

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA - CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA
TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PREVISÃO DE TRAJETÓRIA PARA CONTROLE ATIVO DE VIBRAÇÕES EM
ÓRTESES PARA SUPRESSÃO DE TREMORES PATOLÓGICOS NO SEGMENTO
MÃO-BRAÇO

por

Fernando Borges Weimer

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do diploma de Engenheiro Mecânico.

Porto Alegre, abril de 2023

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO

Borges Weimer, Fernando
PREVISÃO DE TRAJETÓRIA PARA CONTROLE ATIVO DE
VIBRAÇÕES EM ÓRTESES PARA SUPRESSÃO DE TREMORES
PATOLÓGICOS NO SEGMENTO MÃO-BRAÇO / Fernando Borges
Weimer. -- 2023.
30 f.
Orientador: Eduardo André Perondi.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de
Engenharia, Curso de Engenharia Mecânica, Porto
Alegre, BR-RS, 2023.

1. Tremores. 2. Controle. 3. Órtese. 4. Supressão.
I. Perondi, Eduardo André, orient. II. Título.

Fernando Borges Weimer

PREVISÃO DE TRAJETÓRIA PARA CONTROLE ATIVO DE VIBRAÇÕES EM
ÓRTESES PARA SUPRESSÃO DE TREMORES PATOLÓGICOS NO SEGMENTO
MÃO-BRAÇO

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
ENGENHEIRO MECÂNICO
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA
DO
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Cirilo Seppi Bresolin
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

Escolher uma das áreas de concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Eduardo André Perondi

Comissão de Avaliação:

Prof. Eduardo André Perondi (Presidente)

Prof. Herbert Martins Gomes

Prof. Rafael Antônio Comparsi Laranja

Porto Alegre, abril de 2023

DEDICATÓRIA

A todos os invisibilizados que sofrem de uma doença ainda sem cura.

AGRADECIMENTOS

Aos meus avós e tio paternos, agradeço pela confiança e suporte; à Júlia, por seu auxílio em tempos sombrios; aos amigos e colegas que me ampararam no percurso. À Masashi Kishimoto, cuja obra me aqueceu meu coração e inspirou meu espírito. À Nymeria, a pastora australiana que foi meu maior presente e melhor companhia.

Vivo Assim

(...)

*Desenhando meu caminho
Entre a loucura e a doçura,
Vivo assim, às vezes, tremendo,
Às vezes, acreditando na cura
Sonhando com que não acredito
(...)*

J. Nelson

PREVISÃO DE TRAJETÓRIA PARA CONTROLE ATIVO DE VIBRAÇÕES EM
ÓRTESES PARA SUPRESSÃO DE TREMORES PATOLÓGICOS NO SEGMENTO
MÃO-BRAÇO

Borges Weimer, Fernando

weimer.fernando@gmail.com

Resumo. Tremores patológicos, caracterizados por movimentos rítmicos e involuntários, são sintomas de algumas doenças neuromotoras, e podem provocar danos à saúde física e mental de pessoas por elas afetadas. Dentre as abordagens disponíveis para promover o bem-estar e qualidade de vida dessas populações, este trabalho propõe o uso de sistemas mecânicos com controle ativo de vibrações para supressão desses tremores. Para tanto, utilizou-se o método WFLC, que pondera pesos e frequências harmônicas adaptativos para séries de Fourier em tempo real. Foram analisados 30 sujeitos de uma base de dados com tremores dos tipos parkinsoniano, essencial, distônico e funcional. Os resultados para a comparação entre os tremores medidos e os tremores estimados pelo método WFLC apresentaram média dos erros quadráticos médios de 0,72%, com desvio padrão médio de $\pm 0,86\%$. O método apresentou elevada capacidade de supressão de tremores distônico e funcional, com supressão moderada de tremor essencial e baixa supressão de tremor parkinsoniano. O estudo apresenta evidências promissoras para o uso de órteses com controle ativo de vibrações para a supressão de tremores, devendo-se realizar futuramente estudos experimentais para validação do método adotado, seu modelo matemático, sua aplicabilidade e eficácia para diferentes quadros clínicos.

Palavras-chave: tremores, controle, órtese, supressão

Active vibration control in orthosis for pathological tremor suppression

Abstract. Pathological tremors, characterized by rhythmic and involuntary movements, are symptoms of some neuromotor diseases and can cause physical and mental health damage to those affected. Among the available approaches to promote well-being and quality of life for these populations, this work proposes the use of mechanical systems with active vibration control to suppress these tremors. To do so, the WFLC method was used, which weighs adaptive harmonic weights and frequencies for real-time Fourier series. Thirty subjects with Parkinsonian, essential, dystonic, and functional tremors were analyzed from a database. The results for the comparison between the measured and estimated tremors by the WFLC method showed a mean of mean squared errors of 0.72%, with a mean standard deviation of $\pm 0.86\%$. The method showed high capacity for suppression of dystonic and functional tremors, with moderate suppression of essential tremors and low suppression of Parkinsonian tremors. The study presents promising evidence for the use of orthoses with active vibration control for tremor suppression, and experimental studies should be conducted in the future to validate the adopted method, its mathematical model, applicability, and efficacy for different clinical conditions.

Keywords: tremors, control, orthosis, suppression

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	FUNDAMENTAÇÃO.....	1
2.1.	Tremores.....	1
2.2.	Modelo Dinâmico do Braço Humano	2
2.3.	Integração Numérica	3
2.4.	Otimização Paramétrica.....	3
2.5.	Weighted Fourier Linear Combiner	4
3.	METODOLOGIA	6
4.	RESULTADOS.....	9
5.	CONCLUSÕES	14

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 — Diagrama de blocos do método WFLC.....	6
Figura 2 – Movimentos realizados pelos sujeitos da base de dados. (1) Repouso, (2) Pronação das mãos, (3) Polegares para cima, mãos para cima, (4) Mãos para cima, (5) Mão esquerda ao nariz, (6) Mão direita ao nariz.	8
Figura 3 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 10, com tremor distônico.....	10
Figura 4 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 10, com tremor distônico.....	10
Figura 5 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 6, com tremor essencial.	11
Figura 6 — Quadro comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força resultante no membro (em verde) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 6, com tremor essencial.....	11
Figura 7 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 43, com tremor funcional.	12
Figura 8 — Quadro comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força resultante no membro (em verde) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 43, com tremor funcional.	12
Figura 9 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 12, com tremor parkinsoniano.	13
Figura 10 — Quadro comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força resultante no membro (em verde) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 12, com tremor parkinsoniano.....	13
Figura 11 —Gráfico das médias e desvios padrões dos erros quadráticos médios do método WFLC aplicado à base de dados.	14
Figura 12 — Comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força exercida pela órtese (em azul) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 10, com tremor distônico.	17
Figura 13 — Comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força exercida pela órtese (em azul) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 6, com tremor essencial.	17
Figura 14 — Matriz dos erros médios quadráticos das acelerações medidas e estimadas para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 43, com tremor funcional.	18
Figura 15 — Comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força exercida pela órtese (em azul) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 12, com tremor parkinsoniano.....	18

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 — Patologias dos sujeitos analisados da base de dados.	7
Tabela 2 — Parâmetros biomecânicos do pulso humano para 6 sujeitos.	7
Tabela 3 — Parâmetros originais para o método WFLC.	9
Tabela 4 — Médias e desvios padrões dos erros quadráticos médios do método WFLC.	14
Tabela 5 — Parâmetros de otimização para os sujeitos 6, 10, 12 e 43.	19

NOMENCLATURA

Símbolos

J	Momento de inércia	kgm ²
β	Coefficiente de amortecimento rotacional	Nms/rad
κ	Coefficiente de amortecimento rotacional	Nm/rad
T_m	Torque dos músculos	Nm
T_e	Torque externo	Nm
m	Massa	kg
c	Coefficiente de amortecimento	Ns/m
k	Coefficiente de rigidez	N/m
F_m	Força dos músculos	N
F_e	Força externa	N
F_I	Força de intenção	N
F_T	Força trêmula	N
F_L	Força de carga de trabalho	N
F_G	Força gravitacional	N
F_O	Força da órtese	N
F_M	Força resultante no membro	N
u_k	Vetor discreto de deslocamentos	m
v_k	Vetor discreto de velocidades	m/s
a_k	Vetor discreto de acelerações	m/s ²
s_k	Vetor do sinal real discreto	Adimensional
x_k	Vetor de harmônicas	Adimensional
w_k	Vetor de pesos adaptativos	Adimensional
y_k	Vetor do sinal aproximado	Adimensional
ε_k	Vetor de erros entre sinal real e aproximado	Adimensional
ω_{0k}	Vetor de frequências harmônicas	Adimensional
S_k	Sinal digital	Adimensional
χ_k	Variável de otimização	Adimensional
J_f	Matriz Jacobiana	Adimensional
H_f	Matriz Hessiana	Adimensional

1. INTRODUÇÃO

Tremores ocorrem naturalmente no corpo, e em sua maioria são decorrentes da atividade metabólica típica ou devido à exaustão dos músculos. Esses tremores, ditos fisiológicos, são quase imperceptíveis e não acarretam danos à saúde. Contudo, uma outra classe de tremores desperta preocupação: aqueles que decorrem de doenças neurológicas e que afetam o sistema neuromotor, conhecidos como tremores patológicos. Sua presença, além de prejudicar uma série de atividades cotidianas devido às dificuldades motoras impostas, pode acarretar danos à saúde mental do indivíduo, levando por vezes a quadros depressivos, por prejudicar sua interação social e autoestima. Desse modo, formas de promover o bem-estar e qualidade de vida à população que sofre com esses tremores vêm sendo estudadas, sendo uma delas a utilização de um sistema mecânico que atenua as vibrações nos membros afetados.

