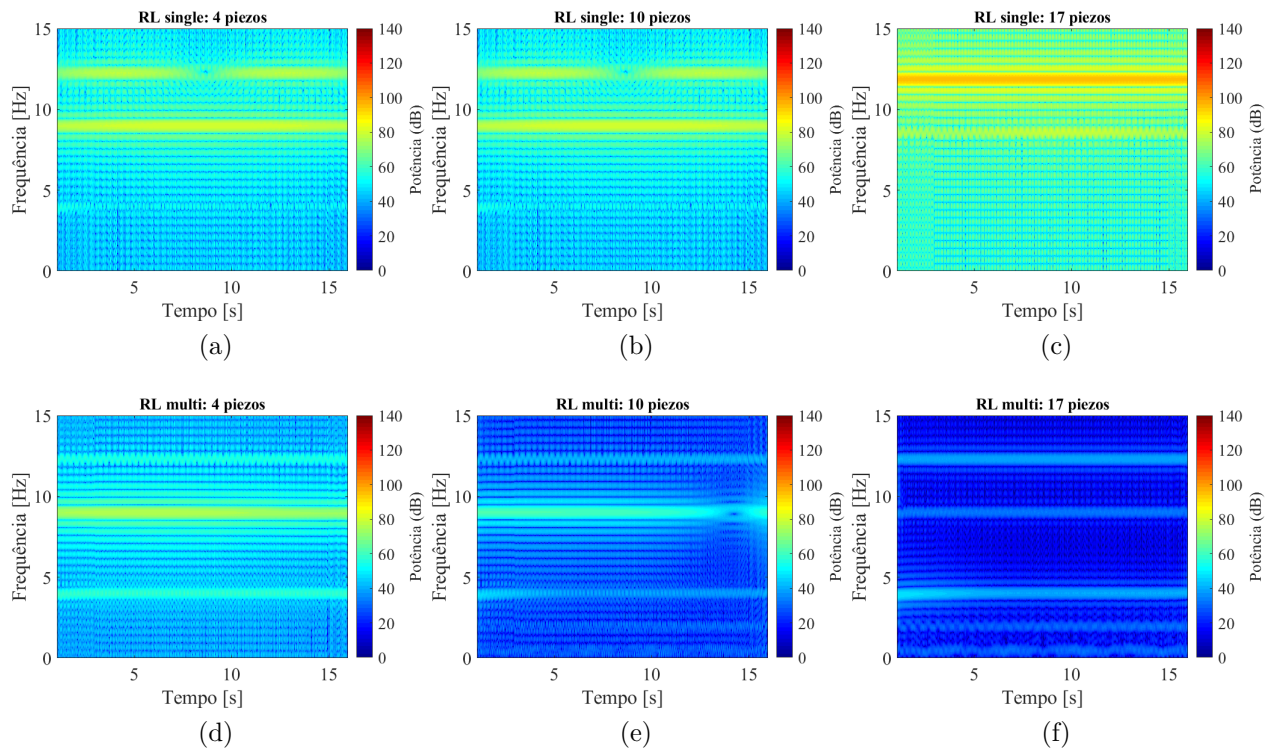


Figura 5.14 – Respostas do mapa de espectrograma do membro com configuração DHS e controle: (a), (b) e (c) circuito RL *shunt* ressonante com 4, 10 e 17 piezoelétricos ativados; (d), (e) e (f) circuito RL *shunt* multiressonante com 4, 10 e 17 piezoelétricos ativados.

A análise dos níveis de potência do caso DHS na condição de curto-circuito com 138, 122 e 125 dB (Fig. 5.3i), mostraram uma redução significativa na configuração com controle ressonante simples (RL). Com 4 elementos piezoelétricos, a potência diminui para aproximadamente 56, 81 e 76 dB (Fig. 5.14a). Com 10 elementos piezoelétricos, essa redução é ainda maior, chegando a 54, 80 e 76 dB (Fig. 5.14b), e com 17 elementos, os valores atingem 55, 77 e 98 dB (Fig. 5.14c).

Na configuração com controle multiressonante, a queda é ainda mais acentuada. Para 4 elementos piezoelétricos, os níveis de potência caem para aproximadamente 55, 75 e 52 dB (Fig. 5.14d); com 10 elementos ativos, os valores descem para 46, 52 e 48 dB (Fig. 5.14e); e com 17 elementos piezoelétricos, alcançam 19, 22 e 45 dB (Fig. 5.14f).

Tabela 12 – Valores RMS dos sinais aplicados pelos controles ressonante e multirressonante, considerando diferentes números de piezoelétricos ativados.

	RL single	RL multi
4 piezos	53.84%	76.13%
10 piezos	76.56%	95.65%
17 piezos	91.24%	99.21%

Os valores RMS são apresentados na Tabela 12 e representam o nível de atenuação de vibração, em porcentagem, para cada configuração. Os resultados indicam que o

dispositivo operando com 17 elementos piezoelétricos na configuração de controle multi-ressonante atinge o melhor nível de atenuação, com 99.21%, suprimindo de forma eficaz os tremores causados pela Doença de Parkinson. O controle ressonante simples alcança uma atenuação de 91.24%, valor inferior ao obtido com 10 elementos piezoelétricos na configuração multi-ressonante. Além disso, quando comparado com o melhor caso de atenuação utilizando controle puramente resistivo, a configuração RL multi-ressonante ainda apresenta desempenho superior, alcançando praticamente a supressão completa dos tremores.

6 Conclusão

Este trabalho apresentou uma revisão bibliográfica nos temas de controle de tremores parkinsonianos e tipos de órteses, uma modelagem biomecânica de braço com tremor, e uma série de resultados voltados ao tema de uma nova órtese para o parkinson que faz uso de técnicas de controle vibracional passivo envolvendo metaestruturas piezoelétricas. A metaestrutura diz respeito a um arranjo periódico constituído de elementos do tipo viga e viga com uma camada de material piezoelétrico acoplada. O controle vibracional passivo trata da utilização de circuitos elétricos passivos, conhecidos pelo termo *shunt*, que são conectados aos piezoelétricos, a fim de dissipar a energia mecânica criada em energia elétrica, graças ao efeito piezoelétrico direto, ou seja, não há necessidade de energia elétrica externa para promover o controle. O modelo simulado da metaestrutura seguiu parâmetros específicos da literatura para representar o comportamento dinâmico de um braço humano, e o Método dos Elementos Espectrais foi utilizado como base fundamental para a criação das matrizes de massa e rigidez. As simulações envolveram o uso de *softwares* como o MatLab, Proteus, FLuidSIM, e Ansys. Os resultados foram representados na forma de FRF, respostas temporais, diagrama de dispersão, espectrogramas e sinais elétricos. A parte experimental envolveu o uso de uma bancada eletrônica e uma mecânica, compreendendo o uso de instrumentos como os módulos NI Elvis e DEWESoft.

De maneira simplificada, neste trabalho foram discutidos dois grupos de resultados, os Capítulos 4 e 5. No primeiro capítulo, a seção 4.1 investiga a vibração e a propagação de ondas em relação aos efeitos que cada circuito *shunt* pode exercer em uma metaestrutura, incluindo circuitos resistivos, indutivos, capacitivos, LC série e paralelo, RL série e paralelo, e RLC série e paralelo. Além disso, são abordadas técnicas de otimizações, configurações rainbow e multirressonante, para tentar aumentar a atenuação e largura de *bandgaps*. Ainda nesse grupo de resultados, são relatadas as possibilidades de variabilidade nos componentes elétricos do circuito *shunt* e, conseqüentemente, o erro associado à sintonização desses circuitos.

Os efeitos observados nos resultados da seção 4.1 destacam que no circuito *shunt* resistivo, quanto maior é o valor da resistência maior é a taxa de atenuação, no entanto esse efeito é suscetível de saturação devido a potência gerada pelo piezoelétrico. Já o circuito indutivo puro, apresenta um efeito de separação no pico de ressonância, algo bem parecido ao que acontece quando se coloca uma massa na estrutura. No circuito capacitivo puro,

houve mudanças nas posições dos picos de ressonância e anti-ressonância na frequência, semelhante a um efeito de mudança na rigidez da estrutura. Como resultado, no circuito LC houve um comportamento semelhante ao do circuito indutivo puro, mas com uma alteração na rigidez semelhante ao que ocorre no circuito capacitivo puro. Por fim, os circuitos RL e RLC apresentaram comportamentos semelhantes, ambos apresentando atenuações na frequência de projeto para a configuração em série e relações de amortecimento para a configuração em paralelo.

No caso das otimizações *rainbow* e multirressonante, cada configuração apresentou ótimos resultados na geração de *bandgap*, porém, ao serem comparados com a mesma quantidade de piezoelétricos ligados, o multirressonante criou *gaps* na frequência de projeto muito mais largos e com amplitudes bem mais baixas do que o *rainbow*. Além disso, a configuração multirressonante melhorou o efeito de Bragg, ao contrário do caso *rainbow*, que, em comparação com a conexão de piezoelétricos em curto-circuito, resultou em uma redução desse efeito. Ademais, essa análise destacou que é possível alcançar otimizações no controle de vibração apenas modificando as configurações dos circuitos ressonantes.

Em relação a variabilidade da impedância, os resultados comprovaram que todos os componentes de um circuito *shunt* podem apresentar valores diferentes do esperado. Apesar de algum desses componentes já preverem essa margem de erro, quando ambos os componentes são postos em conjunto no circuito, esse erro pode tomar proporções consideráveis para atrapalhar a sintonização de projeto do circuito. Com base nessa análise, é justificável preocupar-se com a criação de circuitos ressonantes com ajustes específicos em uma produção industrial.

