

ABSORBEDOR PASIVO DE VIBRACIONES PARA REDUCIR LOS FENÓMENOS FISIOLÓGICOS DE PRONACIÓN-SUPINACIÓN DE ANTEBRAZO DEBIDO A LA ENFERMEDAD DE PARKINSON

PASSIVE VIBRATION ABSORBER TO REDUCE THE PHYSIOLOGICAL PHENOMENA OF PRONATION-SUPINATION OF THE FOREARM DUE TO PARKINSON'S DISEASE

Ángel David Ramírez Galindo

Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Azcapotzalco, México
al2193803068@azc.uam.mx

Francisco Beltrán Carbajal

Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Azcapotzalco, México
fbeltran@azc.uam.mx

Irvin López García

Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Azcapotzalco, México
ilg@azc.uam.mx

Eduardo Campero Littlewood

Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Azcapotzalco, México
ecl@azc.uam.mx

José Luis Hernández Ávila

Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Azcapotzalco, México
hajl@azc.uam.mx

Recepción: 28/octubre/2020

Aceptación: 29/noviembre/2020

Resumen

La enfermedad de Parkinson es un padecimiento neuro-degenerativos de amplio interés en el ámbito clínico y en la bio-ingeniería, debido a su complejidad de tratamiento y alto grado de afectación a la calidad de vida de los pacientes.

En el presente trabajo se describe el proceso de modelado y simulación de un absorbedor de vibración pasivo que disminuye la amplitud de los movimientos de pronación y supinación del antebrazo, a causa de la enfermedad de Parkinson.

Se propone un modelo lineal a partir del análisis de la no linealidad del sistema, considerando simplificaciones en su dinámica.

El modelo se utiliza para analizar, mediante simulaciones, diferentes opciones de aplicación del dispositivo.

Este dispositivo representa una alternativa para el tratamiento de los síntomas de la enfermedad de Parkinson. Su efectividad se demostró al reducir en más del 90% la amplitud de las oscilaciones relacionadas a los temblores presentes en dicha enfermedad.

Palabras Clave: Absorbedor de vibraciones, modelado de vibraciones, Parkinson, temblores.

Abstract

Parkinson's disease is a neurodegenerative disease of wide interest in the clinical field and in bioengineering, due to its complexity of treatment and high degree of impact on the quality of life of patients.

The present work describes the modeling and simulation process of a passive vibration absorber that decreases the amplitude of pronation and supination movements of the forearm, due to Parkinson's disease.

A linear model is proposed from the analysis of the non-linearity of the system, considering simplifications in its dynamics. The model is used to analyze, through simulations, different application options of the device.

This device represents an alternative for the treatment of the symptoms of Parkinson's disease. Its effectiveness was demonstrated by reducing the amplitude of the oscillations related to the tremors present in this disease by more than 90%.

Keywords: *Parkinson, tremors, vibration absorber, vibration modeling.*

1. Introducción

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) la enfermedad de Parkinson afecta a uno de cada cien personas mayores de 60 años. Actualmente, hay unos 7 millones de personas con esta enfermedad en el mundo y la OMS prevé que para el 2030 llegarán a ser más de 12 millones [Sánchez, 2019]. El tratamiento actual usando medicamentos, consiste en la administración de dopaminérgicos y anticolinérgicos, cuyo efecto mejora notablemente los síntomas; sin embargo, al ser

una enfermedad degenerativa, la dosis de medicamentos requiere sea cada vez más alta, lo que se refleja en un alto costo para el paciente y para el sistema de salud [Marín, 2018]. La enfermedad de Parkinson no tiene cura, pero los medicamentos pueden ayudar a controlar los síntomas, generalmente en forma notable. El principal medicamento es la carbidopa-levodopa (Rytary, Sinemet, otros), estos medicamentos aumentan o reemplazan la dopamina, también se pueden usar anticolinérgicos para ayudar a controlar el temblor asociado a la enfermedad. En algunos casos avanzados, se puede recomendar una cirugía (Talamotomía). El médico también puede recomendar algunos cambios de estilo de vida, especialmente, ejercicios aeróbicos constantes. En algunos casos, la fisioterapia que se centra en el equilibrio y estiramientos también es importante; además, un patólogo del habla y del lenguaje puede ayudar a mejorar los problemas del habla. Después de comenzar el tratamiento de la enfermedad de Parkinson, los síntomas pueden mejorar considerablemente. Sin embargo, con el tiempo, los beneficios de los medicamentos con frecuencia disminuyen o se vuelven menos efectivos [Bojarski, 2016].

Mientras el padecimiento se agrava, se requieren soluciones más efectivas al problema, que va desde terapia física a la par de altas dosis de medicamentos, hasta procedimientos quirúrgicos invasivos como estimulación cerebral profunda o talamotomías. No obstante que estos procedimientos también conllevan otro tipo de riesgos propios de cirugías cerebrales como afectación a otras regiones, riesgo de infección y largo proceso de recuperación [Moreno, 2019].

