



Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Biológicas

Laboratorio de Biología Interactiva

APLICACIÓN DEL FENÓMENO DE LA  
RESONANCIA ESTOCÁSTICA EN EL  
CONTROL MOTOR DE LA EXTREMIDAD  
SUPERIOR DEL HUMANO

Presenta

TORRES MONTIEL AXEL JESÚS

Tesis para obtener el grado de:

LICENCIATURA EN BIOLOGÍA

Asesor de tesis

D. en C. TAPIA LOPEZ JESUS ANGEL

Puebla, Pue., 27 de febrero del 2025

*“En este lugar no  
perdemos demasiado tiempo  
mirando hacia atrás, camina hacia  
el futuro, abriendo nuevas puertas y  
probando cosas nuevas, se  
curioso... porque nuestra  
curiosidad siempre nos conduce por  
nuevos caminos”*

*-Walt Disney -*

*A ti Mamá*

## **AGRADECIMIENTOS**

Con un profundo reconocimiento, extiendo mis más grandes y sinceras gratitudes a mi asesor de tesis, el Dr. en C. Jesús Tapia. Su docencia y dedicación dentro y fuera de las aulas, por la guía y dirección de esta investigación.

Agradecerles a los participantes por prestar de su tiempo y disposición para llevar a cabo las actividades de la investigación y la Facultad de Ciencias Biológicas en el Laboratorio de Biología Interactiva por el espacio donde realice los estudios.

A mis abuelos, Rafael Montiel e Isabel Esgua por siempre ser un ejemplo para mí en aspectos personales y de cómo salir adelante. Mis tíos Cesar Canales y Adriana Montiel por su apoyo incondicional en mi formación académica, por los consejos y amor que siempre me han brindado.

A la Dra. Marisol Sánchez Esgua le agradezco su apoyo por las reflexiones y consejos en el escrito de la tesis.

Sin dejar de mencionar el amor y animo que me dieron mis hermanos Alexa y Alain, mis dos grandes amores.

Y finalmente, extender todo mi respeto y admiración a mi madre Claudia Montiel por todo el esfuerzo y apoyo en general que me brindo en este proceso, por el amor que siempre me das y que sé que seguirás dando, por los momentos buenos y difíciles desde que comencé con mis estudios, este texto te lo otorgo a ti.

**NUNCA OLVIDES QUE TE AMO.**

# **ÍNDICE**

## **I.- Introducción general**

- 1.- Funcionamiento de los propioceptores
  - 1.1.-Tronco encefálico
  - 1.2.- Cerebelo
  - 1.3.-Funciones del cerebelo
- 2.- Mecanorreceptores y Propioceptores en los músculos de la muñeca
- 3.- Resonancia estocástica

## **II.-**

**Antecedentes.**

**III.- Hipótesis.**

**IV.- Objetivos.**

- 1.- Objetivo general
- 2.- Objetivos específicos

**V.- Materiales y Métodos**

- 3.1.- Construcción del prototipo electromecánico
- 3.2.-Prototipo Brazo
- 3.3.-Tamaño de muestra
- 3.4.-Pruebas de precisión

**VI.- Resultados.**

**VII.- Discusión.**

**VIII.-**

**Conclusión.**

**IX.- Referencias**

**Bibliográficas. X.- Anexos.**

**XI.- Códigos de Matlab, de Arduino usados en el trabajo**

## RESUMEN

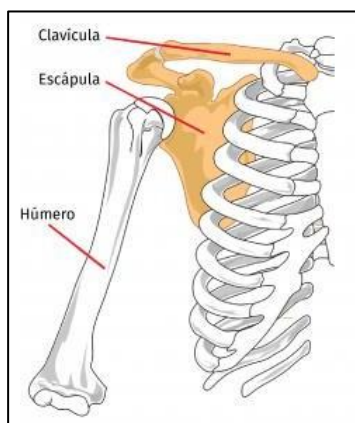
La resonancia estocástica, en sistemas no lineales, es un fenómeno caracterizado por un aumento de la respuesta del sistema inducido por un nivel particular de ruido de entrada en el sistema complejo, como es el sistema neuromuscular. El propósito de este trabajo fue demostrar que la resonancia estocástica es capaz de inducir cambios en la respuesta del control motor de la extremidad superior del humano. Se llevaron a cabo experimentos de puntería con un prototipo de dispositivo electromecánico que genera ruido mecánico externo. Se seleccionaron 20 sujetos experimentales, los cuales no referían alteraciones motoras aplicar la prueba de puntería. Al colocar el dispositivo electromecánico y generar perturbaciones en sujetos de estudio, observamos un comportamiento no lineal, es decir, para un nivel óptimo de ruido mecánico la dispersión de las trayectorias del puntero laser disminuye, sin embargo, observamos que no todos los sujetos experimentales exhibían este fenómeno. En conclusión, logramos construir un dispositivo electromecánico, controlado por un sistema Arduino, el cual permite generar perturbaciones mecánicas usando el movimiento de un contrapeso acoplado a un motor de corriente directa, esto puede tener aplicaciones en el diseño de herramientas que permitan mejorar la precisión motora en la extremidad superior y sean afectadas por las oscilaciones motoras causadas por la misma inestabilidad inherente al control de las extremidades.