Essas vibrações, no entanto, possuem um caráter estocástico, não sendo possível elaborar um equacionamento analítico que permita descrever com precisão a resposta oscilatória de forma que se possa controlá-la. Assim, para resolver problemas com essas características, nos quais mostra-se necessário estimar o potencial elétrico captado por eletrodos conectados a um paciente, estratégias mais elaboradas devem ser aplicadas. A exemplo disso, Vaz e Thakor (1989) propuseram um método onde os sinais no instante t eram utilizados para estimar o sinal no instante de tempo discreto $k + 1$. Isso foi possível devido à utilização de uma série de Fourier dinâmica, em um método chamado FLC (*Fourier Linear Combiner*), cujos coeficientes ajustavam-se para o instante $k + 1$, tendo como referencial o erro no instante k , sendo também proporcionais a um ganho que determinava a velocidade de aprendizado do algoritmo. Sete anos mais tarde, Riviere e Thakor (1996) estudaram a modelagem e o cancelamento de tremores utilizando interface homem-máquina e propuseram uma modificação do método FLC, chamado WFLC (*Weighted Fourier Linear Combiner*). Nele, não somente os coeficientes das séries de Fourier seriam ajustados a cada instante de tempo, como também as frequências de cada componente harmônica, utilizando o mesmo princípio de correção que o utilizado no FLC.

Hoje, duas décadas após a publicação do método desenvolvido por Riviere e Thakor (1996), novos métodos surgiram, em sua maioria apresentando modificações deste. E, embora essas variações apresentem resultados aprimorados, o WFLC permanece relevante no contexto, razão pela qual é utilizado no presente trabalho. Assim, prioriza-se neste trabalho a utilização desse método com o objetivo de modelar a resposta vibratória de 30 sujeitos com tremores patológicos realizando 6 tarefas motoras e, a partir desses resultados, desenvolver um sistema de controle realimentado visando a supressão dos tremores.

2. FUNDAMENTAÇÃO

2.1. Tremores

Tremores são descritos como movimentos rítmicos, oscilatórios e involuntários de uma ou mais partes do corpo, decorrentes da descarga sincronizada de múltiplos neurônios e das fibras musculares que eles inervam (FINDLEY; CALPIDEO, 1984). Podem ser classificados quanto à sua origem e quanto ao movimento realizado, este último sendo classificado como tremor de repouso ou de ação.

Classificação dos tremores quanto à sua origem:

- Tremor fisiológico: tremor intrínseco ao ser, devido às suas atividades metabólicas, funcionamento dos órgãos e atividades musculares normais. Tipicamente ocorre em frequências de 8 a 12 Hz. Pode variar em decorrência de atividade muscular, emoções e uso de drogas.

- Tremor patológico: tremor decorrente de doenças que afetam o sistema neuromotor. A faixa de frequência em que ocorrem pode variar dependendo da patologia, mas tipicamente ocorrem entre 3 a 6 Hz. Podem, no entanto, sofrer variações na sua manifestação pelas mesmas razões dos tremores fisiológicos.

Classificação dos tremores quanto ao movimento:

- Tremor de repouso: tremor que ocorre em uma ou mais partes do corpo que não estão sendo voluntariamente ativadas e que estão suportadas contra a gravidade (FINDLEY; CALPIDEO, 1984).
- Tremor de ação: tremor que ocorre devido a uma ação voluntária, seja para manter uma posição, seja para mover-se, sendo chamados de tremor postural e tremor de intenção ou de movimento, respectivamente (FINDLEY; CALPIDEO, 1984).

2.2. Modelo Dinâmico do Braço Humano

Dado que tremores são movimentos oscilatórios provocados pela contração e distensão involuntária dos músculos e considerando que um membro humano qualquer seja afetado por este fenômeno, é possível considerar este membro como sendo um sistema mecânico sob efeito de vibração. Nesse caso, o sistema é classificado como sendo de vibrações forçadas, devido ao acionamento dos músculos; amortecido, devido aos tecidos musculares e adiposos; não-lineares e estocásticos. Para o caso do membro superior, no segmento mão-braço, Taheri et al (2015) consideraram que o membro oscila em torno de um eixo e sua modelagem dinâmica se dá de forma rotacional, conforme a Equação (1). Transformando essa equação para a análise dinâmica linear do centro de gravidade do segmento mão-braço, assumindo que o mesmo se apresente próximo ao carpo, chega-se à Equação (2), na qual são apresentados m , c , e k para a articulação do pulso, tendo sido estes obtidos experimentalmente por Kuchenbeker et al (2003), conforme mostra a Tabela 1.

$$J\ddot{\theta} + \beta\dot{\theta} + \kappa\theta = T_m + T_e \quad (1)$$

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F_m + F_e \quad (2)$$

A força provocada pelos músculos é apresentada na Equação (3) e corresponde à soma das forças provocadas pela intenção de movimento e pela força que origina o movimento trêmulo. De forma similar, a força externa, apresentada na Equação (4), é composta pela soma da força de carga de trabalho, da força provocada pela aceleração da gravidade, e pela força gerada por uma órtese que suprima os tremores.

$$F_m = F_I + F_T \quad (3)$$

$$F_e = F_L + F_G + F_O \quad (4)$$

Restringindo a Equação (2) à faixa de frequências dos tremores provocados pelas doenças mencionadas na seção anterior e considerando as relações das equações (3) e (4), o modelo dinâmico de um membro humano afetado por tremores patológicos e com controle ativo de tremores empregando-se uma órtese é reduzido à Equação (5). Nela, o subíndice f reforça que o modelo se aplica somente à faixa de frequências estipulada, enquanto os subíndices I e N indicam os valores obtidos via instrumentação e via aproximação numérica, respectivamente.

$$m(\ddot{x}_{I_f} + \ddot{x}_{N_f}) + c(\dot{x}_{I_f} + \dot{x}_{N_f}) + k(x_{I_f} + x_{N_f}) = F_M = F_T + F_O \quad (5)$$

Da formulação apresentada na Equação (5), pode-se extrair o modelo dinâmico do movimento trêmulo e da órtese supressora de tremores, mostradas, respectivamente, nas equações (6) e (7). Nelas, considera-se que a força trêmula é obtida indiretamente dos dados de acelerometria, enquanto a força da órtese é calculada a partir de métodos numéricos preditivos.

$$F_T(t) = m\ddot{x}_{I_f} + c\dot{x}_{I_f} + kx_{I_f} \quad (6)$$

$$F_O(t) = m\ddot{x}_{N_f} + c\dot{x}_{N_f} + kx_{N_f} \quad (7)$$

2.3. Integração Numérica

As equações (1) e (2) descrevem o comportamento de um sistema dinâmico com relação ao seu deslocamento, linear ou angular, bem como às suas derivadas temporais. Medir cada uma dessas grandezas, no entanto, é difícil; dessa forma, para evitar o uso de múltiplos instrumentos, pode-se utilizar um único instrumento que meça diretamente a segunda derivada do deslocamento linear ou angular, e obter os demais valores via integração numérica. Contudo, para aplicações em tempo real, os métodos disponíveis para essa medição apresentam elevado custo computacional frente aos dados normalmente requeridos para a aplicação. Devido a esta limitação, Niu et al (2019) propuseram o método *Acceleration Integral Algorithm*, que reduz o custo computacional da segunda integração por realizar um conjunto menor de operações e utilizar os dados medidos para o seu cálculo, como mostram as Equações (8) e (9).

$$v_k = v_{k-1} + \frac{a_k + a_{k-1}}{2} \Delta t \quad (8)$$

$$u_k = u_{k-1} + v_{k-1} \Delta t + \frac{a_k + a_{k-1}}{4} \Delta t^2 \quad (9)$$

2.4. Otimização Paramétrica

Métodos de otimização são utilizados maximizar resultados de funções ou minimizar os seus erros. Em sua maioria, são variações de métodos de Newton e quasi-Newton que utilizam derivadas para definir os pontos de máximo e mínimo de uma dada curva. Aproximando por uma série de Taylor no ponto $\chi_k + p$, conforme a Equação (10), pode-se estabelecer que a condição necessária e suficiente para encontrar um ponto crítico é que a sua derivada nesse ponto seja nula, conforme a Equação (11).

$$f(\chi_k + p) = f(\chi_k) + f'(\chi_k)p + \frac{f''(\chi_k)p^2}{2} \quad (10)$$

$$\frac{df(\chi_k + p)}{dp} = f'(\chi_k) + f''(\chi_k)p = 0 \quad (11)$$

O passo p é obtido a partir da manipulação da Equação (11) e é utilizado para obtenção da próxima iteração da variável independente, como mostram as equações (12) e (13).

$$p = \frac{-f'(\chi_k)}{f''(\chi_k)} \quad (12)$$

$$\chi_{k+1} = \chi_k + p \quad (13)$$

Generalizando f para um vetor com m dimensões e n variáveis, com matrizes Jacobiana e Hessiana tais como as apresentadas nas Equações (14) e (15), a Equação (13) pode ser reescrita na forma da Equação (16).

$$J_f = \left[\frac{\partial f}{\partial \chi_1} \quad \frac{\partial f}{\partial \chi_2} \quad \dots \quad \frac{\partial f}{\partial \chi_n} \right] \quad (14)$$

$$H_f = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_1^2} & \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_1 \partial \chi_2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_1 \partial \chi_n} \\ \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_2 \partial \chi_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_2^2} & & \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_2 \partial \chi_n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_n \partial \chi_1} & \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_n \partial \chi_2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial \chi_n^2} \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$\chi_{k+1} = \chi_k - H_f(\chi_k)^{-1} J_f(\chi_k) \quad (16)$$

Através da Equação (16), determinam-se os mínimos valores para as variáveis independentes.

2.5. Weighted Fourier Linear Combiner

Uma função periódica e dependente do tempo pode ser representada como uma função trigonométrica que combina diferentes sinais harmônicos. Essa representação é chamada de série de Fourier, e é mostrada em detalhes na Equação (17). Nela, uma função periódica de período T é dita como sendo igual à soma infinita de senos e cossenos múltiplos de uma frequência ω_n e com coeficientes a_0 , a_n , b_n descritos, respectivamente, pelas equações (18) a (20).