Una alternativa que ha ido evolucionando es el uso de dispositivos mecánicos que compensan los movimientos involuntarios o temblores en diferentes actividades cotidianas como comer, escribir o incluso caminar [Farret, 2007]. Estos dispositivos son conocidos como absorbedores de vibración. En la actualidad, los dispositivos mecánicos que se encargan de compensar los temblores mediante absorbedores de vibración representan un área de investigación y desarrollo tecnológico en constante crecimiento, tanto que marcas de renombre como Google han apostado por apoyar estos desarrollos como el caso de Liftware™. Esta empresa se encarga de desarrollar dispositivos estabilizadores de temblores (hasta en un 70%), a los

cuales se les acondicionan sets de cubiertos, que permiten a los usuarios comer con normalidad (Liftware Steady™). Así también, desarrollan un dispositivo similar, pero para usuarios con movimientos limitados en la mano o brazo (Liftware Level™) [Smith, 2015]. Otro tipo de dispositivos son guantes o exoesqueletos que mediante giroscopios contrarrestan el movimiento de la mano. GyroGear™ es una empresa inglesa encargada de desarrollar el GyroGlove™, que es un guante con giroscopios en la parte dorsal y conectados a pequeños discos giratorios que conservan el momento angular. Este dispositivo ha logrado contrarrestar hasta en un 80% los temblores [GyroGear, 2016]. Algunos otros exoesqueletos simplemente contrarrestan los temblores mediante estimulación eléctrica funcional, sin embargo, pueden no ser efectivos debido a la disparidad en el umbral de estimulación para diferentes personas.

Es importante mencionar la naturaleza del absorbedor de vibraciones, ya que estas tecnologías presentan variaciones en su dinámica. Comenzando con los absorbedores pasivos, los cuales no requieren de un suministro de energía para funcionar, es decir, provocan una atenuación en la amplitud de las vibraciones mediante masas acopladas con resortes y en ocasiones con amortiguadores, este tipo de absorbedores tienen la ventaja de no requerir un sistema de control, por lo cual su estructura física resulta sumamente simple, sin embargo tiene la desventaja de que requieren ser sintonizados y solo atenúan las frecuencias consideradas en su diseño [Rao, 2012]. Por otra parte, los sistemas activos suelen ser más efectivos en la atenuación, pero requieren sistemas complejos de alimentación y control. Este tipo de sistemas cuentan con elementos activos que modifican su dinámica dependiendo de las fuerzas de control requeridas, por esto, tiene un rango más amplio de funcionamiento [Disandro, 2017]. Para este estudio se propone un sistema pasivo, debido a que, en una implementación real, una persona con este padecimiento no está en condiciones físicas de llevar consigo fuentes de alimentación o dispositivos electrónicos de un sistema activo. Esto debido a que cargar con estos dispositivos disminuiría su capacidad de movimiento. Para poder aplicar este tipo de tecnologías a la resolución de este problema, es necesario llevar a cabo un modelado del sistema físico real, tal que se realicen simulaciones para

evaluar el desempeño del dispositivo. El modelado se centra en obtener una expresión matemática que describa el movimiento oscilatorio del antebrazo, tomando en cuenta parámetros físicos reales como peso y proporciones anatómicas del paciente. Debe tomarse en cuenta que este sistema tiene un comportamiento no lineal, por lo que, para utilizar un esquema de análisis lineal, deben realizarse simplificaciones sobre el análisis de la dinámica. Este análisis permite llegar a un modelo lineal aproximado del fenómeno.

En este trabajo se propone un modelo lineal que describe las oscilaciones en un rango estrecho de frecuencias, considerando que estas se presentan en un solo plano de movimiento del antebrazo. En el análisis presentado se podrá observar que las atenuaciones no son totales, esto debido a las suposiciones realizadas durante el modelado y a la limitada eficiencia de un absorbedor pasivo.

2. Métodos

La enfermedad de Parkinson es una enfermedad progresiva del sistema nervioso que afecta el movimiento; los síntomas comienzan gradualmente. A veces, comienza con un temblor apenas perceptible en una sola mano. Los temblores son habituales, aunque la enfermedad también suele causar rigidez o disminución del movimiento [Moreno, 2019]. Los signos y síntomas de la enfermedad de Parkinson son:

- Temblores. Los más recurrentes se presentan en el movimiento de pronación (palma hacia abajo) y supinación (palma hacia arriba), menos común en flexión (abajo) y extensión (arriba) y en aducción (adentro) y abducción (afuera).
- Movimiento lento (bradicinesia). Con el tiempo, la enfermedad de Parkinson puede retardar el movimiento, haciendo que las tareas simples sean difíciles de realizar y lleven más tiempo. Puede que los pasos sean más cortos al caminar y se arrastren los pies.