Palabras clave: Ruido, Sistema, Estocástica, Fenómeno, Resonancia, Mecánica, Electromecánico, Perturbaciones

## INTRODUCCIÓN GENERAL

Cuando escuchamos los términos de músculos efectores de la flexión y extensión pensamos en las extremidades superiores o inferiores, en este caso el propósito de esta investigación se centra en la zona superior del cuerpo humano donde nos encontramos áreas importantes que van desde el hombro hasta la mano; en esta porción del cuerpo se encuentra una diversidad de músculos que se divide anatómicamente en cinco regiones principales: hombro, brazo, codo, antebrazo y mano. El hombro, que actúa como nexo entre el brazo y el tronco, se compone de dos subregiones: la región pectoral y la escapular. Por su parte, el brazo se extiende desde el hombro hasta el codo. Tanto el hombro como el brazo son fundamentales en la ejecución de los movimientos del miembro superior, ya que contienen estructuras clave como la articulación glenohumeral, considerada la más móvil del cuerpo humano

En los huesos del hombro y brazo se conectan con la extremidad superior con el tronco, principalmente tres que son: la clavícula, la escápula y el húmero (Véase Figura 1).



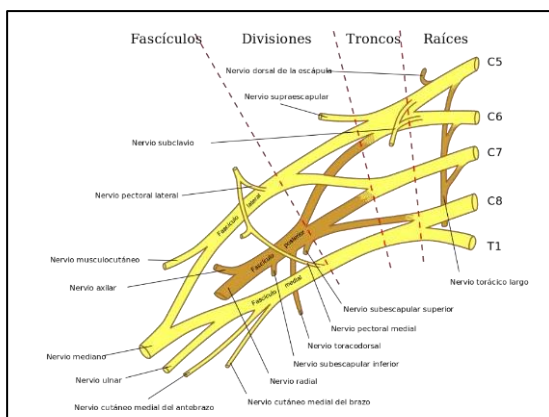
**Figura 1.** Anatomía de la región cintura escapular (Clavícula, Escápula, Húmero) (Ortells et al., 2019)

El húmero, principal hueso del brazo, se articula en su extremo proximal con la escápula para conformar la articulación glenohumeral, y en su parte distal con el radio y el cúbito, formando así la articulación del codo. De forma más general, la clavícula, junto con el esternón, cumple una función estabilizadora en la conexión entre el húmero y la escápula. Estas estructuras forman parte de la región conocida como cintura escapular, encargada de proporcionar soporte y movilidad al miembro superior (Alonso Calvo, 2005).

La articulación glenohumeral es una de las principales estructuras que integran la cintura escapular, y permite un rango amplio de movimientos del brazo. Esta articulación está formada por la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula, y se encuentra reforzada por diversos ligamentos que contribuyen a su estabilidad y evitan su dislocación durante el movimiento (Ortells et al., 2019)

La articulación glenohumeral es una de las principales estructuras que integran la cintura escapular, y permite un rango amplio de movimientos del brazo. Esta articulación está formada por la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula, y se encuentra reforzada por diversos ligamentos que contribuyen a su estabilidad y evitan su dislocación durante el movimiento (Ortells et al., 2019). Los músculos del hombro se dividen en dos planos, uno superficial y otro profundo, donde en el plano superficial solo se encuentra un solo musculo denominado deltoides.

El plano profundo cuenta con los músculos subescapular, supraespinoso, infraespinoso, redondo mayor y redondo menor, donde el subescapular tiene la acción abductora del humero y principalmente lleva la rotación interna, el supraespinoso tiene la acción abductora y de elevación de todo el brazo, el infraespinoso y el musculo redondo menor realizan una acción de giro del humero hacia fuera y el redondo mayor entra en acción cuando el omoplato se encuentra fijo provocando una abducción del brazo, pero cuando el humero es el fijo eleva el brazo, en el plano superficial donde se encuentran los músculos deltoides donde se llevan a cabo las acciones abductora y elevadora del brazo (Ruiz. J, 2005)