Nesse contexto, na seção 4.2 são apresentados os resultados experimentais com cunho de validação ao que foi apresentado nas simulações anteriores. Neste seção, são feitos testes em bancadas controladas para representar os circuitos elétricos e a metaestrutura piezoelétrica, trazendo investigações quanto a variabilidade dos componentes e ao nível de atenuação gerado pelas diferentes estratégias de controle *shunt* ressonante. Apesar dos resultados desse grupo não conseguirem abarcar fielmente as frequências e os comportamentos dinâmicos típicos de um braço humano com tremor, devido a limitação dos componentes de excitação, foram suficientes para comprovar que o controle proposto pode ser alterado e ajustado com facilidade para tal finalidade. Utilizando apenas um potenciômetro no componente R2 e alterando o valor da resistência do componente R, foi possível estimar controle na frequência alvo e diminuir a amplitude em diferentes níveis. Além disso, também foi possível verificar que a quantidade de piezoelétricos ligados aos circuitos *shunt* ressonantes impactam diretamente a amplitude da atenuação, ou seja, quanto maior o número de piezoelétricos conectados, melhor será o controle.

O segundo grupo de resultados, apresentados no Cap. 5, faz uso dos efeitos observados nos resultados do Cap. 4 para investigar e propor o uso de metamateriais piezoelétricos no controle de tremores humanos. Basicamente, os metamateriais são propostos em uma espécie de dispositivo, acoplado em três configurações distintas: DH - dispositivo apenas

na mão; DHE - dispositivo na região da mão até o cotovelo; e DHS - dispositivo em todo o braço. Em cada uma dessas três configurações são investigados os efeitos de controle garantido pela topografia do circuito *shunt* resistivo, ressonante e multirressonante. Até uma análise quantitativa é apresentada para o caso DHS, a fim de se investigar a influência que ambos os circuitos possuem em relação com o número de piezoelétricos conectados.

Os resultados do Cap. 5 demonstraram que ambos os circuitos simulados puderam promover atenuação ou até mesmo parar, em algum momento, a vibração no braço com tremores Parkinsonianos. Porém, é interessante notar que, de certa forma, o dispositivo com o circuito *shunt* resistivo atenuou de forma mais ampla em todos os casos, sem a necessidade de ajustes prévios de frequência, porém, também foi perceptível que o circuito *shunt* multirressonante se destacou entre os demais na formação de *bandgap*, já que pode ser construído para atuar especificamente nos modos vibratórios de cada paciente, de forma pontual ou por faixa. Com relação aos diferentes acoplamentos do aparelho no braço, foi perceptível que tanto os circuitos *shunt* simples quanto os multirressonantes tiveram controles satisfatórios já na condição com menos piezos (dispositivo acoplado à mão), mas fica claro que conforme a quantidade de piezos é aumentada, a amplitude do modo diminui e a largura de atenuação (*bandgap*) aumenta.

Em resumo, todo o conteúdo apresentado neste trabalho tem o objetivo de destacar o potencial dos metamateriais inteligentes como uma solução inovadora para o controle de vibração na área da saúde. Mais especificamente, este trabalho serve de referência para o desenvolvimento e/ou aprimoramento de um dispositivo vestível capaz de controlar tremores humanos oriundos de condições patológicas ou fisiológicas. Esse dispositivo, também pode ser entendido como um tipo de órtese, cuja funcionalidade é dependente de uma metaestrutura piezoelétrica com circuitos elétricos *shunt* do tipo resistivos, ressonantes e multirressonantes. Contudo, é importante salientar que muitas análises e testes ainda carecem de ser realizados para solidificar a ideia de metamateriais inteligentes em um dispositivo assistivo, equilibrando níveis de eficiência, segurança e confiabilidade.

6.1 Contribuições

Dentre as contribuições presentes neste trabalho destacam-se os seguintes tópicos:

- Utilização do Método de Elementos Espectrais e do Método de Matriz de Transferência para modelagem de uma metaestrutura com circuitos *shunt* e de um modelo biomecânico com frequências naturais próximas a de um braço real;
- Comparação dos efeitos vibracionais e da propagação de onda, oriundos da metaestrutura conectada em periodicidade aos circuitos *shunt* resistivo, indutivo, capacitivo, LC série e paralelo, RL série e paralelo, e RLC série e paralelo;

- Observação simulada e experimental de que o circuito *shunt* resistivo, quando conectado aos piezoelétricos da metaestrutura, promove um efeito de amortecimento estrutural generalizado, diferentemente dos circuitos ressonantes que garantem uma atenuação específica em um determinado ponto;
- Demonstração de que o caso *rainbow* e o multiressonante podem ser uma otimização viável ao dispositivo para garantir melhores atenuações e formações de *bandgap* mais largos, com ênfase à vantagem que a configuração multiressonante possui sobre a *rainbow*;
- Alerta sobre a possibilidade de erro na sintonização de um circuito *shunt* ressonante, visto que a tolerância dos componentes quando postas em conjunto podem causar uma grande diferença do que era previsto;
- Proposta de um novo dispositivo capaz de controlar tremores humanos com o uso de metaestruturas piezoelétricas com diferentes técnicas de circuitos *shunt*;
- Validação da metaestrutura piezoelétrica por meio de testes experimentais em situação controlada, demonstrando os efeitos gerados pelo aumento de número de piezos, da resistência R e da variação do R_2 .

6.2 Trabalhos Futuros

Como continuação da pesquisa, diversas outras atividades podem ser executadas ao contexto do desenvolvimento do dispositivo proposto, tais como:

- Realização de simulações de controle vibracional com dados reais coletados de pacientes com diferentes condições de tremores (repouso e ativo);
- Construção de um experimento em bancada controlada com comportamento dinâmico mais próximo ao de um braço humano com tremores de pronação, flexão e supinação;
- Desenvolver protótipos que possam ser aplicáveis em testes de bancada e em indivíduos;
- Conduzir fases de teste em diferentes amostras de pessoas com tremores patológicos e fisiológicos;
- Aprimorar os protótipos com técnicas de retroalimentação como PID para gerar auto ajuste frequencial e de atenuação para evitar obstrução aos movimentos voluntários;

6.3 Publicações

Durante o desenvolvimento desta tese, foram gerados os seguintes trabalhos:

Artigos em periódicos:

- MOURA B. B.; Machado M. R. Wearable metamaterials with embodied intelligence for programmable control of human limbs tremor. *Advanced Intelligent Systems*, Wiley Publication, 2025. (Accepted)
- DE MOURA, B. B. et al. Manipulating flexural waves to enhance the broadband vibration mitigation through inducing programmed disorder on smart rainbow metamaterials. *Applied Mathematical Modelling*, v. 125, p. 650-671, 2024.
- MACHADO, M. R.; MOURA, B. B.; DEY, S.; MUKHOPADHYAY, T. Bandgap manipulation of single and multi-frequency smart metastructures with random impedance disorder. *Smart Materials and Structures*, v. 31, p. 105020, 2022.
- MOURA, B. B.; MACHADO, M. R.; MUKHOPADHYAY, T.; DEY, S. Dynamic and wave propagation analysis of periodic smart beams coupled with resonant shunt circuits: passive property modulation. *European Physical Journal-Special Topics*, p. 1-17, 2022.

Trabalhos em anais de congressos:

- MOURA, BRAION; AMORIM DAS NEVES, DANIELY ; JHONNY AMAYA SIMEON, EDGAR ; RODRIGUES, MARCELA . Investigation of resonant shunt circuit connected piezoelectric path for low-frequency tuning. In: 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2025, Florianópolis.
- MOURA, BRAION; MACHADO, MARCELA . Analysis of metastructure-based devices for human tremor control. In: VIII Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2024, Gramado.
- DE MOURA, BRAION B.; MACHADO, MARCELA R. ; MUKHOPADHYAY, TANMOY ; DEY, SUDIP . Investigation of Synthetic Inductance for Resonant Shunt Circuit Applied to Vibration Control. In: 2024 IEEE 7th International Conference on Condition Assessment Techniques in Electrical Systems (CATCON), 2024, Kolkata. p. 25-29.
- GUIMARÃES DE SOUZA BRAGA DE ALBUQUERQUE, GABRIEL ; RODRIGUES, MARCELA ; MOURA, BRAION . Comparison of passive dynamic absorbers in attenuating pathological tremor of human upper limb: an analytical approach. In: XIX International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics, 2023, Pirenópolis.
- ALBUQUERQUE, G. G. S. B. ; MOURA, B. B. ; MACHADO, M. R. . Design of passive dynamic absorbers to attenuate pathological tremor of human upper limb. In: 27th International Congress of Mechanical Engineering, COBEM 2023, 2023, Florianópolis.

- PEREIRA DA SILVA, CARLOS EDUARDO ; MOURA, BRAION ; MACHADO, MARCELA . Dynamic model of the human upper limb affected by Parkinson's Disease: finite element approach. In: XIX International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics, 2023, Pirenópolis.
- MOURA, BRAION; MACHADO, MARCELA . Tremor Control in the Arm of a Parkinson's Disease Patient Using Piezoelectric Beam Meta-structure. In: XIX International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics, 2023, Pirenópolis.
- MOURA, B. B.; MACHADO, M. R. Rainbow smart metamaterial to improve flexural wave isolation and vibration attenuation of a beam. In: *10th International Conference on Wave Mechanics and Vibrations*, 2022, Lisboa.
- MOURA, B.; MACHADO, M. R. Vibration control using piezoelectric connected with shunts circuits. In: *14th WCCM-ECCOMAS Congress*, 2021.
- MOURA, B. B.; BORGES, M. C. R.; MACHADO, M. R. Smart beam coupled to piezoelectric resonant shunt vibration characterization, control and bandgap generation. In: *COBEM 2021*, 2021, Florianópolis.
- BORGES, M. C. R.; MOURA, B. B.; MACHADO, M. R. Design of tunable shunt rainbow trap smart beam for multi-frequency vibration attenuation. In: *CILAMCE 2021*, 2021, Rio de Janeiro.