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos \omega_n t + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin \omega_n t \quad (17)$$

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt \quad (18)$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cos \omega_n t dt \quad (19)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \sin \omega_n t dt \quad (20)$$

Para um sinal *quasi*-periódico, com tempo discreto k , as relações acima descritas podem ser reescritas utilizando uma série de Fourier dinâmica (VAZ; THAKOR, 1989), apresentada na Equação (21), método usualmente conhecido como FLC (Fourier Linear Combiner).

$$s_k = \sum_{r=1}^M a_r \text{sen}(\omega_0 k) + \sum_{r=1}^M b_r \text{cos}(\omega_0 k) \quad (21)$$

Essa formulação é dita dinâmica devido aos fatos de os coeficientes da série serem variáveis no tempo, e pode ser representada vetorialmente para cada instante de tempo k . Para o caso de M ser um valor finito, a igualdade apresentada na Equação (21) não poderá ser mantida. Nesse caso, como mostra a Equação (22), o sinal será um valor aproximado decorrente do produto vetorial do vetor contendo os coeficientes da série de Fourier e o vetor contendo as funções harmônicas, apresentados nas equações (24) e (25). A Equação (23), por sua vez, apresenta os elementos que compõe o vetor das harmônicas da Equação (25).

$$y_k = w_k^T x_k = \sum_{r=1}^M w_{r,k} x_{r,k} + \sum_{r=M+1}^{2M} w_{r,k} x_{r,k} \quad (22)$$

$$x_{r,k} = \begin{cases} \sin(\omega_0 k), & 1 \leq r < M \\ \cos((r - M)\omega_0 k), & M + 1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (23)$$

$$x_k = [x_{1,k} x_{2,k} \dots x_{2M,k}]^T \quad (24)$$

$$w_k = [a_1 a_2 \dots a_M b_1 b_2 \dots b_M]^T \quad (25)$$

Uma vez que a Equação (22) descreve uma aproximação do sinal real, a diferença entre estes dois sinais representará um erro, como mostra a Equação (26). Este erro, por sua vez, realimenta o sistema de controle, ajustando os coeficientes da série de Fourier, que também são corrigidos por um parâmetro de ganho adaptativo, apresentado na Equação (27), para o próximo instante de tempo.

$$\varepsilon_k = s_k - y_k \quad (26)$$

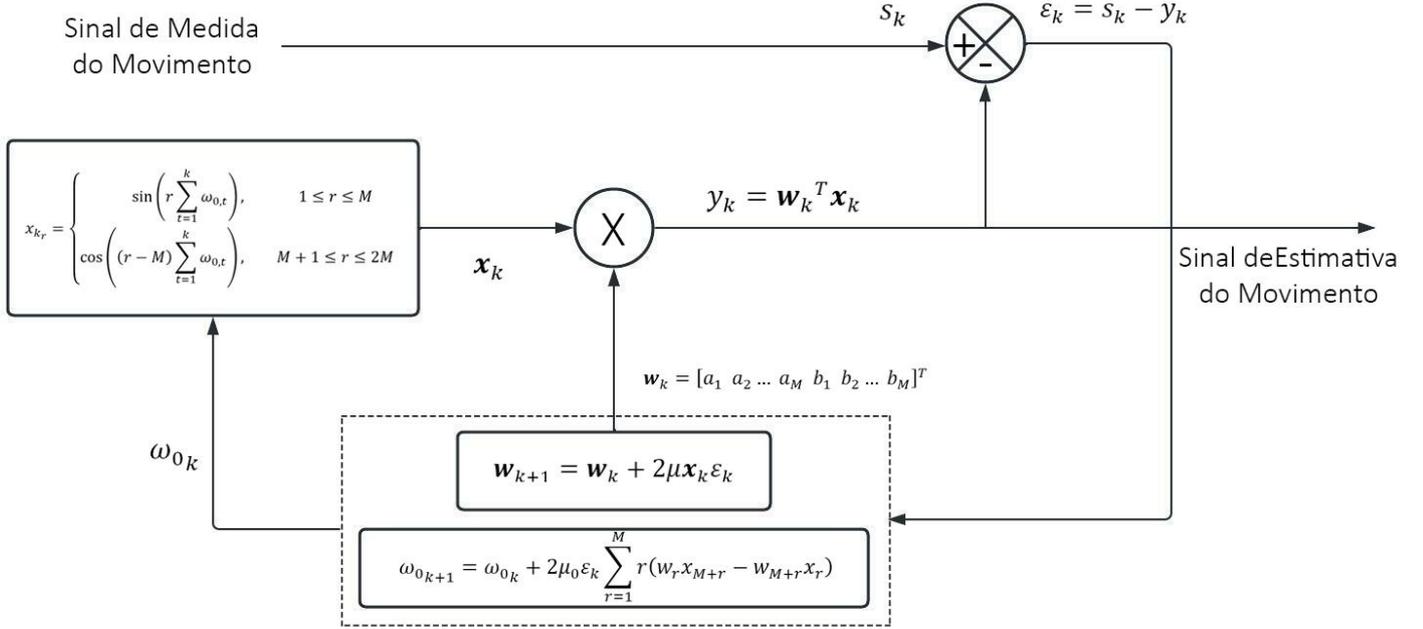
$$w_{k+1} = w_k + 2\mu x_k \varepsilon_k \quad (27)$$

Embora os coeficientes da série de Fourier sejam alterados de forma dinâmica pelo método FLC, o mesmo não é capaz de atualizar a frequência das harmônicas. Devido a esta limitação, Rivieri e Thakor (1996) propuseram o método WFLC (Weighted Fourier Linear Combiner). Nele, as frequências das harmônicas da série de Fourier são corrigidas para o próximo instante de tempo conforme a Equação (28), sendo dependentes do erro no instante de tempo anterior e de um parâmetro de ganho adaptativo; caso esse parâmetro seja nulo, a frequência se manterá a mesma, mostrando assim que o FLC é um caso particular do método WFLC.

$$\omega_{0k+1} = \omega_{0k} + 2\mu_0 \varepsilon_k \sum_{r=1}^M r(w_r x_{M+r} - w_{M+r} x_r) \quad (28)$$

A cada amostra do sinal, o algoritmo compara a amostra anterior do sinal medido com a amostra anterior do sinal estimado, corrigindo a frequência e os coeficientes da série de Fourier do sinal estimado para a amostra seguinte através de um controle por realimentação, conforme mostrado no diagrama de blocos da Figura 1. Os parâmetros M , μ_0 e μ são definidos empiricamente para cada sistema ou através de otimização paramétrica.

Figura 1 — Diagrama de blocos do método WFLC.



3. METODOLOGIA

Para avaliar a performance do método WFLC, optou-se pela utilização de dados experimentais, disponibilizados por uma base de dados publicada por Bank et al (2019). Nela, 55 sujeitos, entre saudáveis e doentes, foram analisados quanto aos seus tremores por meio de dois acelerômetros triaxiais, com taxa de aquisição de dados de 1000 Hz, fixados cada um no dorso de uma das mãos de cada sujeito, sendo circulados na Figura 2 para melhor visualização. Foi solicitado a cada voluntário que realizasse alguns movimentos a fim de analisar os tremores de ação e de repouso; o presente trabalho baseia-se na análise de seis movimentos comuns a todos os voluntários, mostrados na Figura 2, sendo eles: repouso, polegares para cima, mãos em pronação, mãos para cima, mão direita ao nariz e mão esquerda ao nariz, numerados de 1 a 6 seguindo esta ordem. Devido à inconsistência do diagnóstico de dois dos voluntários, seus dados foram descartados da análise; os dados dos sujeitos saudáveis também foram descartados, uma vez que o controle desses tremores não se faz necessário. Na Tabela 1, são listados os sujeitos com suas respectivas patologias.

Os dados foram coletados utilizando um acelerômetro ACL300, com faixa nominal compreendida entre -10G e +10G, sendo G a aceleração da gravidade no sistema internacional de unidades, correspondendo aos valores adimensionais de -4000 e +4000 bits. Utilizando a

função de transferência da Equação (29) para conversão do sinal digital, obteve-se os valores da aceleração com unidades no SI para cada uma das k -ésimas amostras.

$$a_k = S_k \frac{10G}{4000} \quad (29)$$

Tabela 1 — Patologias dos sujeitos analisados da base de dados.

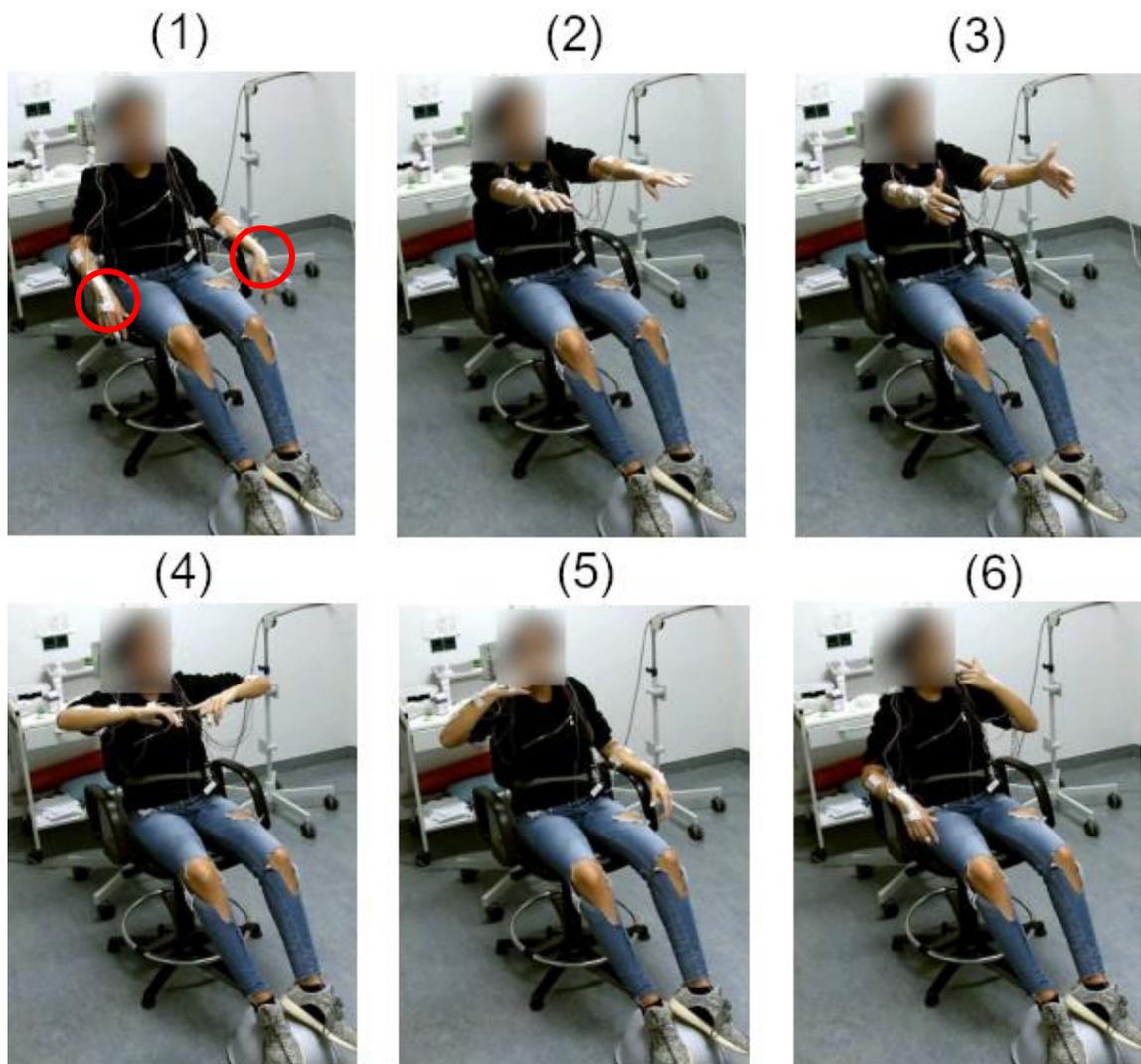
Sujeito	Tremor Patológico	Sujeito	Tremor Patológico	Sujeito	Tremor Patológico
2	Tremor Distônico	20	Tremor Parkinsoniano	39	Tremor Distônico
4	Tremor Parkinsoniano	22	Tremor Parkinsoniano	42	Tremor Distônico
5	Tremor Essencial	23	Tremor Essencial	43	Tremor Funcional
6	Tremor Essencial	24	Tremor Parkinsoniano	45	Tremor Essencial
8	Tremor Essencial	26	Tremor Essencial	46	Tremor Distônico
10	Tremor Distônico	27	Tremor Essencial	47	Tremor Funcional
11	Tremor Parkinsoniano	28	Tremor Essencial	48	Tremor Distônico
12	Tremor Parkinsoniano	30	Tremor Distônico	50	Tremor Essencial
13	Tremor Parkinsoniano	31	Tremor Distônico	51	Tremor Funcional
14	Tremor Parkinsoniano	32	Tremor Distônico	52	Tremor Essencial
15	Tremor Essencial	36	Tremor Distônico	54	Tremor Funcional
19	Tremor Distônico	37	Tremor Funcional	55	Tremor Funcional