**Figura 2.** Nervios del brazo, Drake et al., (2010).

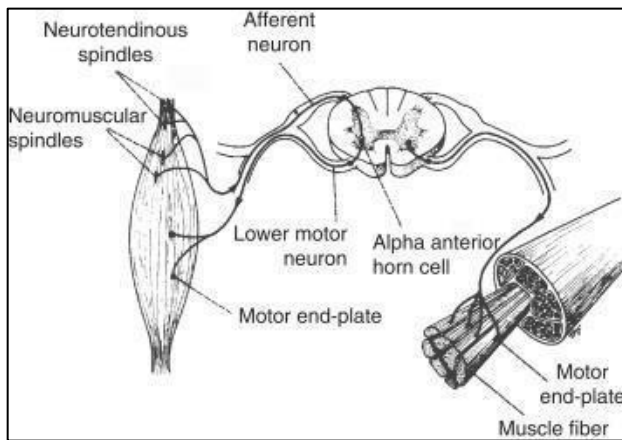
El brazo se divide en dos compartimentos musculares principales: el **compartimento braquial anterior**, que incluye músculos flexores como el bíceps braquial, el coracobraquial y el braquial; y el **compartimento braquial posterior**, el cual contiene únicamente al tríceps braquial, responsable de la extensión del brazo. La inervación de estas estructuras musculares proviene del plexo braquial, una red nerviosa formada por la unión de los ramos anteriores de los nervios espinales cervicales C5, C6, C7 y C8, con la incorporación del ramo anterior del primer nervio torácico (T1) (Autor, año).

En cuanto al músculo esquelético, está compuesto por tres elementos fundamentales: las fibras musculares (células contráctiles envueltas por el sarcolema), el tejido conjuntivo que las rodea y el sistema vascular que las nutre. Las **fibras musculares** pueden clasificarse en dos tipos principales: las **extrafusales**, que se localizan fuera de los husos musculares y están inervadas por motoneuronas alfa, son responsables de generar la mayor parte de la fuerza motora del músculo; y las **intrafusales**, que se encuentran dentro de los husos musculares. Estas últimas están inervadas tanto por una fibra sensitiva como por una motoneurona gamma, y su función principal no es la producción de fuerza, sino la modulación de la sensibilidad al estiramiento en las terminaciones aferentes

Los nervios del hombro incluyen el plexo braquial, el nervio craneal XI y los nervios supraclaviculares. El plexo braquial es único en todo el sistema nervioso por la cantidad de movimientos en los que está involucrado junto con los tejidos adyacentes que a su vez realiza diversas moviidades, se requiere de una diversa interacción de estructuras del sistema nervioso

en las que se encuentran organizadas bajo una jerarquización de orden, que van desde un nivel superior hacia un nivel inferior, en un primer orden encontraremos las neuronas motor gamma, estas van a estar inervando a las fibras musculares intrafusales de un órgano sensorial llamado huso muscular, este es una bolsa pequeña de fibras musculares que están situadas a lado de las fibras musculares esqueléticas extrafusales (Patrick R. 2014, pag 3-21).

Las motoneuronas se dividen en dos tipos, las motoneuronas superiores (se encuentran en ciertas regiones del tronco del encéfalo) e inferiores (se dividen en alfa y gamma), son las responsables de inervar las fibras musculares estafusales, esto para que el musculo genere fuerza (Velayos J. & Diéguez G. 2015, pag 33-34).



**Figura 3.** Esquema del sistema de control motor (Snell RS (1992) *Clinical Neuroanatomy for Medical Students*, 3rd edn., 130 pp. Boston: Little, Brown.)

### 1. MOTO NEURONAS ALFA

Las motoneuronas alfa residen en la materia gris hasta el hasta anterior de la medula espinal, estas a su vez tienen influencias de las proyecciones de neuronas motoras de la corteza motora (Figura 3).

### 1. MOTO NEURONAS GAMMA

Estas conocidas también como fusimotoras, se encuentran inervadas en

las fibras musculares a través de axones finamente mielinizados, y todo esto se encuentra dentro de los husos musculares.