Patentes e demais registros:

- MOURA, B. B.; MACHADO, M. R. **TECNOLOGIA BASEADA EM METAMATERIAIS INTELIGENTES PARA SUPRIMIR E DIAGNOSTICAR TREMORES NO CORPO HUMANO**. Patente: Privilégio de Inovação. BR1020220039062. INPI. Depósito: 03/03/2022.
- MACHADO, M. R. ; MOURA, B. B. ; SANTOS, A. M. . **APARATO PARA CONTROLE DE TREMORES DO CORPO HUMANO COM METAMATERIAL MECÂNICO DE MONTAGEM INTERCAMBIÁVEL**. Patente: Privilégio de Inovação. BR1020240155084. INPI. Depósito: 29/07/2024.
- MACHADO, M. R. ; MOURA, B. B. . **Luva**. Desenho Industrial. Registro: BR302025005813-9, 02/09/2025, INPI.
- FABRO, A. T. ; MACHADO, M. R. ; VARGAS, E. B. M. ; MOURA, B. B. . **Bracelete**. Desenho Industrial. Registro: BR302024004349-0, 22/08/2024, INPI.
- MACHADO, M R ; ALBUQUERQUE, G. G. S. B. ; MOURA, B B . **Parkinson Dynamic Control**. Programa de Computador. Registro: BR512023002953-0, 02/10/2023, INPI.

- MACHADO, M. R.; MOURA, B. B. **Shunt Impedance**. Programa de Computador. Registro: BR512022002042-4, 01/08/2022, INPI.
- MACHADO, M. R.; MOURA, B. B. **SmartMaterial**. Programa de Computador. Registro: BR512022002035-1, 01/08/2022, INPI.
- MACHADO, M. R.; MOURA, B. B. **SmartMetamaterial**. Programa de Computador. Registro: BR512022002038-6, 01/08/2022, INPI.
- MACHADO, M. R.; MOURA, B. B. **Wave SmartMetamaterial**. Programa de Computador. Registro: BR512022002040-8, 01/08/2022, INPI.
- MACHADO, M. R.; MOURA, B. B. **Wave SmartMaterial**. Programa de Computador. Registro: BR512022002037-8, 01/08/2022, INPI.

Trabalhos coorientados:

- BONFIM, D. F. **Análise de metamaterial aplicado ao controle vibracional em membros humanos**. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) — Universidade de Brasília. Orientador: Marcela R. Machado. Coorientador: Braion B. Moura.
- CARLOS EDUARDO PEREIRA DA SILVA. **Controle de vibrações de sistemas por metamaterial inteligente: abordagem pelo método de elementos finitos**. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) - Universidade de Brasília. Orientador: Marcela R. Machado. Coorientador: Braion B. Moura.
- SANTOS, A. M. **Análise numérica de absorvedores dinâmicos adaptados às vibrações de um braço humano com doença de parkinson**. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) - Universidade de Brasília. Orientador: Marcela R. Machado. Coorientador: Braion B. Moura.

Referências

- ABBASI, M. et al. Design of a noninvasive and smart hand tremor attenuation system with active control: a simulation study. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 56, p. 1315–1324, 2018. Citado 3 vezes nas páginas [xii](#), [11](#) e [12](#).
- ADEWUSI, S. e. a. Biomechanical models of the human hand-arm to simulate distributed biodynamic responses for different postures. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Elsevier, v. 42, n. 2, p. 249–260, 2012. Citado 3 vezes nas páginas [xiii](#), [18](#) e [22](#).
- ADHIKARI, K. et al. A quaternion weighted fourier linear combiner for modeling physiological tremor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 63, n. 11, p. 2336–2346, 2016. Citado na página [12](#).
- AIROLDI, L.; RUZZENE, M. Design of tunable acoustic metamaterials through periodic arrays of resonant shunted piezos. *New Journal of Physics* 13, p. 113010, 2011. Citado 3 vezes nas páginas [20](#), [21](#) e [51](#).
- AIROLDI, L.; RUZZENE, M. Wave propagation control in beams through periodic multi-branch shunts. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, p. 1567–1579, 2011. Citado 3 vezes nas páginas [xiii](#), [20](#) e [65](#).
- ALBERT, M.; KORDING, K. Determining posture from physiological tremor. *Experimental Brain Research*, Springer Verlag, v. 215, n. 3-4, p. 247–255, 2011. Citado 2 vezes nas páginas [xii](#) e [9](#).
- ALGARNI, M.; FASANO, A. The overlap between essential tremor and parkinson disease. *Parkinsonism & related disorders*, v. 46, p. S101–S104, 2018. Citado na página [1](#).
- ALSHAQAQ, M. et al. Programmable rainbow trapping and band-gap enhancement via spatial group-velocity tailoring in elastic metamaterials. *Phys. Rev. Applied* 17, 2022. Citado 2 vezes nas páginas [21](#) e [57](#).
- ANGELES, P. et al. Assessing parkinson’s disease motor symptoms using supervised learning algorithms. International Parkinson and Movement Disorder Society, London, United Kingdom, 2017. Citado 2 vezes nas páginas [xii](#) e [9](#).
- ARNOLD, A. S. et al. Evaluation of a controlled-energy-dissipation orthosis for tremor suppression. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier, v. 3, n. 3, p. 131–148, 1993. Citado na página [14](#).
- BARTH, J. e. a. Combined analysis of sensor data from hand and gait motor function improves automatic recognition of parkinson’s disease. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. [S.l.: s.n.], p. 5122–5125, 2012. Citado 2 vezes nas páginas [xii](#) e [9](#).

- BO, A. P. L. et al. Pathological tremor and voluntary motion modeling and online estimation for active compensation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 19, n. 2, p. 177–185, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 42.
- BOEING. 2021. Disponível em: <<https://boeing.mediaroom.com/>>. Citado 2 vezes nas páginas xiii e 20.
- BRENNAN, K. C. et al. Is essential tremor predominantly a kinetic or a postural tremor? a clinical and electrophysiological study. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*, Wiley Online Library, v. 17, n. 2, p. 313–316, 2002. Citado na página 6.
- BUKI, E. et al. Vib-bracelet: a passive absorber for attenuating forearm tremor. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 56, p. 923–930, 2018. Citado 6 vezes nas páginas xii, xiii, 11, 15, 17 e 18.
- BUSTAMANTE-BELLO, R. e. a. Diagnostic aid system based on triaxial high sensitivity mems for detection and characterization of specific neurodegenerative diseases. In: IOS PRESS. Workshop Proceedings of the 8th International Conference on Intelligent Environments. [S.l.], v. 56, p. 923–930, 2017. Citado 2 vezes nas páginas xii e 9.
- CALIL, B. C. Caracterização do tremor parkinsoniano de membros superiores por meio de sensores inerciais usando os métodos knn e fcm. *Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Elétrica*, 2020. Citado na página 8.
- CARDELLA, D. et al. Manipulating waves by distilling frequencies: a tunable shunt-enabled rainbow trap. v. 25, p. 085017, 2016. Citado na página 21.
- CASADEI, F. et al. Broadband vibration control through periodic arrays of resonant shunts: Experimental investigation on plates. *Smart Materials and Structures*, v. 114, 2010. Citado 2 vezes nas páginas xiii e 20.
- CELLI, P. et al. Bandgap widening by disorder in rainbow metamaterials. *Applied Physics Letters*, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 55.
- CHANG, R.-S. e. a. A parkinson's disease measurement system using laser lines and a cmos image sensor. *American family physician*, v. 11, n. 2, 2011. Citado 2 vezes nas páginas xii e 9.
- CHAO, E.; AN, K.-N. Determination of internal forces in human hand. *journal of the engineering mechanics division*, American Society of Civil Engineers, v. 104, n. 1, p. 255–272, 1978. Citado na página 16.
- CHARLES, P. D. et al. Classification of tremor and update on treatment. *American family physician*, v. 59, n. 6, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 2 e 7.
- CHEN, R. et al. Clinical neurophysiology of parkinson's disease and parkinsonism. *Clinical neurophysiology practice*, Elsevier, v. 7, p. 201–227, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 89.
- CHOU, K. L. Diagnosis and management of the patient with tremor. *Rhode Island Medical Journal*, v. 87, n. 5, p. 135, 2004. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 2.
- COHEN, E. et al. Actuation and control of limbs through motor nerve stimulation. *US Patent*, v. 6839594B2, 2001. Citado na página 15.

CORR, L. R. Comparison of low-frequency piezoelectric switching shunt techniques for structural damping. *Smart Materials and Structures*, v. 11, p. 370–376, 2002. Citado na página 40.

CORRADINI, M. L. et al. Motor control of voluntary arm movements: kinematic and modelling study. *Biological cybernetics*, Springer, v. 67, p. 347–360, 1992. Citado na página 17.

CRAWFORD, P.; ZIMMERMAN, E. E. Tremor: Sorting through the differential diagnosis. *American family physician*, v. 97, n. 3, p. 180–186, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 6.

DAI, H. et al. Quantitative assessment of parkinsonian tremor based on an inertial measurement unit. *Sensors*, MDPI, v. 15, n. 10, p. 25055–25071, 2015. Citado na página 6.

DARLEUX, R. et al. Broadband vibration damping of non-periodic plates by piezoelectric coupling to their electrical analogues. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 29, n. 5, p. 054001, 2020. Citado na página 21.

DAVIS, C. L.; LESIEUTRE, G. A. A modal strain energy approach to the prediction of resistively shunted piezoceramic damping. *Journal of Sound and Vibration*, v. 184, p. 129–139, 1995. Citado na página 37.

de Moura, B. et al. Manipulating flexural waves to enhance the broadband vibration mitigation through inducing programmed disorder on smart rainbow metamaterials. *Applied Mathematical Modelling*, v. 125, p. 650–671, 2024. ISSN 0307-904X. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0307904X23004523>>. Citado na página 28.

DEUSCHL, G. et al. Consensus statement of the movement disorder society on tremor. Ad Hoc Scientific Committee. *Mov Disord.*, v. 13, p. 2–23, 1998. Citado na página 1.

DEUSCHL, G. et al. The pathophysiology of tremor. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, Wiley Online Library, v. 24, n. 6, p. 716–735, 2001. Citado na página 17.