De posse dos dados de acelerometria, os sinais foram tratados utilizando um filtro Butterworth de 3ª ordem, permitindo a passagem do sinal com bandas compreendidas entre 3 e 12 Hz e atenuando o sinal para demais frequências. Para a aplicação do método WFLC, Rivieri et al (1997) sugerem a utilização dos parâmetros apresentados na Tabela 2. Contudo, à época, os autores trabalharam com dados sintéticos, não havendo garantia de que os mesmos seriam adequados ao estudo utilizando dados experimentais. Por este motivo, realizou-se uma investigação sobre os parâmetros adequados para aplicação do método utilizando a base de dados de tremores. Para tanto, dividiu-se 75% da base de dados para realização de uma otimização paramétrica, com um método de *quasi*-Newton descrito na seção 2.4, utilizando a biblioteca Optuna (AKIBA et al, 2019), disponível para linguagem de programação Python. Os demais 25% dos dados foram utilizados para validar a independência desses valores, cujos resultados para alguns dos sujeitos são apresentados nas Tabela 5. Os parâmetros foram obtidos de forma independente para cada um dos eixos em cada movimento e para cada voluntário, totalizando 108 parâmetros otimizados por sujeito para aplicação do método WFLC.

Tabela 2 — Parâmetros biomecânicos do pulso humano para 6 sujeitos.

Sujeito	m (kg)	c (Ns/m)	k (N/m)
1	0,135	4,5	440
2	0,150	6,0	520
3	0,130	4,3	560
4	0,160	6,0	500
5	0,140	4,8	750
6	0,140	4,6	460
Média	0,142	5,0	538
Desvio Padrão	0,010	0,76	112

Figura 2 – Movimentos realizados pelos sujeitos da base de dados. (1) Repouso, (2) Pronação das mãos, (3) Polegares para cima, mãos para cima, (4) Mãos para cima, (5) Mão esquerda ao nariz, (6) Mão direita ao nariz.



Fonte: Bank et al (2019)

Uma vez otimizados os parâmetros, o método WFLC foi então aplicado para toda a base de dados, sendo avaliada a eficiência da sua predição através do erro médio. Os deslocamentos e velocidades foram obtidos via integração através dos métodos apresentados nas Equações (8) e (9) e, então, aplicados à Equação (7). Para o caso de um sistema de controle real aplicado a um membro, é necessário realizar o dimensionamento do sistema de controle do atuador para cada sujeito, já que os valores de m , c e k são parâmetros biomecânicos e que variam de pessoa para pessoa; neste trabalho, tais parâmetros foram obtidos mediante acesso ao trabalho de Kuchenbeker et al (2003), cujos valores são mostrados na Tabela 3. Nela, seis voluntários tiveram seus parâmetros biomecânicos relacionados ao pulso obtidos experimentalmente, sendo utilizados os valores médios desses experimentos na equação (2). Deve-se atentar, porém, que c e k são variáveis, e seus valores dependem da força muscular exercida pelo sujeito.

Tabela 3 — Parâmetros originais para o método WFLC.

Parâmetros	Rivieri et al (1997)
M	1
μ	0,06
μ_0	$1,2 \times 10^{-7}$

Utilizando as médias dos dados da Tabela 3 e o diagrama de blocos da Figura 1 e aplicando-os às equações (5) a (7) com os procedimentos descritos neste capítulo, chegam-se aos resultados calculados da força trêmula, da força estimada para supressão de tremores através de uma órtese e da força resultante no membro.

4. RESULTADOS

Uma vez aplicado o algoritmo WFLC, as acelerações estimadas pelo método foram comparadas com as acelerações adquiridas via instrumentação. Por ser um método preditivo, o WFLC está sujeito a erros associados às suas estimativas, mesmo quando seus parâmetros estão otimizados. Essas imprecisões são inerentes ao método, sendo mostradas nas matrizes de erros das figuras 3, 5, 7 e 9. Para os sujeitos e movimentos analisados, a média encontrada para o erro médio quadrático das acelerações estimadas pelo método WFLC foi de 0,72%, com desvio padrão médio de $\pm 0,86\%$. Os sujeitos 8 e 28, por sua vez, apresentaram os maiores erros quadráticos médios dentre todo o estudo, com médias de 2,69% e 1,94% e desvios padrões médios de $\pm 4,26\%$ e $\pm 2,66\%$, respectivamente. Já os sujeitos 23 e 37 apresentaram os menores erros quadráticos médios, com médias de 0,16% e 0,27%, e desvios padrões médios de $\pm 0,16\%$ e $\pm 0,5\%$, respectivamente.

As figuras 12 a 15, disponíveis no Apêndice, apresentam de forma visual os resultados mostrados nas matrizes de erros, realizando a comparação entre a força trêmula e a força exercida pela órtese em um determinado intervalo de tempo, cada qual para um único sujeito que represente alguma das quatro patologias. As figuras são segmentadas em 36 sub-gráficos que representam, cada um, os eixos dos acelerômetros e os movimentos realizados, numerados conforme descrito no Capítulo 3. Uma vez que as forças são diretamente proporcionais às acelerações, os erros médios quadráticos da força da órtese são equiparáveis aos encontrados para as acelerações estimadas pelo método WFLC. O algoritmo apresentou menor precisão durante a execução dos movimentos 5 e 6 para todos os tremores, com destaque para os tremores parkinsoniano e essencial, e especialmente para o eixo z da mão esquerda.

As diferenças entre as forças trêmulas e as forças exercidas pela órtese também foram analisadas, conforme sugere a Equação (5) para o cálculo da força resultante no membro. Os resultados são apresentados figuras 4, 6, 8 e 10. Para sujeitos com Parkinson, a supressão foi pouco expressiva; para sujeitos com tremor essencial, houve supressão parcial, com supressão elevada durante a realização de alguns movimentos; para sujeitos com tremor distônico, a supressão foi elevada, mas apresentando baixa precisão para movimentos de repouso; para sujeitos com tremor funcional, a supressão foi elevada, com alta precisão para todos os movimentos.

Figura 3 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 10, com tremor distônico.

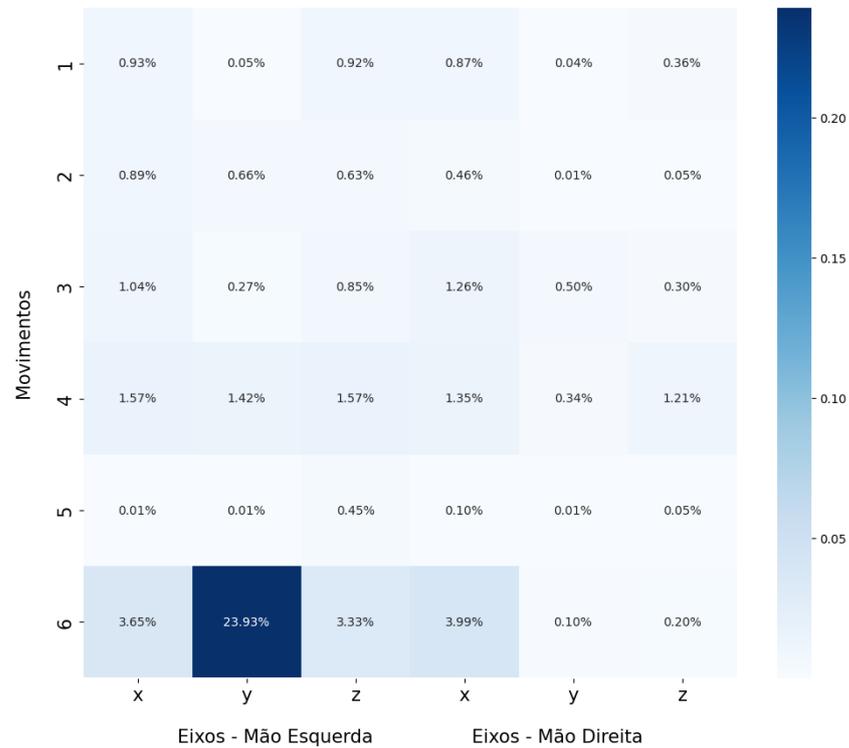


Figura 4 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 10, com tremor distônico.