No hay una prueba formal de diagnóstico, pero éste incluye análisis de laboratorio y estudios como resonancia magnética nuclear o tomografías.

En la enfermedad de Parkinson, algunas células nerviosas (neuronas) en el cerebro se descomponen o mueren gradualmente. Muchos de los síntomas obedecen a una pérdida de las neuronas que producen dopamina, que es un mensajero químico en el cerebro. Cuando los niveles de dopamina disminuyen, se genera una anomalía en la actividad cerebral, lo que causa los síntomas de la enfermedad de Parkinson [Marín, 2018]. La enfermedad de Parkinson no tiene cura, pero los medicamentos pueden ayudar a controlar en forma notable los síntomas. Los temblores tienen un comportamiento no lineal. Esto se debe a factores como:

- Los temblores son sumas de movimientos oscilatorios de diferentes frecuencias y amplitudes.
- El movimiento oscilatorio no se presenta solo en uno de los planos naturales de movimiento de la articulación de la muñeca.
- Los temblores se presentan de manera natural, sin necesidad de estímulos externos. Ante la presencia de estos, las oscilaciones se mantienen.
- Los parámetros importantes para el modelado son la posición, frecuencia y amplitud (más de un grado de libertad).

De manera general, se puede concluir que este sistema presenta el fenómeno conocido como *oscilaciones armónicas, subarmónicas o cuasiperiódicas* [Slotine, 1991].

Para proponer un modelo lineal se usan las siguientes suposiciones:

- Los temblores tienen una sola frecuencia natural, con la posibilidad de extenderse a una banda estrecha de frecuencias alrededor de ésta. Por lo tanto, las oscilaciones son periódicas
- El movimiento se presenta en un solo plano.
- Los temblores no son susceptibles a estímulos externos.
- El sistema tiene solo un grado de libertad.

En el caso de los temblores a causa de la enfermedad de Parkinson, hay diversos parámetros de importancia, de inicio, los más importantes son la frecuencia de oscilación y la amplitud de los temblores. Cabe mencionar que la amplitud de estos

movimientos oscilatorios es un reflejo de la degeneración del sistema nervioso, es decir, en etapas tempranas de la enfermedad la amplitud es baja y permanece constante por un determinado tiempo. Conforme va progresando la enfermedad, la amplitud aumenta; no obstante, la frecuencia siempre es la misma.

Dada esta particularidad, se puede modelar el movimiento oscilatorio con un sistema de masa-resorte-amortiguador con desplazamiento lineal de un grado de libertad, a pesar de que las oscilaciones tienen un movimiento angular.

Las complicaciones que se encuentran al manejar el sistema como lineal radica en el resultado. Al asumir linealidad se desprecian movimientos en diferentes planos y en un amplio espectro de frecuencias, por lo que los temblores no serán eliminados en su totalidad.

En el caso de este sistema, se propondrá atenuar la amplitud de los movimientos oscilatorios de pronación-supinación. Se toma como modelo principal el trabajo realizado por E. Buki, et al. [Buki, 2018], quienes modelan un absorbedor de vibraciones pasivo para la atenuación de temblores del antebrazo en enfermedad de Parkinson, cuyo modelo se muestra en la figura 1.

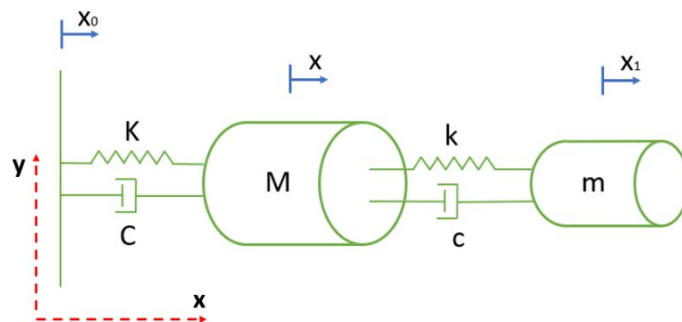


Figura 1 Modelo de un absorbedor de vibraciones pasivo de 2 grados de libertad.

En la figura 1, los componentes K , C y M representan al sistema principal (antebrazo), los componentes k , c y m corresponden al absorbedor de vibración que contrarresta los temblores. En la figura 1 se muestran también tres posiciones diferentes. Para el sistema principal (x_0 y x) se considera una sola, ya que la posición x_0 denota la posición de una base vibratoria, es decir, hace referencia a que los temblores son por naturaleza del sistema, sin necesidad de recibir alguna

excitación externa. Como primera parte de la propuesta, se requiere conocer un modelo del sistema principal, es decir los parámetros K , C , M , la frecuencia natural, la amplitud de las oscilaciones y las ecuaciones de movimiento que describen la dinámica del sistema lineal.