DEY, S. et al. Bottom up surrogate based approach for stochastic frequency response analysis of laminated composite plates. *Composite Structures*, v. 140, p. 712–727, 2016. Citado na página 69.

DIAZ, N. L.; LOUIS, E. D. Survey of medication usage patterns among essential tremor patients: Movement disorder specialists vs. general neurologists. *Parkinsonism & Related Disorders*, v. 16, n. 9, 2010. Citado na página 2.

DONG, J. Real-time parkinsonian tremor signal identifier based on internal model principle. *Electronic Thesis and Dissertation Repository*. 8113, 2021. Citado 8 vezes nas páginas xii, 9, 10, 12, 13, 42, 43 e 89.

ELBLE, R. J. Essential tremor frequency decreases with time. *Neurology*, AAN Enterprises, v. 55, n. 10, p. 1547–1551, 2000. Citado na página 6.

FILIPOVIC, S. R. e. a. Low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation and off-phase motor symptoms in parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, v. 291, n. 1, p. 1–4, 2010. Citado na página 3.

FLANAGAN, J. R. et al. Equilibrium trajectories underlying rapid target-directed arm movements. *Advances in psychology*, v. 87, p. 661–675, 1992. Citado na página 17.

FLORA, E. D. e. a. Deep brain stimulation for essential tremor: A systematic review. *Movement Disorders*, v. 25, n. 11, p. 1550–1559, 2010. Citado na página 2.

FORWARD, R. L. Electronic damping of vibrations in optical structures. *J. Appl. Opt.*18(5), p. 690–697, 1979. Citado 3 vezes nas páginas 19, 36 e 37.

FROMME, N. P. et al. Need for mechanically and ergonomically enhanced tremor-suppression ortes for the upper limb: a systematic review. *J NeuroEngineering Rehabil*, v. 16, n. 93, 2019. Citado 4 vezes nas páginas 1, 3, 13 e 15.

GANG, W. et al. Vibration attenuations induced by periodic arrays of piezoelectric patches connected by enhanced resonant shunting circuits. *Smart Materials and Structures*, v. 20, n. 12, p. 125019, 2011. Citado na página 40.

GAO, J.; TUNG, W.-w. Pathological tremors as diffusional processes. *Biological cybernetics*, Springer, v. 86, n. 4, p. 263–270, 2002. Citado na página 10.

GAO, J. B. Analysis of amplitude and frequency variations of essential and parkinsonian tremors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 42, p. 345–349, 2004. Citado 3 vezes nas páginas xii, 10 e 11.

GEBAI, S. *Optimization of passive cantilever-type tuned mass damper to reduce the hand postural tremor*. 2020. Tese (Doutorado) — Université Paris-Est Paris, France. Citado 5 vezes nas páginas xii, xx, 7, 8 e 16.

GEBAI, S.; HAMMOUD, M. Parkinson’s disease treatment as seen from a mechanical point of view. *Advances in Parkinson’s Disease*, v. 5, p. 97–106, 2016. Citado 5 vezes nas páginas xiii, 10, 15, 17 e 18.

GEBAI, S. et al. Tremor reduction at the palm of a parkinson’s patient using dynamic vibration absorber. *Bioengineering (Basel)*, v. 3, p. 18, 2016. Citado 8 vezes nas páginas xx, 14, 22, 23, 42, 43, 88 e 89.

GILLARD, D. e. a. Tremor suppression using functional electrical stimulation: a comparison between digital and analog controllers. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 7, n. 3, p. 385–388, 1999. Citado na página 2.

GRANDJEAN, E.; KROEMER, K. H. *Fitting the task to the human: a textbook of occupational ergonomics*. [S.l.]: CRC press, 1997. Citado na página 10.

GRETTY, M.; BUCKWELL, D. Spectral analysis of tremor: understanding the results. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, BMJ Publishing Group Ltd, v. 53, n. 11, p. 976–981, 1990. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 11.

GRIMALDI, G.; MANTO, M. Tremor: From pathogenesis to treatment. p. 1–212, 2008. Citado na página 17.

GRIMALDI, G.; MANTO, M. Neurological tremor: sensors, signal processing and emerging applications. *Sensors*, Molecular Diversity Preservation International (MDPI), v. 10, n. 2, p. 1399–1422, 2010. Citado 2 vezes nas páginas xii e 8.

GRIMALDI, G.; MANTO, M. *Mechanisms and emerging therapies in tremor disorders*. [S.l.]: Springer, 2013. v. 150. Citado na página 10.

- GRIPP, J. A.; RADE, D. A. Vibration and noise control using shunted piezoelectric transducers: A review. *Mechanical Systems and Signal Processing*, v. 112, p. 359–383, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 40.
- HABETS, J. G. et al. A long-term, real-life parkinson monitoring database combining unscripted objective and subjective recordings. *Data*, MDPI, v. 6, n. 2, p. 22, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 89.
- HAGOOD, N. W.; FLOTOW, A. V. Damping of structural vibrations with piezoelectric materials and passive electrical networks. *Jornal Sound Vibration*, v. 2, p. 243–268, 1991. Citado 3 vezes nas páginas 20, 34 e 37.
- HASHEMI S. M., G. 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(1), p. 61–70, 2004. Citado 4 vezes nas páginas xiii, 17, 18 e 22.
- HERRNSTADT, G. et al. Controlling a motorized orthosis to follow elbow volitional movement: tests with individuals with pathological tremor. *J Neuroeng Rehabil*, v. 16, n. 1, 2019. Citado 2 vezes nas páginas xii e 14.
- HESS, C. W.; PULLMAN, S. L. Tremor: clinical phenomenology and assessment techniques. *Tremor Other Hyperkinet Mov (N Y)*, 2012. Citado na página 9.
- HEWER, R. L. et al. An investigation into the value of treating intention tremor by weighting the affected limb. *Brain*, v. 95(3), p. 579–590, 1972. Citado na página 2.
- HOEHN, M.; YAHR, M. Parkinsonism: onset, progression, and mortality. *Neurology*, v. 50, n. 2, 1998. Citado na página 8.
- HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation. In: IEEE. *1984 American control conference*. [S.l.], 1984. p. 304–313. Citado na página 17.
- HOLLKAMP, J. J.; GORDON, R. W. An experimental comparison of piezoelectric and constrained layer damping. *Smart Materials and Structures*, v. 5, p. 715–722, 1996. Citado na página 20.
- HOSSEINI, R. et al. Optimal design of a vibration absorber for tremor control of arm in parkinson’s disease. *Journal of Computational & Applied Research in Mechanical Engineering (JCARME)*, Shahid Rajae Teacher Training University (SRTTU), v. 3, n. 2, p. 85–94, 2014. Citado na página 17.
- HOSSEINI S. M., H. K.; AL-J., A. Active vibration control in human forearm model using paired piezoelectric sensor and actuator. *Journal of Vibration and Control*, v. 27, p. 231–242, 2021. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 22.
- JACKSON, K. et al. A mathematical model of arm swing during human locomotion. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 11, n. 6-7, p. 277–289, 1978. Citado na página 17.
- JAFFE, B. et al. Engineering vibration. 2. ed. upper saddle river: Prentice-hall. Piezoelectric Ceramics. New York: Academic Press, 1971. Citado na página 34.
- JEON, H. et al. Automatic classification of tremor severity in parkinson’s disease using a wearable device. *Sensors*, 2017. Citado 2 vezes nas páginas xii e 9.
- KATZ, R. et al. Attenuating tremor using passive devices. *Stud. Health Technol. Inform*, v. 242, p. 741–747, 2017. Citado na página 13.

KAZI, S. e. a. Piezoelectrically stimulated article. US Patent, v. 0224214A1, 2005. Citado na página 16.

KAZI, S. e. a. Biodynamic response of the human hand-arm models under vibration. In WSEAS International Conference. Proceedings. Mathematics and Computers in Science and Engineering, 2008. Citado 2 vezes nas páginas xiii e 18.

KAZI, S. e. a. 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. Citado na página 16.

KAZI, S. e. a. Suppression of hand postural tremor via active force control method. Manufacturing Engineering, Automatic Control and Robotics, 2014. Citado na página 22.

KIM, S.; MCNAMES, J. Tracking tremor frequency in spike trains using the extended kalman filter. In: IEEE. 2005 IEEE engineering in medicine and biology 27th annual conference. [S.l.], 2006. p. 7576–7579. Citado na página 12.

KOLLER, W. C. et al. Tremors in early parkinson's disease. *Clinical neuropharmacology*, LWW, v. 12, n. 4, p. 293–297, 1989. Citado na página 10.

KOTOVSKY, J.; ROSEN, M. J. A wearable tremor-suppression orthosis. *Journal of rehabilitation research and development*, REHABILITATION RESEARCH & DEVELOPMENT SERVICE, v. 35, p. 373–387, 1998. Citado na página 14.

KURLAN, R. et al. Movement disorders: Neurologic principles and practice. 1997. Citado na página 7.

L., D. B. J. et al. On the quantification of eigenvalue curve veering: A veering index. *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME* 78, p. 1–8, 2011. Citado na página 59.

LEE, U. Vibration analysis of one-dimensional structures using the spectral transfer matrix method. *Engineering structures*, Elsevier, v. 22, n. 6, p. 681–690, 2000. Citado 2 vezes nas páginas 44 e 128.

LEE, U. Spectral element method in structural dynamics. v. 1, 2009. Citado 4 vezes nas páginas 26, 27, 28 e 126.

LEE, U.; KIM, J. Dynamics of elastic-piezoelectric two-layer beams using spectral element method. *International Journal of Solids and Structures*, v. 37, p. 4403–4417, 2000. Citado na página 44.

LEKSHMI, A.; RAMACHANDRAN, K. I. Vibration damping and control using shunted piezoelectric materials. In: *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. IOP Publishing, p. 012056, 2019. Citado na página 16.