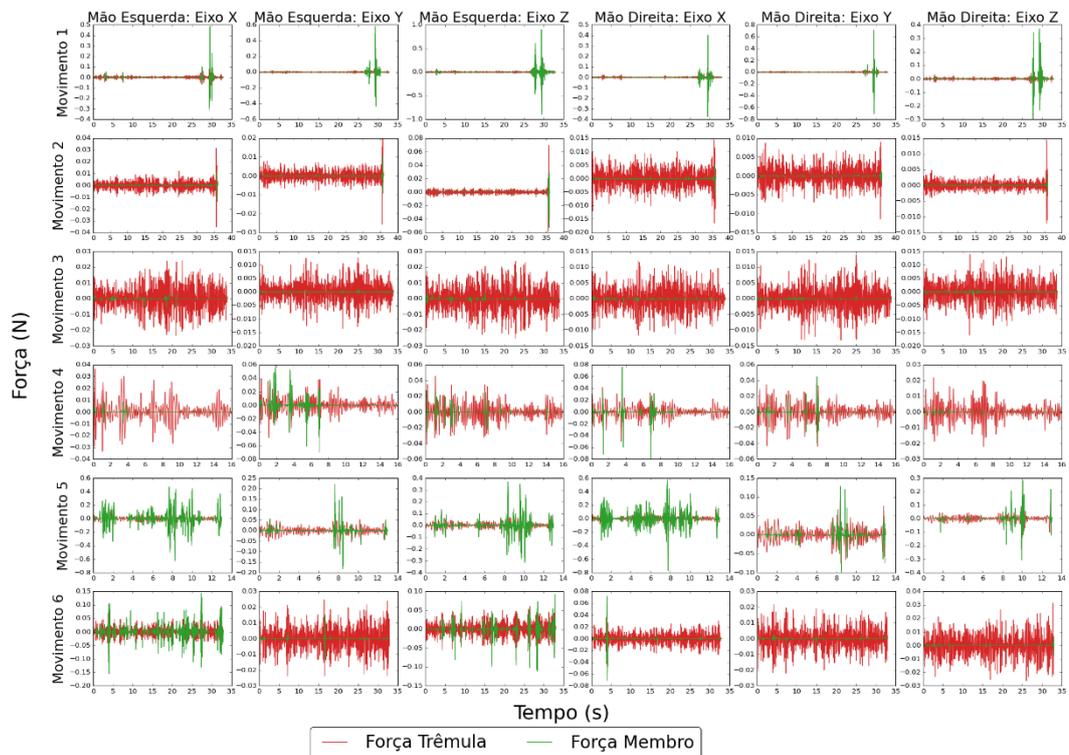


Figura 5 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 6, com tremor essencial.

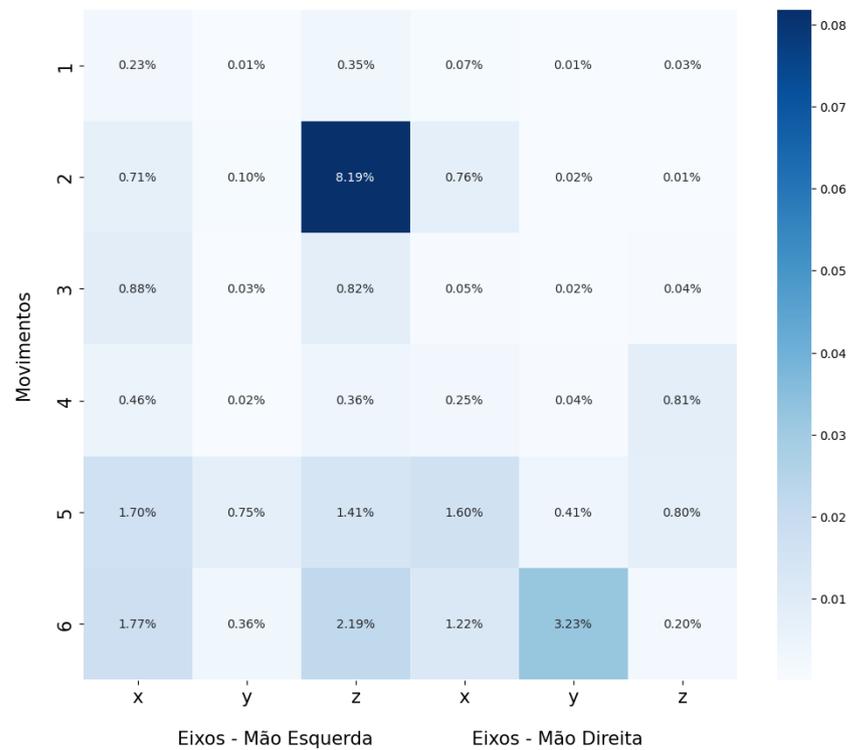


Figura 6 — Quadro comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força resultante no membro (em verde) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 6, com tremor essencial.

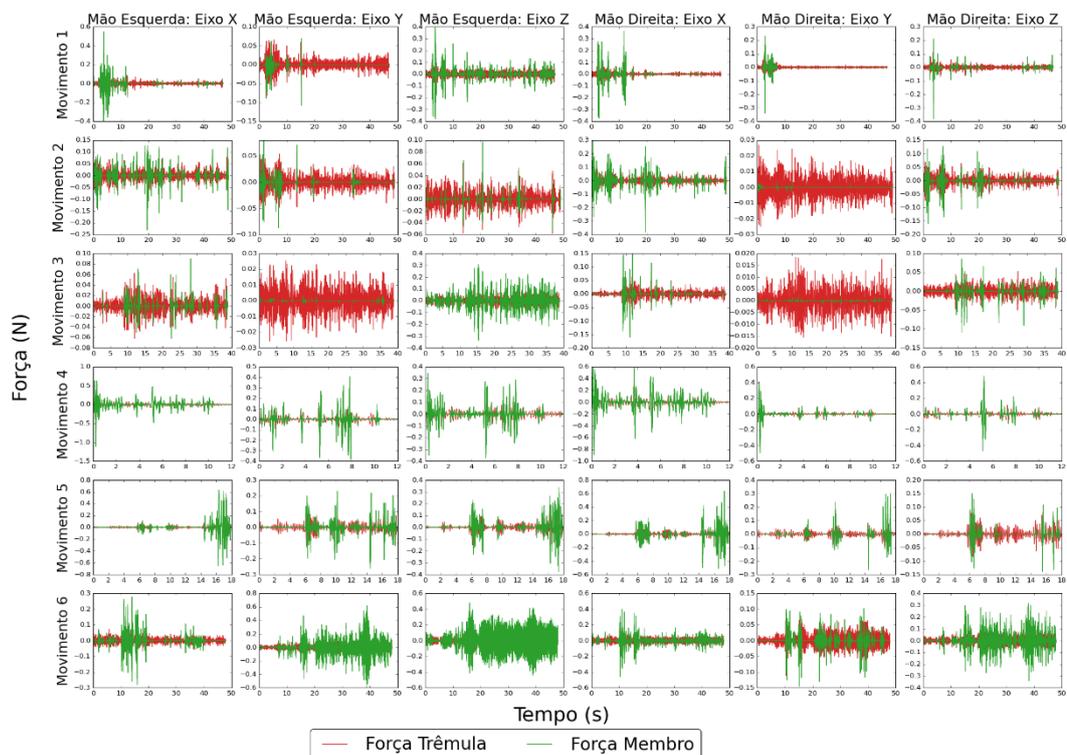


Figura 7 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 43, com tremor funcional.

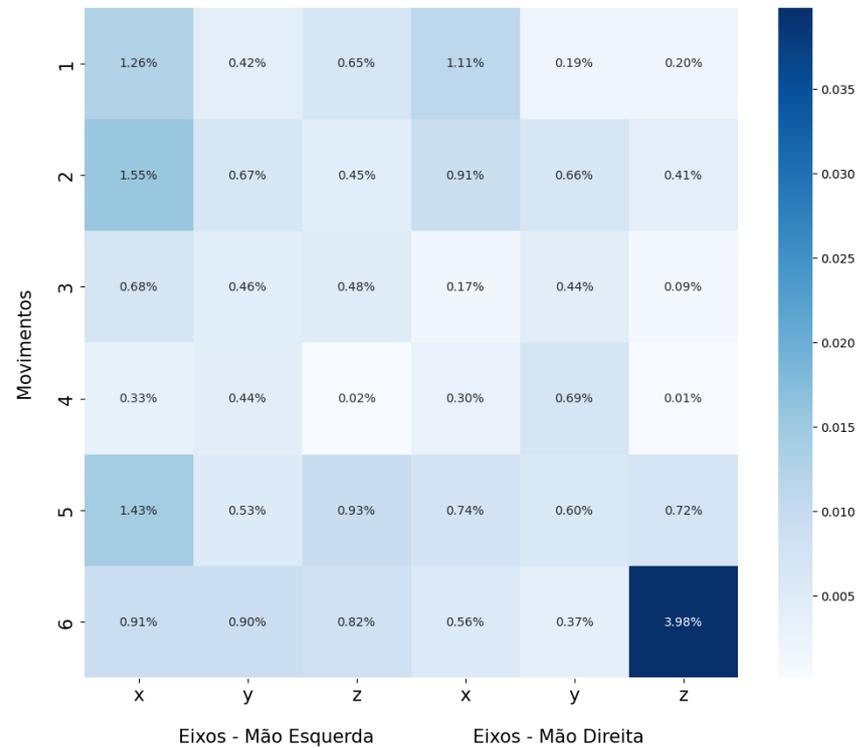


Figura 8 — Quadro comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força resultante no membro (em verde) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 43, com tremor funcional.