La masa del antebrazo se denota por la variable M , cuyo valor depende del paciente. Diversos estudios médicos han llegado a un estándar que relaciona el peso de diferentes partes del cuerpo con el peso del individuo mediante porcentajes [Charney, 2016]. Para esto, el peso del antebrazo considerando el peso de la mano es del 2.3% del peso total del individuo, suponiendo un sujeto de 70 kg, el valor de M es de 1.61 kg. La frecuencia natural del sistema se denota por Ω y se relaciona con los parámetros K y M mediante la ecuación 1.

$$\Omega = \sqrt{\frac{K}{M}} \quad (1)$$

La frecuencia de las oscilaciones tiende a permanecer en un valor fijo, se ha encontrado que el rango de frecuencias en el que se presentan normalmente las oscilaciones relacionadas a temblores en pronación-supinación es entre 4 Hz y 6 Hz, considerando frecuencias de entre 1.1 Hz y 2.1 Hz para las tareas cotidianas como escribir, comer, etc. [Buki, 2018]. De la ecuación (1) se puede encontrar el valor del parámetro K (coeficiente de la deformación del resorte), como se muestra en la ecuación 2, tomando como frecuencia fundamental 5 Hz convirtiendo a radianes por segundo mediante la expresión $\omega = 2\pi f = 2\pi(5 \text{ Hz}) = 31.416 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

$$K = M \times \Omega^2 = (1.61 \text{ kg}) \times (31.416 \frac{\text{rad}}{\text{s}})^2 = 1,589.01 \text{ N/m} \quad (2)$$

Como parte de un sistema dinámico, se requiere conocer el coeficiente de amortiguación (ζ), el cual está relacionado con el parámetro C (valor de amortiguamiento) por la expresión de la ecuación 3.

$$\zeta = \frac{C}{2\sqrt{KM}} \quad (3)$$

Se propone un valor de ζ muy pequeño, en este caso de 0.04 [Buki, 2018], lo que permite conocer el valor de C , despejando de ecuación 3 se obtiene ecuación 4.

$$C = 2\zeta \sqrt{KM} = 2(0.04)\sqrt{1589.01 \times 1.61} = 4.04 \text{ Ns/m} \quad (4)$$

Como se mencionó anteriormente, la amplitud de las oscilaciones depende de la gravedad del padecimiento, por lo cual, en el caso del modelado, la amplitud dependerá de la fuerza de entrada. Tomando como base el modelo mostrado en la figura 1, el sistema principal se modela como un sistema masa-resorte-amortiguador de un grado de libertad, como se muestra en la figura 2.

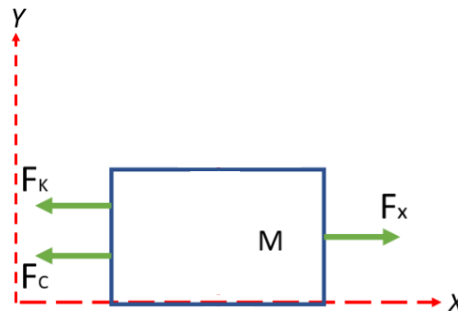


Figura 2 Diagrama de cuerpo libre del sistema principal.

Se recordará que el modelo utilizado como referencia tenía dos posiciones (x_0 y x) debido a que consideraba la referencia como una base vibratoria, sin embargo, esto se puede traducir en un sistema anclado a una referencia fija y una fuerza (F_x) oscilatoria. La ecuación 5 define el movimiento de este sistema utilizando la segunda ley de Newton.

$$M\ddot{x} + C\dot{x} + Kx = F \quad (5)$$

Donde \ddot{x} representa la aceleración de la masa con respecto a una posición x , de manera similar \dot{x} representa la velocidad.

Para obtener ahora el modelo del absorbedor de vibración, se deben considerar los parámetros del sistema principal. Como primer punto, la relación de masas para absorbedores de vibración $\mu = \frac{m}{M}$ debe ser cercana a cero, se propone 0.2 [Buki, 2018], además la masa del absorbedor debe considerarse pequeña con respecto a la masa M , tal que no produzca fatiga muscular en el paciente al llevar el dispositivo en el brazo, de esta manera, se encuentra el valor de la masa m a partir de la relación de masas, ecuación 6.

$$m = M \times \mu = 1.61 \times 0.2 = 0.322 \text{ kg} \quad (6)$$

Lo cual cumple con el requerimiento de que el peso extra soportado por el antebrazo, sin producir fatiga muscular debe ser menor al 0.5% del peso total del individuo [Marín, 2018]. Es importante conocer el parámetro de la frecuencia de oscilación del absorbedor, la cual tiene relación con la respuesta que desea obtenerse (atenuada, sub-atenuada o sobre-atenuada) con respecto a la respuesta del sistema principal.