LESIEUTRE, G. A. Vibration damping and control using shunted piezoelectric materials. *The Shock and Vibration Digest*, v. 30, p. 187–195, 1998. Citado na página 40.

LIU, L.; HUSSEIN, M. I. Wave motion in periodic flexural beams and characterization of the transition between bragg scattering and local resonance. *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME*, v. 79, n. 1, p. 1–17, 2012. Citado 3 vezes nas páginas 54, 66 e 67.

LOPEZ, A. P. Medição do tremor da doença de parkinson com smartphone e estimativa das forças de controle para sua atenuação. pDissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica - Campinas, SP:[s.n.], p. 114, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 17.

LOSSOUARN, B. et al. An analogue twin for piezoelectric vibration damping of multiple nonlinear resonances. *Journal of Sound and Vibration*, Elsevier, v. 511, p. 116323, 2021. Citado na página 21.

LOUREIRO, R. C. e. a. Upper limb tremor suppression in adl via an orthosis incorporating a controllable double viscous beam actuator. In: IEEE. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. ICORR 2005. [S.l.], p. 119–122, 2005. Citado 3 vezes nas páginas xii, 3 e 14.

LU, Z.; HUANG, Z. Analytical and experimental studies on particle damper used for tremor suppression. *Journal of Vibration and Control*, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 27, n. 23-24, p. 2887–2897, 2021. Citado na página 14.

LYONS, K. E.; PAHWA, R. *Handbook of essential tremor and other tremor disorders*. [S.l.]: CRC Press, 2005. Citado na página 7.

MACE, B. R. Wave motion and dispersion phenomena: Veering, locking and strong coupling effects. *The Journal of the Acoustical Society of America* 131, v. 2, p. 1015–1028, 2012. Citado na página 58.

MACHADO, M. R. et al. Flexural waves propagation in piezoelectric metamaterial beam. 15th International Conference Dynamical Systems - Theory and Applications, Lodz, Poland, 2019. Citado na página 40.

MACHADO, M. R. et al. Bandgap manipulation of single and multi-frequency smart metastructures with random impedance disorder. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 31, n. 10, p. 105020, 2022. Citado na página 40.

MASOUMI, M. M. *Passive hand tremor attenuator: magnetic spring*. 2018. Tese (Doutorado) — University of British Columbia. Citado na página 15.

MAXWELL, S. *A modulated-energy-dissipation manipulator and application to suppressing human arm tremor (Thesis)*. [S.l.]: Cambridge, MA: MIT, 1990. Citado na página 14.

MIN, J. B. et al. Shunted piezoelectric vibration damping analysis including centrifugal loading effects. *Structural Dynamics, and Materials Conference*. Orlando, Florida, 2010. Citado 2 vezes nas páginas xiii e 20.

MO, J.; PRIEFER, R. Medical devices for tremor suppression: current status and future directions. *Biosensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 11, n. 4, p. 99, 2021. Citado na página 3.

MOHAMMADI, M. et al. 4d printing of soft orthoses for tremor suppression. *Bio-Design and Manufacturing*, Springer, v. 5, n. 4, p. 786–807, 2022. Citado na página 3.

MORRISON, S. et al. Bilateral tremor relations in parkinson's disease: Effects of mechanical coupling and medication. *Parkinsonism & related disorders*, Elsevier, v. 14, n. 4, p. 298–308, 2008. Citado 3 vezes nas páginas 7, 9 e 10.

MOURA, B. B. et al. Dynamic and wave propagation analysis of periodic smart beams coupled with resonant shunt circuits: Passive property modulation. *European Physical Journal-Special Topics*, v. 1, p. 1–18, 2022. Citado 3 vezes nas páginas 21, 28 e 40.

MOURA, B. B. d. Modelos espectrais de vigas acopladas à piezoelétricos shunt para atenuação de vibração e de ondas elástica. xviii, 77 f., il. Dissertação (Mestrado em Ciências Mecânicas)—Universidade de Brasília, Brasília, 2021. Citado na página 45.

MURRAY, M. P. et al. Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking. *Physical therapy*, Oxford University Press, v. 47, n. 4, p. 272–284, 1967. Citado na página 17.

NAGAOKA, T. e. a. A possible melanoma discrimination index based on hyperspectral data: a pilot study. *Skin Research and Technology*, v. 18, n. 3, 2012. Citado na página 2.

NEUBAUER, M.; WALLASCHEK, J. Vibration damping with shunted piezoceramics: Fundamentals and technical applications. *Mech. Syst. Signal Process.* 36,, p. 36–52, 2013. Citado 2 vezes nas páginas xiii e 20.

NHS, N. H. S. Parkinson's disease. Acessado em 06/02/2023, 2022. Citado na página 7.

PAGNACCO, E. et al. Frequency response functions of random linear mechanical systems and propagation of uncertainties. *Mecânica Computacional*, XXX, p. 3357–3380, 2011. Citado na página 69.

PARKINSON, J. An essay on the shaking palsy. *The Journal of neuropsychiatry and clinical neurosciences*, Am Neuropsych Assoc, v. 14, n. 2, p. 223–236, 2002. Citado na página 7.

PAULIG, J. et al. Sensory trick phenomenon improves motor control in pianists with dystonia: prognostic value of glove-effect. *Frontiers in Psychology*, Frontiers Media SA, v. 5, p. 1012, 2014. Citado na página 14.

PONTI, J. M. D. et al. Selective mode conversion and rainbow trapping via graded elastic waveguides. *Phys. Rev. Applied*, American Physical Society, v. 16, p. 034028, Sep 2021. Disponível em: <<https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevApplied.16.034028>>. Citado na página 51.

PROCHAZKA, A. et al. Garment for applying controlled electrical stimulation to restore motor function. *US Patent*, v. 5562707A1, 1995. Citado na página 15.

RAHNAVAR, M. et al. Designing a hand rest tremor dynamic vibration absorber using h 2 optimization method. *Journal of Mechanical Science and Technology*, Springer, v. 28, p. 1609–1614, 2014. Citado na página 17.

RIVIERE, C. N. et al. Adaptive cancelling of physiological tremor for improved precision in microsurgery. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, IEEE, v. 45, n. 7, p. 839–846, 1998. Citado na página 12.

ROBERT, C. V.; TIFFANY, Y. W. Intelligent stop shaking device, system and method. *US Patent*, v. 0289303A1, 2007. Citado na página 15.

ROCON, E. e. a. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 15, n. 3, p. 367–378, 2007. Citado 3 vezes nas páginas xii, 3 e 14.

ROSEN, M. J. et al. Design of a controlled-energy-dissipation orthosis (cedo) for functional suppression of intention tremors. *Journal of rehabilitation research and development*, REHABILITATION RESEARCH & DEVELOPMENT SERVICE, v. 32, p. 1–1, 1995. Citado na página 14.

RUDRARAJU, S.; NGUYEN, T. Wearable tremor reduction device (trd) for human hands and arms. In: AMERICAN SOCIETY OF MECHANICAL ENGINEERS. *Frontiers in Biomedical Devices*. [S.l.], 2018. v. 40789, p. V001T10A010. Citado na página 14.

SAN-SEGUNDO, R. et al. Parkinson's disease tremor detection in the wild using wearable accelerometers. *Sensors*, MDPI, v. 20, n. 20, p. 5817, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 89.

SANTANA, D. C. Modelagem numérica e otimização de shunts piezoelétricos aplicados ao controle de vibrações. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, p. 197, 2007. Citado na página 40.

SANTANA, D. C. et al. Estudo de técnicas de controle de vibração empregando piezocerâmicas combinadas com circuitos shunt. 13º POSMEC - Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. FEMEC/UFU, Uberlândia, 2003. Citado na página 20.

SANTOS, H. F. L. D.; TRINDADE, M. A. Structural vibration control using extension and shear active-passive piezoelectric networks including sensitivity to electrical uncertainties. v. 33, n. 3, p. 287–301, 2011. Nenhuma citação no texto.

SANTOS, V. V. D. et al. Fisioterapia na doença de parkinson: uma breve revisão. *Rev. bras neurol*, v. 46, n. 2, p. 17–25, 2010. Citado na página 2.

SEBA, B. et al. Vibration attenuation using a piezoelectric shunt circuit based on finite element method analysis. *Smart Material and Structures*, 2006. Citado 2 vezes nas páginas xiii e 20.

SEIREG, A.; ARVIKAR, R. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 6, n. 3, p. 313–326, 1973. Citado na página 16.

SHAMROUKH, M. e. a. Evaluation of control strategies in semi-active orthosis for suppression of upper limb pathological tremors. In: IEEE. International Conference on Innovations in Electrical, Electronics, Instrumentation and Media Technology (ICEEIMT). [S.l.], p. 75–80, 2017. Citado na página 3.

SILVA, C. E. P. Controle de vibração de sistemas mecânico e biomecânico por metamaterial inteligente: abordagem pelo método dos elementos finitos. Projeto de graduação, Engenharia Mecânica - Universidade de Brasília, 2022. Citado na página 19.

SIORES, E.; SWALLOW, L. Apparatus for the detection and suppression of muscle tremors. GB Patent, v. 2444393, 2007. Citado na página 16.

SKARAMAGKAS, V.; ANDRIKOPOULOS G. MANESIS, S. Towards essential hand tremor suppression via pneumatic artificial muscles. *Actuators*, v. 10, n. 9, 2021. Citado 2 vezes nas páginas xii e 14.

SUGINO, C. et al. An investigation of electroelastic bandgap formation in locally resonant piezoelectric metastructures. *Smart Materials and Structures*, v. 26, n. 5, p. 2144–2155, 2017. Citado 4 vezes nas páginas 20, 21, 65 e 67.

SUGINO, C. et al. Design and analysis of piezoelectric metamaterial beams with synthetic impedance shunt circuits. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 23, n. 5, p. 2144–2155, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 65.

SWALLOW, L.; SIORES, E. Tremor suppression using smart textile fibre systems. *Journal of Fiber Bioengineering and Informatics*, v. 1, n. 4, p. 261–266, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 3 e 16.