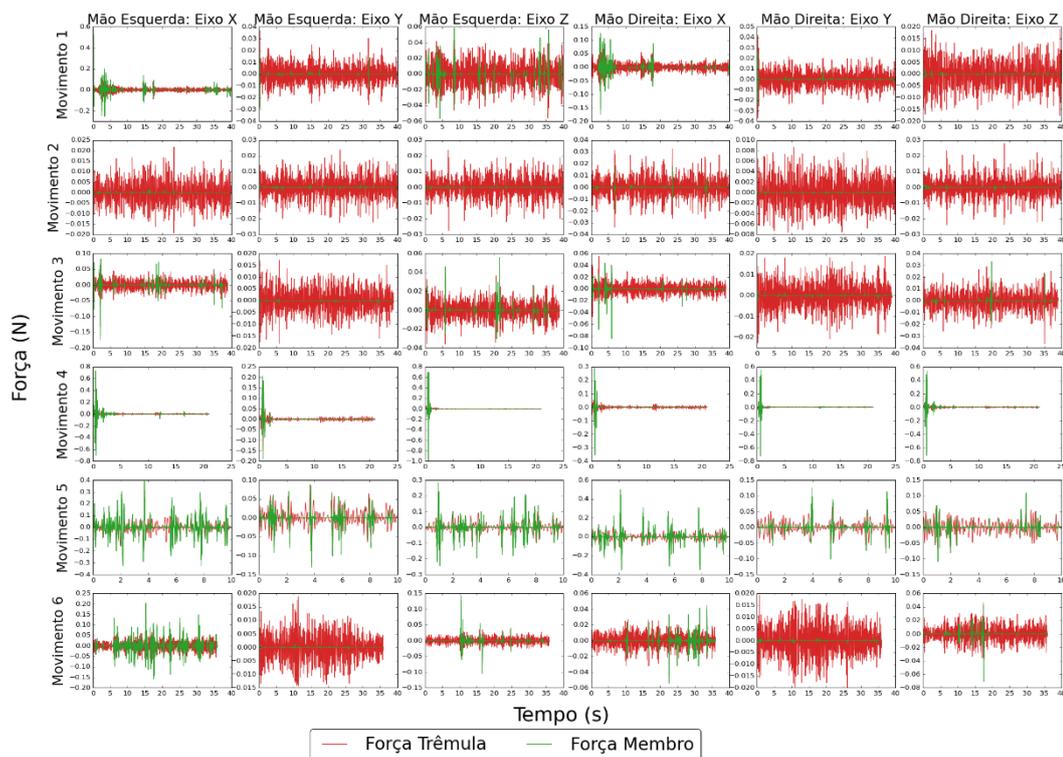


Figura 9 — Matriz dos erros quadráticos médios das acelerações medidas pela base de dados e estimadas pelo método WFLC para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 12, com tremor parkinsoniano.

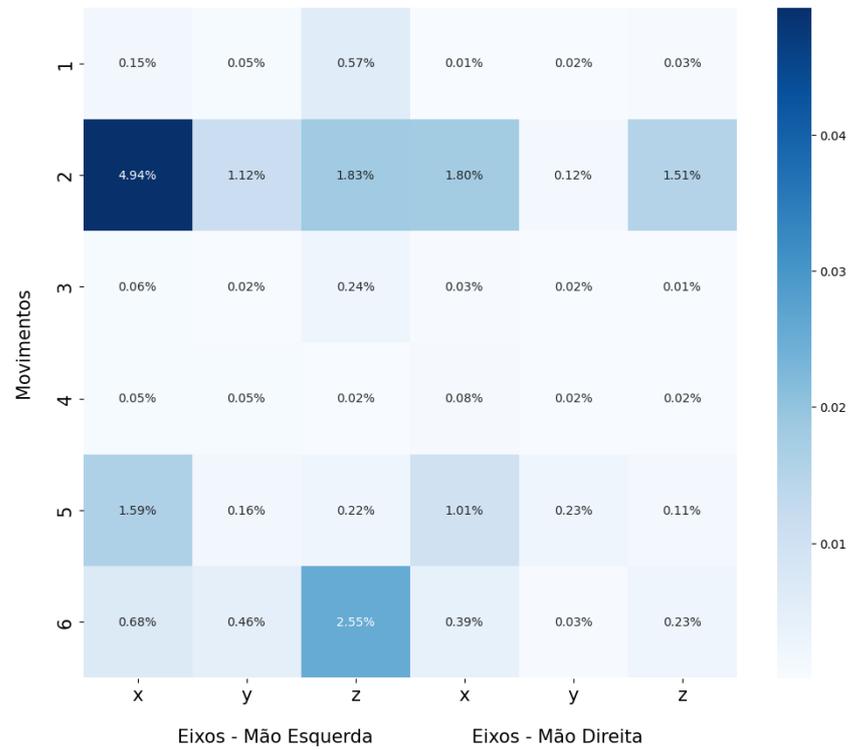
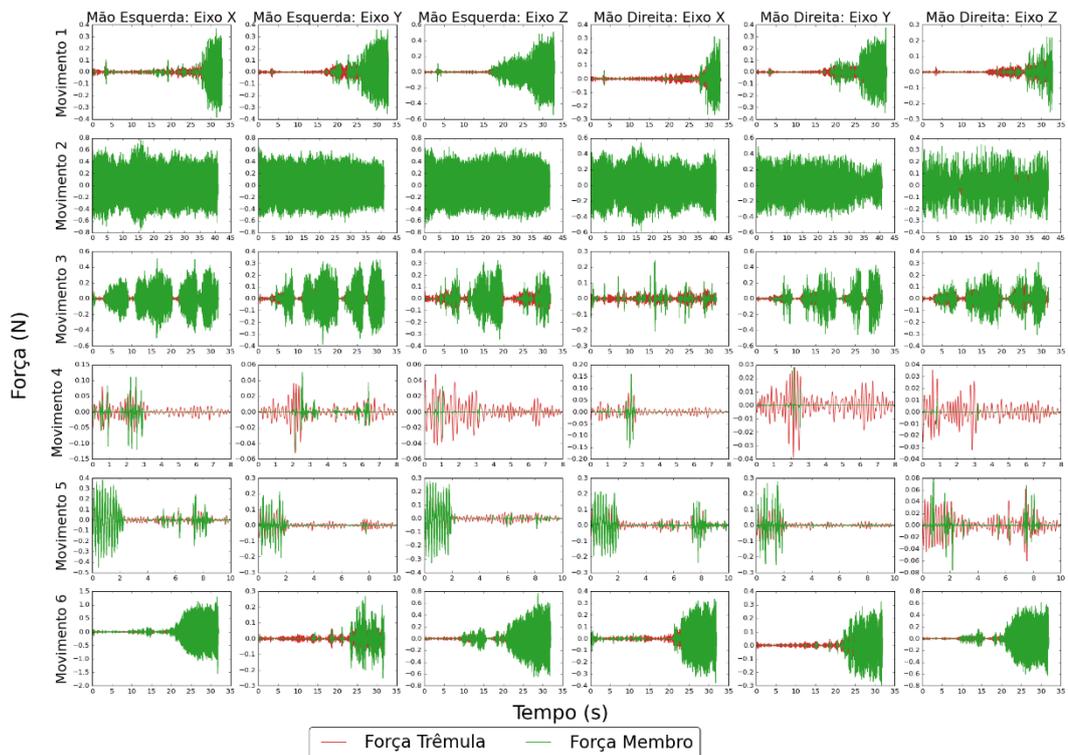


Figura 10 — Quadro comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força resultante no membro (em verde) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 12, com tremor parkinsoniano.

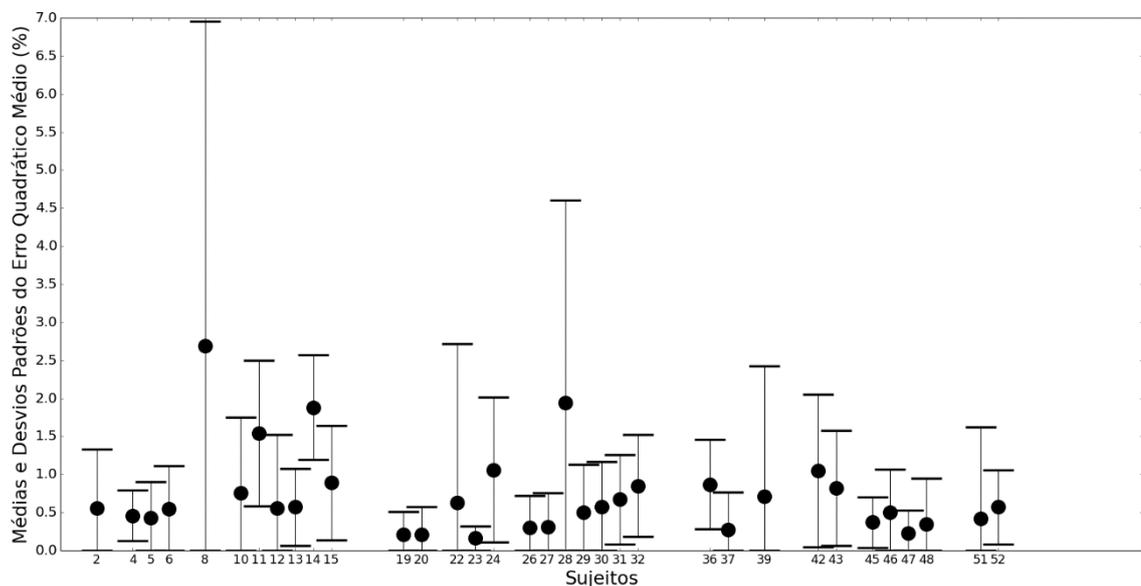


Para a análise do desempenho geral do método, foi extraída a média e o desvio padrão da matriz de erros de cada voluntário. Os resultados são apresentados na Figura 11 e complementados na Tabela 4, à exceção do sujeito 50, que apresentou valores discrepantes quanto a um dos eixos do acelerômetro durante um de seus ensaios, indicando uma falha durante a aquisição de dados.

Tabela 4 — Médias e desvios padrões dos erros quadráticos médios do método WFLC.

MÉDIA	0,72	0,86
MÍNIMO	0,16	0,16
MÁXIMO	2,69	4,26

Figura 11 —Gráfico das médias e desvios padrões dos erros quadráticos médios do método WFLC aplicado à base de dados.