Como desea atenuarse totalmente en el rango de frecuencias propuesto, la frecuencia natural del absorbedor deberá ser igual a la frecuencia natural del sistema $\Omega = \omega$. Conociendo el valor de la frecuencia, se despeja el valor k de la ecuación 1 con los valores del sistema complementario, ecuación 7.

$$k = m \times \omega^2 = (0.322 \text{ kg}) \times \left(31.416 \frac{\text{rad}}{\text{s}}\right)^2 = 317.8 \text{ N/m} \quad (7)$$

Siguiendo el mismo camino, se propone un coeficiente de amortiguación (ζ_a) pequeño (0.1) para obtener el valor de la constante c (ecuación 8) del sistema de absorción utilizando la ecuación 3.

$$c = 2\zeta_a\sqrt{km} = 2(0.1)\sqrt{317.8 \times 0.322} = 2.02 \text{ Ns/m} \quad (8)$$

El sistema de amortiguación también es un sistema masa-resorte-amortiguador de un grado de libertad, que, al acoplarse con el sistema principal, convierte al sistema completo en un sistema de 2 grados de libertad, el diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 3.

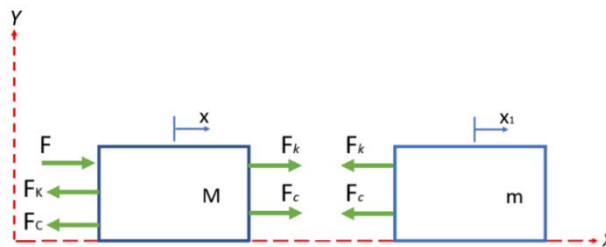


Figura 3 Diagrama de cuerpo libre del sistema completo.

Las fuerzas que relacionan a las dos masas F_k y F_c dependen de la posición relativa entre ambas masas. Físicamente el sistema de absorción acoplado al brazo puede

verse como un anillo de masa m rodeando el antebrazo del paciente. El anillo se acopla mediante elementos que cumplen la función de resortes y amortiguadores. En el caso del resorte se consideran pequeños anillos flexibles que conectan ambas masas. Los amortiguadores comúnmente son implementados mediante imanes que limitan el movimiento de la masa m , ya que comúnmente está fabricada de un metal ligero.

En la figura 4 se puede observar un diagrama de una vista frontal de un posible dispositivo. La figura 5 muestra un diagrama de colocación del dispositivo colocado sobre una barra cilíndrica que simular ser el antebrazo, la barra cilíndrica tiene una rotación sobre su propio eje (eje z) simulando los movimientos oscilatorios.

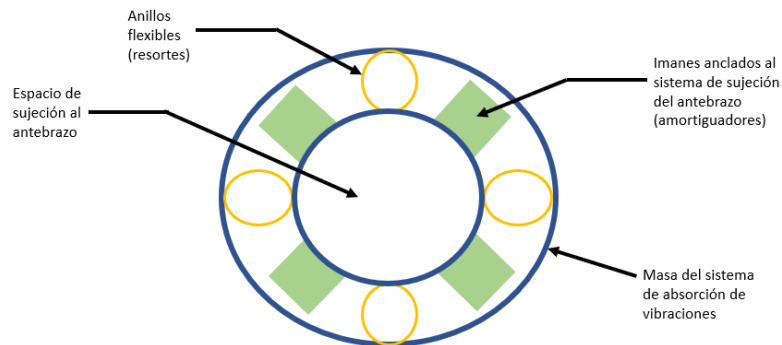


Figura 4 Diagrama de la vista frontal del dispositivo.

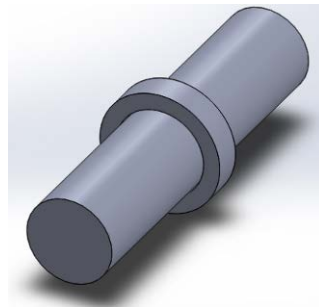


Figura 5 Simulación de ubicación del dispositivo sobre el antebrazo.

La suma de fuerzas utilizando la segunda ley de Newton para el sistema completo, ecuación 9 y 10.

$$M\ddot{x} = -Kx - C\dot{x} + k(x_1 - x) + c(\dot{x}_1 - \dot{x}) + F \quad (9)$$

$$m\ddot{x}_1 = -c(\dot{x}_1 - \dot{x}) - k(x_1 - x) \quad (10)$$

Obteniendo las expresiones para la formulación de Euler-Lagrange mediante el Lagrangiano $L = T - U$, donde T es la energía cinética y U es la energía potencial, representados por las ecuaciones 11 y 12.

$$T = \frac{1}{2} M\dot{x}^2 + \frac{1}{2} m\dot{x}_1^2 \quad (11)$$

$$U = \frac{1}{2} Kx^2 + \frac{1}{2} k(x_1 - x)^2 \quad (12)$$

Se requiere agregar un término más, ya que hay elementos que disipan energía (amortiguadores), ecuación 13.