SÉNÉCHAL, A. Réduction de vibrations de structure complexe par shunts piézoélectriques - application aux turbomachines. Ph.D. thesis, CNAM, 2011. Citado 2 vezes nas páginas [xiii](#) e [20](#).

TAHERI, B. Real-time pathological tremor identification and suppression in human arm via active orthotic devices. Tese (Doutorado) — Southern Methodist University, 2013. Citado 2 vezes nas páginas [xii](#) e [14](#).

TAHERI, B. e. a. Robust controller for tremor suppression at musculoskeletal level in human wrist. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, v. 22, n. 2, p. 379–388, 2013. Citado na página [3](#).

TAKANOKURA, M. et al. Upper-limb orthoses implemented with air dashpots for suppression of pathological tremor in daily activities. In: *ISB conference July*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 3–4. Citado na página [15](#).

TEIXEIRA, M. J.; FONOFF, E. T. Tratamento cirúrgico da doença de parkinson. *Revista de Medicina*, v. 83, n. 1-2, p. 1–16, 2004. Citado na página [2](#).

THORP, O. et al. Attenuation and localization of wave propagation in rods with periodic shunted piezoelectric patches. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 10, n. 5, p. 979, 2001. Citado 2 vezes nas páginas [20](#) e [21](#).

TIMMER, J. et al. Pathological tremors: Deterministic chaos or nonlinear stochastic oscillators? *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, American Institute of Physics, v. 10, n. 1, p. 278–288, 2000. Citado na página [10](#).

UCHINO, K.; ISHII, T. Mechanical damper using piezoelectric ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan*, The Ceramic Society of Japan, v. 96, n. 1116, p. 863–867, 1988. Citado na página [20](#).

VELUVOLU, K. C. et al. Bandlimited multiple fourier linear combiner for real-time tremor compensation. In: IEEE. *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.], 2007. p. 2847–2850. Citado na página [12](#).

VIANA, F. A.; STEFFEN, J. V. Multimodal vibration damping through piezoelectric patches and optimal resonant shunt circuits. *Journal of the Brazilian Soc. of Mech. Sci. and Eng.*, XXVIII, p. 293–310, 2006. Citado 3 vezes nas páginas [20](#), [40](#) e [73](#).

WANG, B. et al. Metamaterial beam for flexural wave resonance rainbow trapping and piezoelectric energy harvesting. *Journal of Applied Physics*, v. 129, p. 064505, 2021. Citado 2 vezes nas páginas [21](#) e [51](#).

WANG, G. et al. Low-frequency locally resonant band gaps induced by arrays of resonant shunts with antoniou's circuit: experimental investigation on beams. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 20, n. 1, p. 015026, 2010. Citado na página [40](#).

WANG, G. et al. Multi-resonant piezoelectric shunting induced by digital controllers for subwavelength elastic wave attenuation in smart metamaterial. *Smart Materials and Structures*, IOP Publishing, v. 26, n. 2, p. 025031, 2017. Citado na página [21](#).

WEI, W. et al. Broadband vibration attenuation achieved by 2d elasto-acoustic metamaterial plates with rainbow stepped resonators. *Materials*, v. 14, n. 17, 2021. ISSN 1996-1944. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1996-1944/14/17/4759>. Citado 2 vezes nas páginas [21](#) e [51](#).

WHO, W. H. O. Parkinson disease. 2025. Citado 4 vezes nas páginas 1, 2, 6 e 7.

WU, S. yau. Method for multiple-mode shunt damping of structural vibration using a single PZT transducer. *SPIE*, v. 3327, p. 159 – 168, 1998. Disponível em: <<https://doi.org/10.1117/12.310680>>. Citado na página 51.

XIAO Y., W. J. Y. D.; WEN, X. Flexural wave propagation in beams with periodically attached vibration absorbers: Band-gap behavior and band formation mechanisms. *Journal of Sound and Vibration*, v. 332, n. 4, p. 867–893, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 67.

XINJING, H. et al. An acoustic metamaterial-based sensor capable of multiband filtering and amplification. *IEEE Sensors Journal*, v. 20, n. 8, p. 4413–4419, 2020. Citado na página 51.

YAMADA, K. et al. Optimum tuning of series and parallel lr circuits for passive vibration suppression using piezoelectric elements. *Journal of sound and vibration*, Elsevier, v. 329, n. 24, p. 5036–5057, 2010. Citado na página 40.

YAN, S. W. S.; WANG, J. Hand stabilizing device. *CN Patent*, v. 105708013A., 2016. Citado na página 15.

ZAHEDI, A. et al. A soft exoskeleton for tremor suppression equipped with flexible semiactive actuator. *Soft Robotics*, p. 432–447, 2021. Citado 2 vezes nas páginas xii e 14.

ZAJAC, F. E.; GORDON, M. E. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and sport sciences reviews*, LWW, v. 17, n. 1, p. 187–230, 1989. Citado na página 16.

ZAMBOLINI-VICENTE, B. G. G. L. et al. Experimental evaluation of synthetic inductors applied in passive shunt circuits to vibration mitigation. *Revista Interdisciplinar de Pesquisa em Engenharia*, v. 2, n. 13, p. 131–141, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 74.

ZHONG, W.; WILLIAMS, F. On the direct solution of wave propagation for repetitive structures. *Journal of Sound and Vibration*, v. 181, p. 485–501, 1995. Citado 2 vezes nas páginas 130 e 131.

Apêndices

A Apêndice1

A.1 Validação com MEF

O Método dos Elementos Finitos (MEF) de uma viga acoplada a uma camada piezoelétrica conectada a um circuito *shunt* é usado para validar nosso modelo espectral. Assim, a forma fraca da equação de movimento que descreve o movimento de uma viga acoplado a uma camada piezoelétrica é dada por

$$\begin{aligned} \int_0^L [EIw''\delta w'' + \rho A\ddot{w}\delta + cA\dot{w}\delta w' - \alpha\ddot{u}_b\delta w' - \beta u_b'\delta w'' + \gamma\ddot{w}'\delta w' + c_1\dot{w}'\delta w' \\ - c_4\dot{u}_b'\delta w' + Fw'\delta w' + EAu_b'\delta u_b' + \rho A\ddot{u}_b\delta u_b + cA\dot{u}_b\delta u_b - \alpha\ddot{w}'\delta u_b - \beta w''\delta u_b' - c_4\dot{w}'\delta u_b']dx \\ - \int_0^L [p(x,t)\delta w + \tau(x,t)\delta u_b]dx - \{N(x,t)\delta u_b \big|_0^L + M(x,t)\delta w' \big|_0^L [Q(x,t) + Fw']\delta w \big|_0^L\} = 0 \end{aligned} \quad (A.1)$$

Assumindo um elemento finito de dois nós semelhante, deslocamentos nodais e condição de contorno (nó 1 $x = 0$ e nó 2 $x = L$) com comprimento L , força nodal e deslocamentos são dados por

$$\mathbf{d}(t) = [U_1, W_1, \theta_1, U_2, W_2, \theta_2]^T \quad \mathbf{f}_c^{mech}(t) = [N_1, Q_1, M_1, N_2, Q_2, M_2]^T \quad (A.2)$$

onde a solução adotada é da forma

$$u_b(x, t) = \mathbf{N}_u(x)\mathbf{d}(t), \quad w(x, t) = \mathbf{N}_w(x)\mathbf{d}(t) \quad (A.3)$$

onde

$$\mathbf{N}_u(x) = [N_{u1}(x), 0, 0, N_{u2}(x), 0, 0], \quad \mathbf{N}_w(x) = [0, N_{w1}(x), N_{\theta1}(x), 0, N_{w2}(x), N_{\theta2}(x)]$$

e

$$\begin{aligned} N_{u1}(x) &= 1 - (x/L), & N_{u2}(x) &= x/L, \\ N_{w1}(x) &= 1 - 3(x/L)^2 + 2(x/L)^3 & N_{w2}(x) &= 3(x/L)^2 - 2(x/L)^3, \\ N_{\theta1}(x) &= x[1 - 2(x/L) + (x/L)^2], & N_{\theta2}(x) &= -x[(x/L) + (x/L)^2] \end{aligned}$$

Substituindo a Eq. A.3 na Eq. A.1 a solução da forma fraca levará à equação de movimento de uma viga de elemento finito acoplada a uma camada piezoelétrica conectada a um circuito de derivação como segue

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{d}}(t) + \mathbf{C}\dot{\mathbf{d}}(t) + \mathbf{K}\mathbf{d}(t) = \mathbf{f}_c^{mech} + \mathbf{f}_c^{piezo}(t) + \mathbf{f}_d(t) \quad (A.4)$$

onde a matriz de massa, amortecimento, rigidez e o vetor de força ($\mathbf{f}_d(t)$) podem ser calculados com (LEE, 2009)

$$\begin{aligned}\mathbf{M} &= \int_0^L [\rho A (\mathbf{N}_w^T \mathbf{N}_w + \mathbf{N}_u^T \mathbf{N}_u) - \alpha (\mathbf{N}_w'^T \mathbf{N}_w + \mathbf{N}_u^T \mathbf{N}_u') + \gamma \mathbf{N}_w'^T \mathbf{N}_w'] dx \\ \mathbf{C} &= \int_0^L [cA (\mathbf{N}_w^T \mathbf{N}_w + \mathbf{N}_u^T \mathbf{N}_u) + c_1 \mathbf{N}_w'^T \mathbf{N}_w' - c_4 (\mathbf{N}_w'^T \mathbf{N}_u + \mathbf{N}_u'^T \mathbf{N}_w')] dx \\ \mathbf{K} &= \int_0^L [EA (\mathbf{N}_u'^T \mathbf{N}_u' + EI \mathbf{N}_w^{T''} \mathbf{N}_w'' - \beta (\mathbf{N}_w^{T''} \mathbf{N}_u' + \mathbf{N}_u^{T'} \mathbf{N}_w'') + F \mathbf{N}_w^{T'} \mathbf{N}_w')] dx \\ \mathbf{f}_d(t) &= \int_0^L [p(x, t) \mathbf{N}_w^T(x) + \tau(x, t) \mathbf{N}_u^T(x)] dx\end{aligned}\tag{A.5}$$

e a força nodal piezo-shunt é expressa com

$$\mathbf{f}_c^{piezo}(t) = [-N^p, 0, M^p, N^p, 0, -M^p]^T\tag{A.6}$$

onde as forças e momentos piezoelétricos (N^p and M^p) são obtidos por

$$\begin{aligned}N^p &= bd_{31} E_p V(t) = -\chi_N \mathbf{N}_w(x_0, t) \mathbf{d}(t) \\ M^p &= 0.5bd_{31} E_p h V(t) = -\chi_M \mathbf{N}_w(x_0, t) \mathbf{d}(t)\end{aligned}\tag{A.7}$$

onde

$$\chi_N = \frac{k_{ij}^2 i\omega Z_{sh} b_p d_{31} E_p}{1 + i\omega C_p^T Z_{sh}}, \quad \chi_M = \frac{k_{ij}^2 i\omega Z_{sh} h b_p d_{31} E_p}{2 + 2i\omega C_p^T Z_{sh}}$$