5. CONCLUSÕES

Os tremores patológicos, decorrentes de doenças que afetam o sistema neuromotor, prejudicam a qualidade de vida e a saúde mental dos indivíduos, tendo sido alvo de estudos que buscam a promoção do bem-estar da população afetada por essas patologias. Uma das estratégias empregadas dá-se pela utilização de sistemas mecânicos que atenuem as vibrações nos membros afetados através da utilização de órteses com supressão ativa de tremores. Contudo, a natureza estocástica dessas vibrações impede a utilização de um modelo matemático analítico, sendo necessário valer-se de métodos numéricos. Neste trabalho, recorreu-se ao método WFLC para modelar a resposta vibratória de 30 sujeitos com diferentes tipos de tremores patológicos realizando 6 tarefas motoras com o objetivo de desenvolver um sistema de controle ativo realimentado para supressão de tremores.

O método WFLC apresentou uma média de erro quadrático médio de 0,72% com desvio padrão médio de $\pm 0,86\%$, indicando uma elevada precisão do modelo para a maioria dos casos, não havendo flutuação significativa dos erros quadráticos médios, mesmo para sujeitos com diferentes tipos de tremores. Contudo, a partir da comparação entre a força trêmula e a força exercida pela órtese, constatou-se que a supressão de tremores se mostrou mais eficiente para

tremores distônicos e funcionais, com supressão parcial para tremor essencial e pouco significativa para tremor parkinsoniano.

Esses resultados são conflitantes, especialmente para os casos de tremores essencial e parkinsoniano, uma vez que a precisão do método WFLC é elevada e a supressão varia de moderada a baixa, não havendo um entendimento claro sobre a causa deste fenômeno. Uma das possíveis hipóteses para explicar esses resultados é de que as forças trêmulas e as forças exercidas pela órtese possuam fases distintas, impossibilitando que se anulem para um mesmo instante de tempo; é possível ainda que as hipóteses utilizadas para a formulação matemática de controle de tremores a partir do modelo dinâmico do braço humano não sejam totalmente aplicáveis para os casos de tremores parkinsoniano e essencial.

Para estudos futuros, recomenda-se o uso ou elaboração de uma base de dados mais ampla e diversa, a fim de que seja implementado um aparato experimental que simule tremores patológicos diversos, buscando suprimi-los com um sistema mecânico que utilize controle baseado no método WFLC, de modo a validar os resultados deste trabalho e verificando a sua aplicabilidade e eficácia para quadros clínicos diversos. Ainda, sugere-se que o método utilizado seja aprimorado de modo que os valores ótimos para as variáveis de entrada do método WFLC sejam obtidos de forma automatizada, podendo-se recorrer à utilização de algoritmos de aprendizagem de máquina para tanto. Dessa forma, pode-se aprimorar a utilização de órteses em condições e movimentos diversos que não foram abordados no presente trabalho. Recomenda-se, também, que o modelo matemático utilizado para o controle de tremores patológicos seja revisitado, a fim de compreender as causas dos resultados discrepantes de supressão para diferentes tipos de tremores. Sugere-se, por fim, a análise por elementos finitos da simulação de um braço humano com tremores patológicos com um sistema de supressão de tremores associado, sob justificativa de analisar os esforços internos no membro e o ponto ótimo para acoplamento da órtese.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

FINDLEY, Leslie J.; CAPILDEO, Rudy. **Movement Disorders: Tremor**. 1 ed. Londres: Palgrave Macmillan London, 1984. Disponível em: <doi.org/10.1007/978-1-349-06757-2>

TAHERI, Behzad; CASE, David; RICHER, Edmond. **Adaptive Suppression of Severe Pathological Tremor by Torque Estimation Method**. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 20, no. 2, p. 717-727, 2015. Disponível em: <doi.org/10.1109/TMECH.2014.2317948>

KUCHENBECKER, Katherine J.; PARK, June G.; NIEMEYER, Gunter. Characterizing the human wrist for improved haptic interaction. **Dynamic Systems and Control**, Volumes 1 and 2, p. 591-598, 2003. Disponível em: <doi.org/10.1115/IMECE2003-42017>

NIU, Wei-meng; LI-QING, Fang; QI, Zi-yuan; GUO, De-qing. **Small Displacement Measuring System Based on MEMS Accelerometer**. Mathematical Problems in Engineering, vol. 2019, Article ID 3470604, 7 pages, 2019. Disponível em: <doi.org/10.1155/2019/3470604>

VAZ, Christopher A.; THAKOR, Nitish V. Adaptive Fourier estimation of time-varying evoked potentials, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, vol. 36, no. 4, p. 448-455, 1989. Disponível em: <doi.org/10.1109/10.18751>

RIVIERE, Cameron N.; THAKOR, Nitish V. Modeling and canceling tremor in human-machine interfaces, **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, vol. 15, no. 3, p. 29-36, 1996. Disponível em: <doi.org/10.1109/51.499755>

BANK, Paulina J. M.; ZHENG, Jian; PINTEA, Silvia L.; OUWEHAND, P. W.; DE BOT, S. T.; VAN GEMERT, Jan C.; VAN HILTEN, Jacobus J. **Technology in Motion Tremor Dataset: TIM-Tremor**. TU Delft - 4TU.ResearchData, 2019. Disponível em: <doi.org/10.4121/uuid:522d14ed-3019-4206b49e-a4e674b6440a>

RIVIERE, Cameron N.; Reich, STEPHEN G.; THAKOR, Nitish V. **Adaptive Fourier modeling for quantification of tremor**. Journal of Neuroscience Methods, vol. 74, p. 77-87, 1997. Disponível em: <doi.org/10.1016/S0165-0270(97)02263-2>

AKIBA, Takuya; SANO, Shotaro; YANASE, Toshihiko; OHTA, Takeru; KOYAMA, Masanori. **Optuna: A Next-generation Hyperparameter Optimization Framework**. Proceedings of the 25th ACM SIGKDD International Conference on Knowledge Discovery & Data Mining (KDD '19), p. 2623–2631, 2019. Disponível em: <doi.org/10.1145/3292500.3330701>

APÊNDICE

Figura 12 — Comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força exercida pela órtese (em azul) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 10, com tremor distônico.

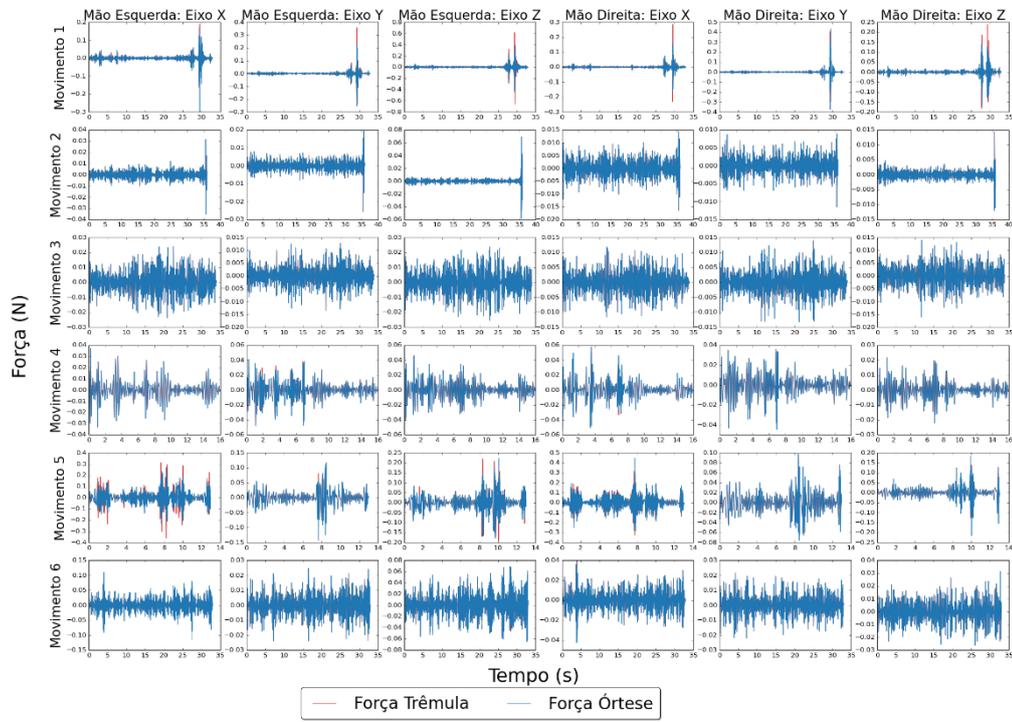


Figura 13 — Comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força exercida pela órtese (em azul) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 6, com tremor essencial.

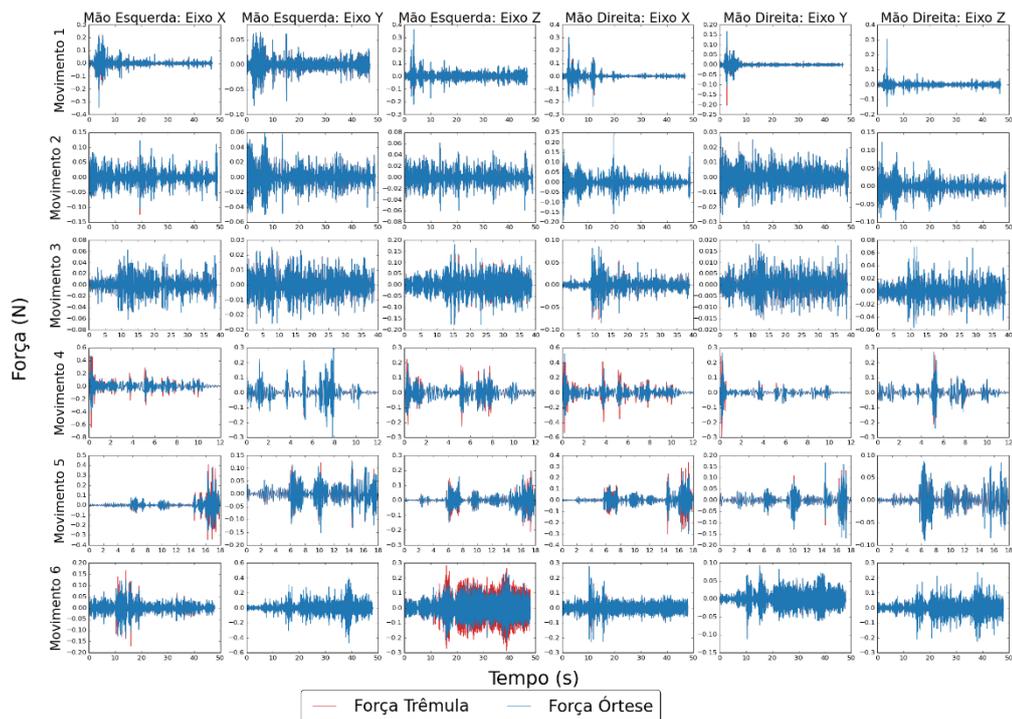


Figura 14 — Matriz dos erros médios quadráticos das acelerações medidas e estimadas para todos os movimentos em cada eixo para o sujeito 43, com tremor funcional.