$$D = \frac{1}{2} C\dot{x}^2 + \frac{1}{2} c(\dot{x}_1 - \dot{x})^2 \quad (13)$$

Los formulismos de Euler-Lagrange para dos grados de libertad se representan mediante las ecuaciones 14 y 15:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} - \frac{\partial L}{\partial x} + \frac{\partial D}{\partial \dot{x}} = F \quad (14)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}_1} - \frac{\partial L}{\partial x_1} + \frac{\partial D}{\partial \dot{x}_1} = 0 \quad (15)$$

Sustituyendo las ecuaciones 11, 12 y 13 se obtiene la expresión para el primer formulismo correspondiente al primer grado de libertad, representado por la ecuación 16.

$$M\ddot{x} + Kx - k(x_1 - x) + C\dot{x} - c(\dot{x}_1 - \dot{x}) = F \quad (16)$$

Realizando la misma sustitución, el segundo formulismo describe al segundo grado de libertad mostrado en la ecuación 17.

$$m\ddot{x}_1 + c(\dot{x}_1 - \dot{x}) + k(x_1 - x) = 0 \quad (17)$$

Se observa que los dos formulismos de Euler-Lagrange dan como resultado las mismas ecuaciones que las obtenidas por la segunda ley de Newton.

Ahora se proponen variables de estado que surgen de los formulismos tomando como base las variables generalizadas de posición (x , x_1) y velocidad (\dot{x} , \dot{x}_1) de cada masa:

$$z_1 = x$$

$$\begin{aligned}\dot{z}_1 &= \dot{x} = z_2 \\ \dot{z}_2 &= \ddot{x} = \frac{1}{M}(-Kz_1 - Cz_2 + k(z_3 - z_1) + c(z_4 - z_2) + F) \\ z_3 &= x_1 \\ \dot{z}_3 &= \dot{x}_1 = z_4 \\ \dot{z}_4 &= \ddot{x}_1 = \frac{1}{m}(-k(z_3 - z_1) - c(z_4 - z_2))\end{aligned}$$

Las variables de interés aparecen en las ecuaciones 18, 19, 20 y 21.

$$\dot{z}_1 = z_2 \quad (18)$$

$$\dot{z}_2 = \frac{1}{M}(-Kz_1 - Cz_2 + k(z_3 - z_1) + c(z_4 - z_2) + F) \quad (19)$$

$$\dot{z}_3 = z_4 \quad (20)$$

$$\dot{z}_4 = \frac{1}{m}(-k(z_3 - z_1) - c(z_4 - z_2)) \quad (21)$$

Para observar el comportamiento del sistema con y sin absorbedor de vibración se llevan a cabo simulaciones del espacio de estados. En estas simulaciones se indican los parámetros del sistema (masas, constantes de resorte y amortiguador, frecuencias de oscilación, coeficientes de amortiguamiento y fuerzas externas de entrada) tal que se pueden obtener gráficos de la respuesta del sistema con respecto al tiempo. Recapitulando, los parámetros físicos son:

- Masa del sistema principal (M): 1.61 kg
- Constante de resorte del sistema principal (K): 1,589.01N/m
- Constante de amortiguador del sistema principal (C): 4.04 Ns/m
- Frecuencia natural: 5 Hz (31.416 rad/s)
- Coeficiente de amortiguamiento (ζ): 0.04
- Masa del sistema de absorción (m): 0.322 kg
- Constante de resorte del sistema de absorción (k): 317.8 N/m
- Constante de amortiguador del sistema de absorción (c): 2.02 Ns/m
- Frecuencia natural: 5 Hz (31.416 rad/s)
- Coeficiente de amortiguamiento del sistema de absorción (ζ_a): 0.1

Las ecuaciones de estado a simular son las que corresponden a las variables $\dot{z}_1, \dot{z}_2, \dot{z}_3, \dot{z}_4$. La fuerza de entrada del sistema principal es una fuerza oscilatoria que guarda relación con la frecuencia natural del sistema, para esto se propone una entrada que tiene la forma de la ecuación 22.

$$F = A_0 \sin(\omega_d t + \varphi) \quad (22)$$

En dónde:

- ω_d es la frecuencia amortiguada del sistema
- φ es el ángulo de desfase
- A_0 es la amplitud de las oscilaciones

Para obtener los parámetros de la fuerza se requiere calcular ω_d mediante la ecuación 23.

$$\omega_d = \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2} = (31.416) \sqrt{1 - (0.04)^2} = 31.39 \text{ rad/s} \quad (23)$$

El ángulo de desfase (φ) es muy pequeño, tal que se desprecia y no aporta componente a la fuerza. La amplitud de la fuerza A_0 es de aproximadamente 60° para este ejemplo, recordando que, al ser una enfermedad degenerativa, esta amplitud puede variar dependiendo del paciente.