As funções nodais da estrutura piezoelétrica com um circuito *shunt* estão relacionadas ao coeficiente de acoplamento piezoelétrico k_{ij} , à largura b_p , ao módulo de Young E_p e à constante piezoelétrica d_{31} .

Nesse sentido, os resultados obtidos por meio da abordagem espectral (SEM) podem ser validados em relação ao Método dos Elementos Finitos (FEM). As curvas de aceleração para os dispositivos DH, DHE e DHS, na configuração de curto-circuito, obtidas com os métodos SEM e FEM, são apresentadas na Fig. A.1(a–c), respectivamente. As propriedades do modelo consideradas neste estudo são mantidas neste caso de validação, mas com uma faixa de frequência de 0–30 Hz, com o objetivo de demonstrar a convergência do método também para modos de vibração superiores.

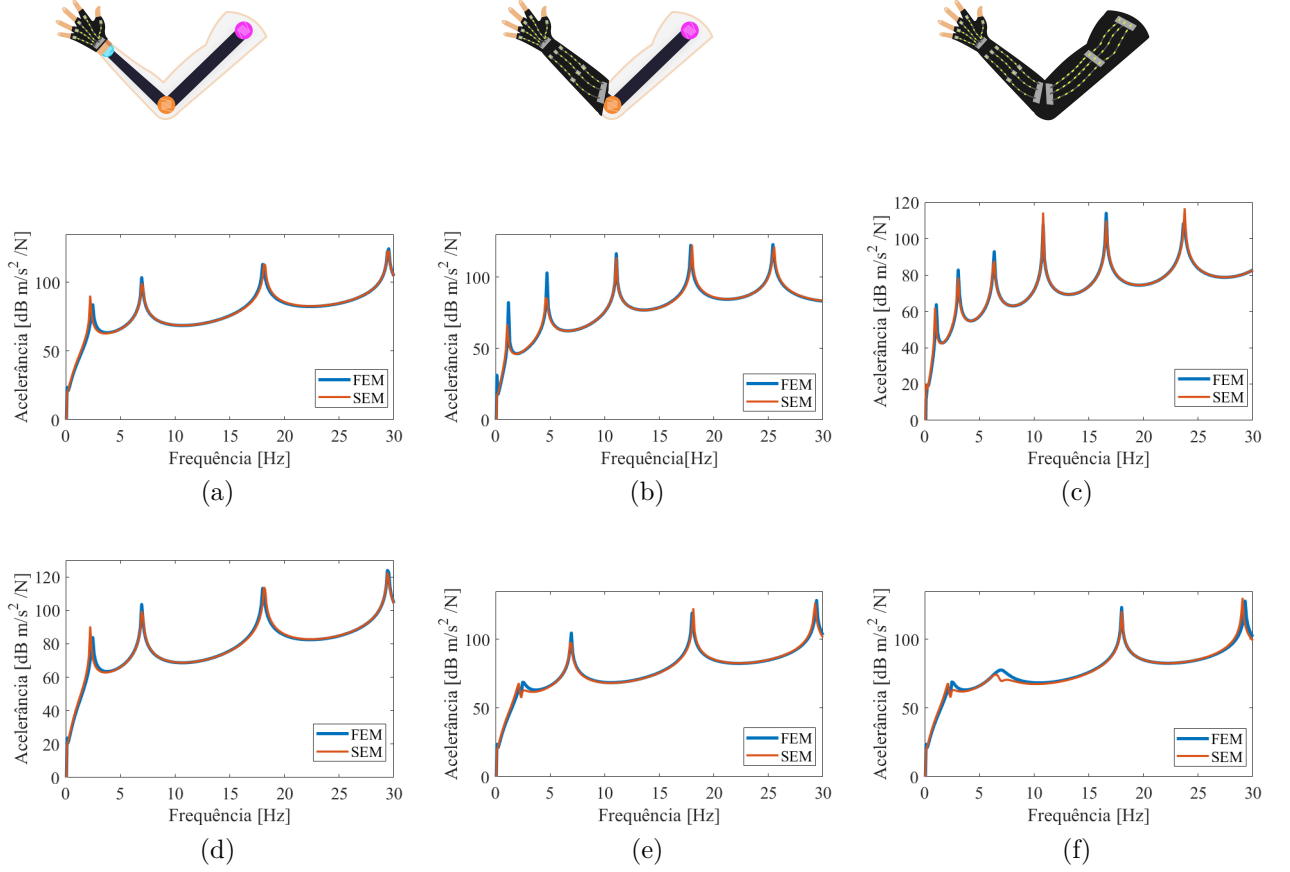


Figura A.1 – Validação do modelo SEM com FEM para o caso do metamaterial vestível nas seguintes configurações: (a) curto-circuito DH, (b) curto-circuito DHE, (c) curto-circuito DHS, (d) DH puramente resistivo, (e) DH ressonante simples e (f) DH multirressonante.

A Fig. A.1(d–f) apresenta a resposta de aceleração para a operação do dispositivo DH com circuitos resistivos, ressonantes simples e multirressonante. O controle nos dispositivos DHE e DHS mostra comportamento de convergência semelhante ao observado na configuração DH. Em todos os casos, as linhas azuis nas Fig. A.1 representam os resultados obtidos via FEM, enquanto as linhas laranjas correspondem às estimativas baseadas no modelo espectral (SEM) proposto neste trabalho. Observa-se que as respostas obtidas com o modelo SEM estão bastante próximas das respostas de aceleração calculadas com FEM. Vale destacar que esses resultados validam a abordagem espectral proposta, bem como o projeto de metamateriais mecânicos incorporados ao design de dispositivos vestíveis para o controle de tremores em membros humanos.

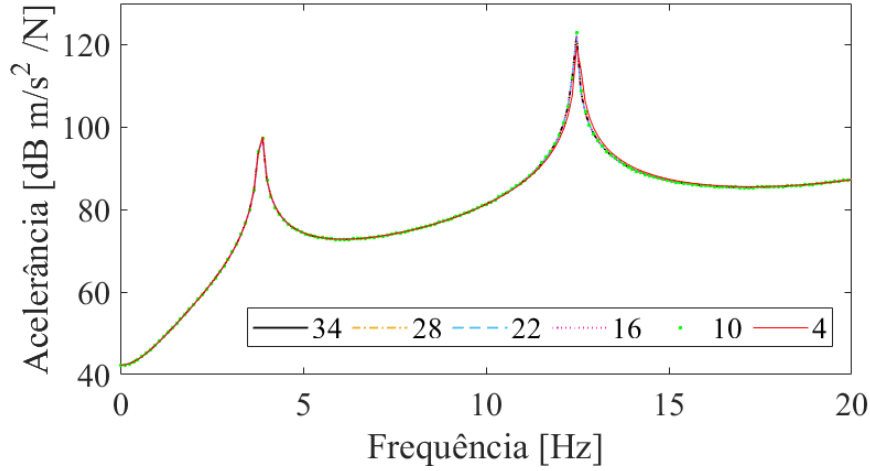


Figura A.2 – Convergência de malha do FEM com diferentes discretizações, 4 a 34 elementos.

Um estudo de convergência de malha foi realizado para determinar o tamanho ideal do elemento para a modelagem de membros superiores, com foco na resposta global à vibração do sistema (receptância, formas modais e frequências de ressonância). Segmentos de membros foram discretizados com 4 a 34 elementos, e os resultados mostraram variação mínima além de quatro elementos, indicando convergência, conforme mostra a Fig. A.2. Essas descobertas confirmam que os resultados do FEM são amplamente independentes da malha e capturam efetivamente o comportamento dinâmico global do sistema, corroborando a precisão e a confiabilidade das simulações de validação.