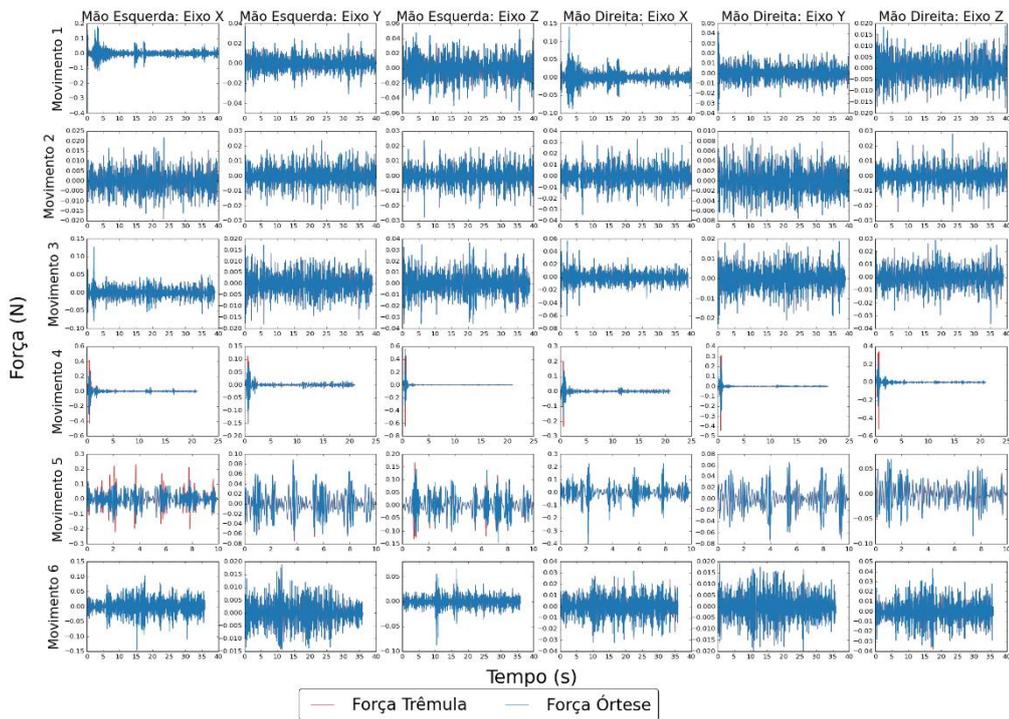


Figura 15 — Comparativo entre a força trêmula (em vermelho) e a força exercida pela órtese (em azul) para cada um dos movimentos realizados pelo sujeito 12, com tremor parkinsoniano.

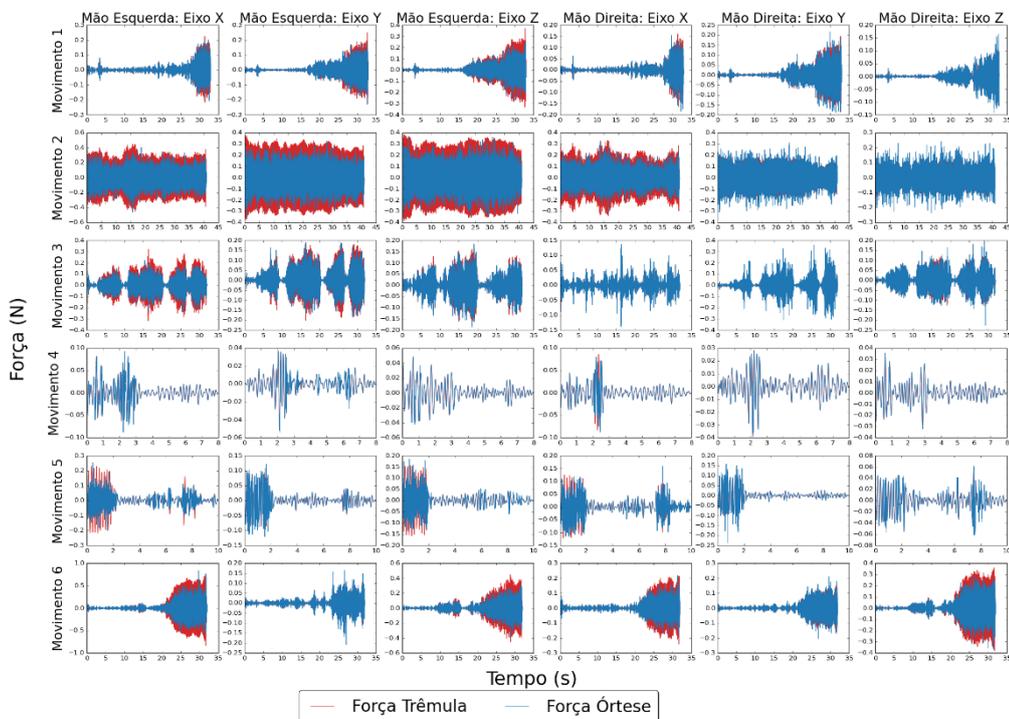


Tabela 5 — Parâmetros de otimização para os sujeitos 6, 10, 12 e 43.

Sujeito	Movimento	Mão Esquerda									Mão Direita								
		x1			y1			z1			x2			y2			z2		
		M	μ_0	μ	M	μ_0	μ	M	μ_0	μ	M	μ_0	μ	M	μ_0	μ	M	μ_0	μ
T06	1	5	3,6024	0,0446	5	3,795	0,0545	5	5,5728	0,0419	5	3,4299	0,065	5	4,5271	0,079	5	4,5715	0,0776
	2	5	3,1541	0,0401	5	3,2581	0,0473	5	5,0554	0,0474	5	3,0043	0,0452	5	3,4667	0,0639	5	4,1363	0,0258
	3	5	3,0093	0,0532	5	3,0791	0,0439	5	3,719	0,0692	5	4,2772	0,0726	5	3,0909	0,0619	5	3,0896	0,0709
	4	5	3,0053	0,0323	5	4,8064	0,0522	5	3,1566	0,0757	5	3,1602	0,0328	5	4,132	0,0225	5	3,18	0,0548
	5	5	3,8553	0,0204	5	3,1723	0,0275	5	3,8709	0,0247	5	3,0305	0,0248	5	3,0166	0,0446	5	3,7002	0,0544
	6	5	3,0207	0,0323	5	3,2914	0,0298	6	3,4772	0,0736	5	4,344	0,0608	5	3,2859	0,0486	5	3,1927	0,034
T010	1	5	3,0351	0,0328	5	3,0708	0,031	5	3,8778	0,0525	5	3,3463	0,0359	5	3,0241	0,0498	5	3,3107	0,0238
	2	5	3,3481	0,0208	5	4,5968	0,0538	5	3,549	0,0287	5	3,5045	0,0227	5	3,4423	0,0748	5	4,7189	0,0717
	3	5	3,0337	0,0204	5	3,2287	0,0737	5	3,3006	0,0504	5	5,4753	0,0207	5	3,4172	0,0698	5	3,4417	0,0721
	4	5	3,1863	0,0215	5	5,4524	0,0453	5	3,4232	0,0276	5	5,9877	0,0201	5	3,6057	0,0508	5	3,2325	0,0593
	5	5	3,1871	0,0706	5	5,1488	0,0638	5	4,2393	0,0699	5	5,0715	0,0617	6	3,1797	0,0633	5	4,2367	0,0731
	6	5	3,7678	0,0297	5	4,5375	0,0203	5	4,5301	0,0201	5	5,0541	0,0201	5	3,0152	0,0629	5	3,312	0,0375
T012	1	5	3,735	0,0316	5	3,2258	0,0276	5	3,5799	0,0211	5	3,0032	0,0234	5	4,0643	0,0404	5	3,6845	0,0333
	2	5	4,8891	0,0462	7	3,5407	0,0569	5	4,1931	0,0641	5	3,2391	0,0618	6	4,0883	0,0737	5	4,8929	0,0349
	3	5	3,197	0,066	5	3,4505	0,0319	5	3,0742	0,0563	5	4,4128	0,0731	5	3,7087	0,0604	5	3,0457	0,0659
	4	5	3,1595	0,0659	5	4,124	0,0729	5	3,6448	0,0775	5	4,3365	0,0719	5	3,0086	0,0295	5	3,3891	0,0652
	5	5	3,3434	0,0265	5	3,0871	0,0706	5	3,2488	0,0583	5	3,6947	0,0308	5	3,4505	0,0647	5	3,1894	0,034
	6	5	4,3369	0,0419	6	3,2657	0,0475	5	3,4844	0,0356	5	3,2865	0,0258	6	3,133	0,0648	5	3,1628	0,0498
T043	1	5	3,632	0,0254	5	4,2683	0,0581	5	4,0771	0,062	5	3,1701	0,0695	5	3,1461	0,0443	5	3,507	0,0776
	2	5	3,0088	0,0263	5	3,4513	0,0312	5	3,258	0,0519	5	5,5035	0,0367	5	3,7618	0,0673	5	3,0707	0,0392
	3	5	3,5665	0,0257	5	3,024	0,0291	5	3,7206	0,0514	5	4,5664	0,0381	5	3,0014	0,0467	5	4,5689	0,0533
	4	5	3,3615	0,0404	5	3,2886	0,0734	5	3,0034	0,0398	5	3,08	0,0488	5	3,3547	0,043	5	3,8668	0,0648
	5	5	4,3836	0,0259	5	4,4401	0,0386	5	3,0042	0,0665	5	3,9128	0,023	5	3,8255	0,0224	5	4,6555	0,0462
	6	5	3,4023	0,0696	5	3,0124	0,0743	5	4,5478	0,0258	5	4,62	0,0761	5	4,1404	0,0547	5	4,2414	0,0469