3. Resultados

Se realiza una evaluación del desempeño del absorbedor de vibraciones mediante simulaciones, en las cuales se observa una comparación de la amplitud de los movimientos oscilatorios. En la figura 6 se observa el gráfico de la fuerza de entrada. Esta fuerza no es parte del sistema, solo es una representación del movimiento oscilatorio natural del antebrazo, esto es, la posición x_0 del modelo mostrado en la figura 1. La figura 7 corresponde a la respuesta del sistema principal sin absorbedor de vibración, posición x_1 del modelo base. Esta posición corresponde a la posición dinámica del antebrazo con sus respectivas consideraciones físicas. La figura 8 es la respuesta del sistema principal acoplado al absorbedor de vibraciones, ante la entrada acoplada de fuerza, se observa la disminución de la amplitud de las oscilaciones en aproximadamente el 90% en un tiempo de 2.5 s. La figura 9 muestra

respuesta sin absorbedor y con absorbedor empalmadas, a fin de comparar las amplitudes.

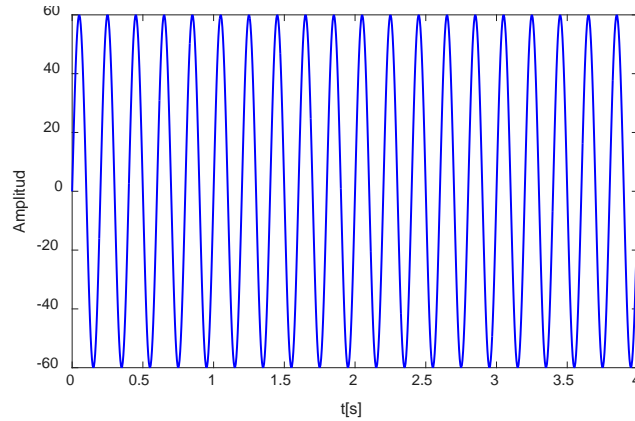


Figura 6 Fuerza de forma senoidal de entrada.

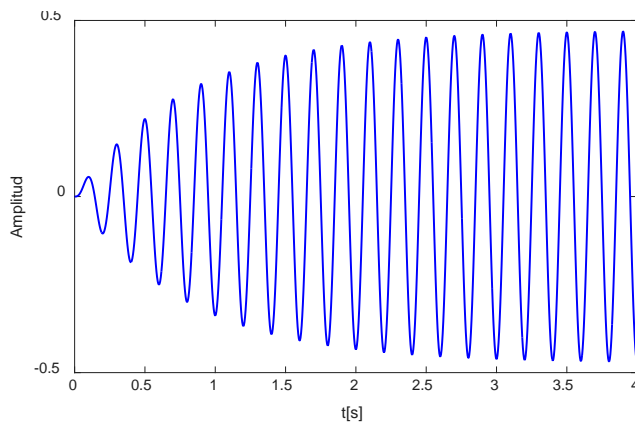


Figura 7 Respuesta del sistema principal sin absorción de vibraciones.

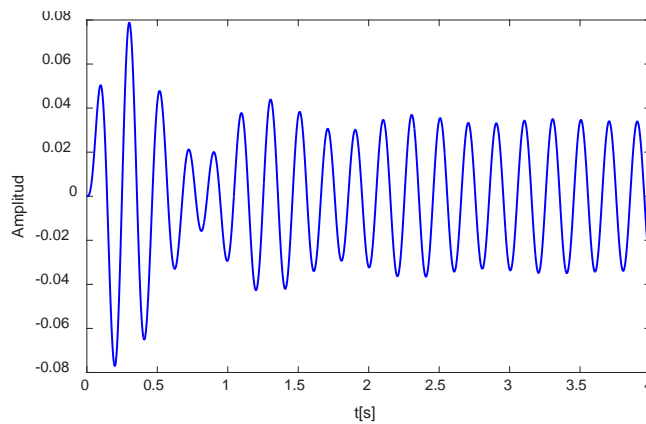


Figura 8 Respuesta del sistema principal con absorción de vibraciones.

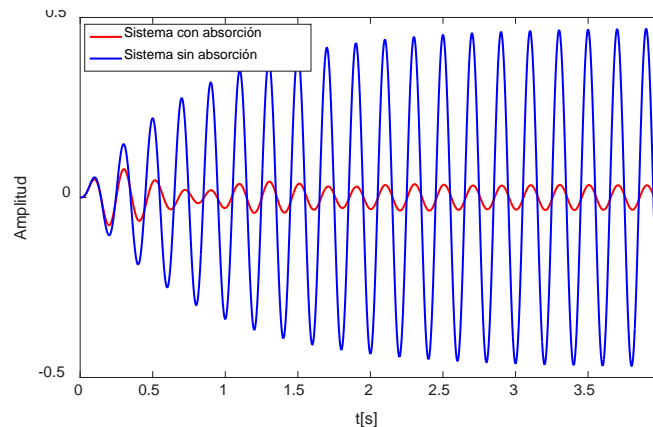


Figura 9 Comparación de amplitudes con y sin sistema de absorción de vibraciones.