A.2 Método de Matriz de Transferência

Conforme mencionado por Lee (2000), o uso combinado do Método da Matriz de Transferência (MMT) e do MEE resulta em uma análise dinâmica conhecida como "Método da Matriz de Transferência Espectral (MMTE)". Uma das principais vantagens do MMTE é a redução significativa do número de graus de liberdade, pois o comprimento da estrutura é resumido em subestruturas com características periódicas. Nesse método, a modelagem do elemento espectral da k -ésima célula de uma rede pode ser realizada pela montagem dos modelos de elemento espectral de todos os membros da rede nas coordenadas globais, na seguinte forma

$$\begin{bmatrix} \mathbf{S}_{EE}(\omega) & \mathbf{S}_{ED}(\omega) \\ \mathbf{S}_{DE}(\omega) & \mathbf{S}_{DD}(\omega) \end{bmatrix}_k \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_E \\ \mathbf{d}_D \end{Bmatrix}_k = \begin{Bmatrix} \mathbf{f}_E \\ \mathbf{f}_D \end{Bmatrix}_k \quad (\text{A.8})$$

onde, $\mathbf{d}_E$ e $\mathbf{d}_D$ referem-se a todos os graus de liberdade nodais espectrais especificados nos nós da seção esquerda e da seção direita da célula da rede, respectivamente. Da mesma forma, $\mathbf{f}_E$ e $\mathbf{f}_D$ indicam as forças e momentos nodais espectrais especificados nos nós da seção esquerda e da seção direita da célula da rede, respectivamente. A equação A.8 pode

ser reescrita no espectro dos GDLs nodais e forças que satisfaçam a continuidade de equilíbrio usada para a matriz de transferência

$$\begin{bmatrix} \mathbf{S}_{EE}(\omega) & \mathbf{S}_{ED}(\omega) \\ \mathbf{S}_{DE}(\omega) & \mathbf{S}_{DD}(\omega) \end{bmatrix}_k \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_E \\ \mathbf{d}_D \end{Bmatrix}_k = \begin{Bmatrix} -\mathbf{f}_E \\ +\mathbf{f}_D \end{Bmatrix}_k \quad (\text{A.9})$$

A equação A.9 pode ser transformada na forma de relação de entrada e saída com

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{d}_D \\ \mathbf{f}_D \end{Bmatrix}_k = \begin{bmatrix} -\mathbf{S}_{ED}^{-1}\mathbf{S}_{EE} & -\mathbf{S}_{ED}^{-1} \\ \mathbf{S}_{DE} - \mathbf{S}_{DD}\mathbf{S}_{ED}^{-1} & -\mathbf{S}_{DD}\mathbf{S}_{ED}^{-1} \end{bmatrix}_k \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_E \\ \mathbf{f}_E \end{Bmatrix}_k \quad (\text{A.10})$$

ou simplesmente

$$\mathbf{p}_{kD} = \mathbf{t}_k(\omega)\mathbf{p}_{kE} \quad (\text{A.11})$$

onde

$$\mathbf{p}_{kD} = \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_D \\ \mathbf{f}_D \end{Bmatrix}_k = \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_{kD} \\ \mathbf{f}_{kD} \end{Bmatrix}, \quad \mathbf{p}_{kE} = \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_E \\ \mathbf{f}_E \end{Bmatrix}_k = \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_{kE} \\ \mathbf{f}_{kE} \end{Bmatrix} \quad (\text{A.12})$$

e

$$\mathbf{t}_k(\omega) = \begin{bmatrix} -\mathbf{S}_{ED}^{-1}\mathbf{S}_{EE} & -\mathbf{S}_{ED}^{-1} \\ \mathbf{S}_{DE} - \mathbf{S}_{DD}\mathbf{S}_{ED}^{-1} & -\mathbf{S}_{DD}\mathbf{S}_{ED}^{-1} \end{bmatrix}_k \quad (\text{A.13})$$

onde $\mathbf{t}_k(\omega)$ é a matriz de transferência derivada do modelo de elemento espectral para a k -ésima célula de rede relacionando o vetor de estado $\mathbf{p}_{kE}$ (entrada) ao vetor de estado $\mathbf{p}_{kD}$ (saída). Logo, os vetores de estado satisfazem

$$\mathbf{p}_{(k-1)D} = \mathbf{p}_{kE} \quad (k = 1, 2, \dots, N) \quad (\text{A.14})$$

Se a subestrutura for de uma estrutura de rede periódica com N células de rede idênticas, cada célula de rede terá a matriz de transferência com a seguinte relação

$$\mathbf{t}_1(\omega) = \mathbf{t}_2(\omega) = \dots = \mathbf{t}_N(\omega) \quad (\text{A.15})$$

Com a série de matrizes de transferência definida, utiliza-se o conceito do MMT para transformar as subestruturas em uma única estrutura equivalente. Para alcançar esse objetivo, as subestruturas da rede são representadas por meio de

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_{1D} &= \mathbf{t}_1(\omega)\mathbf{p}_{1E} \\ \mathbf{p}_{2D} &= \mathbf{t}_2(\omega)\mathbf{p}_{2E} \\ &\vdots \\ &\vdots \\ \mathbf{p}_{(N-1)D} &= \mathbf{t}_{(N-1)}(\omega)\mathbf{p}_{(N-1)E} \\ \mathbf{p}_{ND} &= \mathbf{t}_N(\omega)\mathbf{p}_{NE} \end{aligned} \quad (\text{A.16})$$

Utilizando a equação A.10, tem-se que o vetor de estado $\mathbf{p}_{ND}$ na extremidade direita de uma rede pode ser relacionada ao vetor de estado $\mathbf{p}_{NE}$ em sua extremidade esquerda para uma subestrutura,

$$\mathbf{p}_{ND} = \mathbf{T}(\omega)\mathbf{p}_{1E} \quad (\text{A.17})$$

onde

$$\mathbf{T}(\omega) = \mathbf{t}_N(\omega)\mathbf{t}_{N-1}(\omega) \dots \mathbf{t}_2(\omega)\mathbf{t}_1(\omega) \quad (\text{A.18})$$

onde $\mathbf{T}(\omega)$ é a matriz de transferência global para todas as subestruturas da rede. Se a subestrutura de rede corresponder a uma estrutura periódica que consiste em N células idênticas da rede, a matriz de transferência global pode ser ainda mais simplificada com

$$\mathbf{T}(\omega) = \mathbf{t}^N(\omega) \quad (\text{A.19})$$

Particionando a equação C e considerando $-\mathbf{f}_{1E}$ para satisfazer a matriz de transferência, tem-se

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{d}_{ND} \\ \mathbf{f}_{ND} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{T}_{11} & \mathbf{T}_{12} \\ \mathbf{T}_{21} & \mathbf{T}_{22} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_{1E} \\ -\mathbf{f}_{1E} \end{Bmatrix} \quad (\text{A.20})$$

Os termos de GDLs e forças nodais espectrais são definidas para a matriz de elemento espectral com

$$\begin{Bmatrix} \mathbf{f}_1 \\ \mathbf{f}_2 \end{Bmatrix} = \mathbf{S}(\omega) \begin{Bmatrix} \mathbf{d}_1 \\ \mathbf{d}_2 \end{Bmatrix} \quad (\text{A.21})$$

onde

$$\mathbf{S}(\omega) = \begin{bmatrix} \mathbf{T}_{12}^{-1}\mathbf{T}_{11} & -\mathbf{T}_{12}^{-1} \\ \mathbf{T}_{21} - \mathbf{T}_{22}\mathbf{T}_{12}^{-1} & \mathbf{T}_{22}\mathbf{T}_{12}^{-1} \end{bmatrix} \quad (\text{A.22})$$

onde $\mathbf{S}(\omega)$ é a matriz do elemento espectral global.

A abordagem com a matriz de transferência não requer conhecimento prévio das soluções de onda ou das funções de forma exatas do problema. Contudo, se todos os autovetores da matriz $\mathbf{S}(\omega)$ forem lineares, os números de onda e os modos de onda podem ser calculados (ZHONG; WILLIAMS, 1995).

De maneira simplificada, o Método da Matriz de Transferência nos permite explorar a matriz de rigidez dinâmica de uma única viga piezo para analisar arranjos periódicos de tais vigas. O Método da Matriz de Transferência Espectral é uma abordagem espectral analítica do sistema na forma de espaço de estado para obter diretamente a matriz de transferência da estrutura. A partir da relação do sistema dinâmico, uma equação do vetor de estado no domínio da frequência é obtida como

$$\frac{d\hat{\mathbf{y}}(x)}{dx} = \mathbf{A}(\omega) \hat{\mathbf{y}}(x) \quad (0 \leq x \leq L), \quad (\text{A.23})$$

onde $\mathbf{A}(\omega)$ é a matriz de coeficientes do sistema com $[2n \times 2n]$ GDL, e $\hat{\mathbf{y}}(x) = \{\hat{\mathbf{d}} \quad \hat{\mathbf{F}}\}^T$ é o vetor de estados com $\hat{\mathbf{d}}$ como os deslocamentos nodais espectrais e $\hat{\mathbf{F}}$ o vetor de forças nodais espectrais. A solução geral da Eq. (A.23) para um elemento estrutural de comprimento L é dado por

$$\hat{\mathbf{y}}(L) = \mathbf{e}^{\mathbf{A}L} \hat{\mathbf{y}}(0) = \mathbf{T}(\omega) \hat{\mathbf{y}}(0), \quad (\text{A.24})$$

onde $\mathbf{T}(\omega) = \mathbf{e}^{\mathbf{A}L}$ é a matriz de transferência em sua forma exponencial. Se todos os autovetores da matriz $\mathbf{A}$ são linearmente independentes, a matriz de transferência pode ser escrita como

$$\begin{Bmatrix} u_r \\ -F_r \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} -S_{lr}^{-1} S_{ll} & -S_{lr}^{-1} \\ S_{rl} - S_{rr} S_{lr}^{-1} S_{ll} & -S_{rr} S_{lr}^{-1} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_l \\ F_l \end{Bmatrix} \quad or \quad \mathbf{q}_r = \mathbf{T}(\omega) \mathbf{q}_l, \quad (\text{A.25})$$

onde $\mathbf{T}(\omega)$ relaciona o vetor de estado (l) esquerdo $\mathbf{q}_l$ com o vetor de estado (r) $\mathbf{q}_r$ direito da célula unitária (ZHONG; WILLIAMS, 1995)

$$\mathbf{T} \begin{Bmatrix} u_l \\ F_l \end{Bmatrix} = e^\mu \begin{Bmatrix} u_r \\ F_r \end{Bmatrix} \quad or \quad \mathbf{T} \mathbf{q} = e^\mu \mathbf{q}, \quad (\text{A.26})$$

$\mathbf{A} = e^\mu$ é a matriz de autovetores correspondente e $\mathbf{q}$ são os autovetores correspondentes derivados do autop problema da onda de Bloch com μ sendo os autovalores.