4. Discusión

Un sistema de absorción de vibraciones usualmente se piensa de manera casi inmediata para dar solución a problemas de ingeniería, sin embargo, su potencial va mucho más allá. En el caso particular analizado, las oscilaciones del sistema principal no eran de magnitud importante al ser un caso de un paciente en etapa temprana de la enfermedad. Sin embargo, ajustando los parámetros de amortiguamiento se puede modificar la respuesta del sistema ante un estímulo de diferente amplitud. Se propuso analizar mediante simulaciones, la respuesta de un sistema que presentaba oscilaciones ante un sistema secundario de absorción de vibraciones. En este caso el sistema es un antebrazo con temblores en pronación-supinación. El sistema de absorción es pasivo, es decir, no incluye motores o sensores. Cabe recalcar que las consideraciones para llevar el sistema no lineal a un esquema lineal limitan la efectividad del dispositivo, ya que no se consideran particularidades del sistema, como armónicos de la señal o movimientos en otros planos. Sin embargo, tomando en cuenta estas consideraciones y evaluando el desempeño, las oscilaciones disminuyen a niveles en los que se consideran inexistentes, es decir, una atenuación superior al 90% de la amplitud.

5. Conclusiones

El sistema de absorción presentado atenúa los movimientos oscilatorios en aproximadamente un 90%.

No se logra una eliminación total de los temblores por diversos factores, como:

- Se utiliza un modelo lineal para representar un fenómeno no lineal, por lo que no se consideran todos los aspectos reales del sistema.
- Un sistema de absorción pasivo no presenta un desempeño total como uno activo, sin embargo, el uso de este tipo de sistemas se basa en la practicidad para los pacientes.
- Mas allá del desempeño reducido de los absorbedores pasivos, el ajuste de los parámetros se ve limitado por el peso total que puede implementarse en un dispositivo que entra en contacto con el cuerpo humano, sin producir fatiga muscular.

Sin embargo, este sistema tiene la ventaja de poder ajustarse para atenuar de manera efectiva a una frecuencia fundamental y una banda estrecha de frecuencias alrededor de éstas, considerando que la necesidad de ajuste para mantener el desempeño va de algunos meses hasta años. Una posible construcción e implementación de este dispositivo ayudaría a las personas con este padecimiento a mejorar su calidad de vida.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Aviñó F. C., Maneiro C., Clemente B., *Neurorrehabilitación en la enfermedad de Parkinson*, Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, Revista de Neurología, Hospital de Palamós, Girona, España, 2007.
- [2] Bojarski J. K., *Enfermedad de Parkinson, Guía terapéutica de la Sociedad Catalana de Neurología*, Fundación de la Sociedad Catalana de Neurología, España, 2016.
- [3] Buki E., Katz R., Zacksenhouse M., Schlesinger I., *Vib-bracelet: a passive absorber for attenuating forearm tremor*, Medical and Biological Engineering Computational, núm. 56, pp. 923-930, 2018.
- [4] Disandro J. M., *Absorbedores Dinámicos de Vibraciones*, Catedra: Vibraciones, Universidad de la Plata, Facultad de Ingeniería, Departamento de Ingeniería Aeronáutica, La plata, Argentina, 2017.

- [5] Charney P., Malone A., *Pocket Guide to Nutrition Assessment*, third edition, Academy of Nutrition and Dietetics, 2016.
- [6] Marín D., Carmona H., Ibarra M., *Enfermedad de Parkinson: fisiopatología, diagnóstico y tratamiento*, *Revista de la Universidad Industrial de Santander*, vol. 50, núm. 1, p.p. 79-92, 2018.
- [7] Moreno J. S. S., Millán P. A., Henao O., *Introducción, epidemiología y diagnóstico de la enfermedad de Parkinson*, *Consenso de la Asociación Colombiana de Neurología Sobre Enfermedad de Parkinson*, *Acta de Neurología Colombiana*, 2019.
- [8] Rao S., *Vibraciones Mecánicas*, ed. Pearson, quinta edición, p.p. 702-711, 2012.
- [9] Sánchez E., González A., Vicuña J., Villamizar L., *Calidad de vida en los pacientes con enfermedad de Parkinson valorados en un hospital universitario de Bogotá, Colombia*, *Revista de Neurología Argentina*, vol. 11, núm. 3, p.p. 151-158. 2019.
- [10] Slotine J. J. E., Li W., *Applied Nonlinear Control*, Ed. Prentice Hall.
- [11] Smith N., *Liftware: Self-stabilizing Eating Utensils for Individuals with Hand Tremor*, 2015.
- [12] World Intellectual Property Organization, GyroGear Limited, *Tremor Stabilisation Apparatus And Methods*, 30 junio 2016.