### INTERNEURONAS

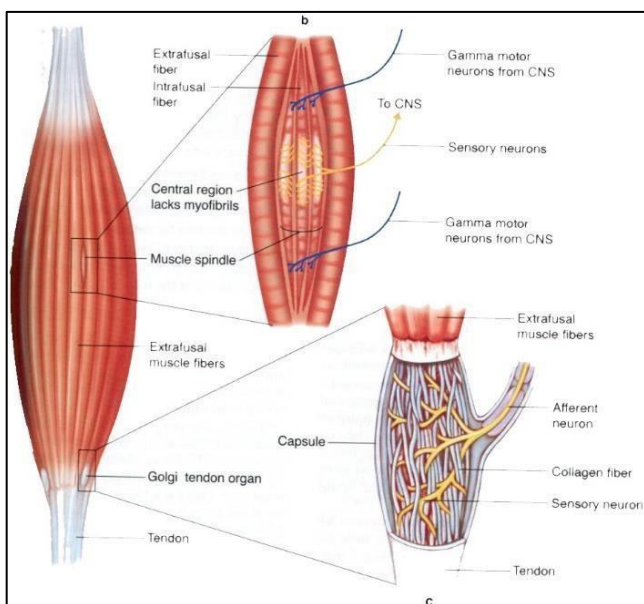


## 1.- Función de los propioceptores

Los propioceptores, derivados del latín "*proprius*", que se traduce como "propio", aportan información sobre la dirección del cuerpo en el espacio y la posición de los brazos, piernas y otras partes del cuerpo, se localizan en el músculo esquelético, cápsulas articulares y ligamentos. Dentro de los receptores sensitivos conocidos como propioceptores se encuentran los siguientes:

A) Husos musculares: El huso muscular es un receptor sensorial compuesto por fibras musculares llamadas fibras intrafusales que detectan estiramientos en los músculos, midiendo su longitud y velocidad. Transmite información al sistema nervioso central (SNC), inhibiendo la musculatura antagonista para facilitar el movimiento. En situaciones de estiramiento brusco o repentino, se activa el reflejo miotático que actúa como mecanismo de protección frente a lesiones por estiramientos excesivos (Ruiz. F. T. 2004).

B) Órganos tendinosos de Golgi: Ubicados en los tendones cerca de la unión miotendinosa encargados de medir la tensión del músculo. Se activa ante tensiones peligrosas en el complejo músculo-tendinoso sobre todo si es generada por el sujeto y no por factores externos, generando un reflejo de protección que logra la relajación de las fibras musculares. Este mecanismo, conocido como reflejo miotático inverso, requiere de 6-8 segundos de estimulación para su respuesta, a diferencia del huso muscular (Diaz J. L, 2012).



**Figura 5.** Observamos un músculo estirado de lado izquierdo, arriba a la derecha el huso muscular y derecha abajo vemos el Órgano de Golgi (Jreguart, 2017)

El movimiento voluntario del cuerpo humano es regulado por estructuras superiores del sistema nervioso central, localizadas en el encéfalo. Entre estas se distinguen cuatro áreas fundamentales:

**a) Corteza cerebral.** Esta región es responsable del control directo de los músculos esqueléticos, actuando a través de la médula espinal mediante vías nerviosas que conducen impulsos desde los centros superiores hacia los inferiores.

**b) Ganglios basales.** Situados en la base del encéfalo, por debajo de los hemisferios cerebrales, los ganglios basales participan en funciones clave como la iniciación del movimiento, así como en el ajuste de su velocidad y amplitud.

**c) Tronco encefálico.** Localizado en la base del encéfalo, el tronco encefálico actúa como vía de conexión entre la corteza cerebral y la médula espinal. Está compuesto por el tallo cerebral en su porción superior, fibras nerviosas en su parte media, y el bulbo raquídeo en el extremo inferior. Esta estructura alberga los núcleos de los nervios craneales y la formación reticular, la cual integra información proveniente de receptores articulares y musculares.

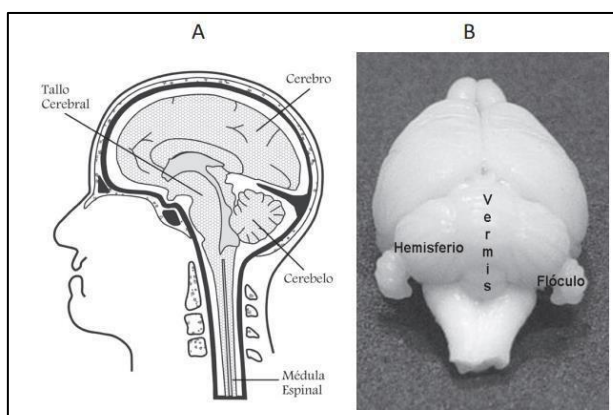
**d) Cerebelo.** Encargado de mantener el tono muscular, el cerebelo contribuye al control postural y a la coordinación sensitivo-motora. Esta estructura recibe señales necesarias para ejecutar con precisión distintas actividades musculares (Díaz, 2012).

### **1.1 Tronco encefálico.**

El tallo cerebral, compuesto por el mesencéfalo, la protuberancia y el bulbo raquídeo, actúa como un vínculo esencial entre la corteza cerebral, la materia blanca y la médula espinal. Esta estructura regula funciones vitales como la respiración, la actividad cardíaca y el control motor. El mesencéfalo se sitúa en la parte superior, mientras que la protuberancia actúa como un centro de tránsito para fibras nerviosas. El bulbo raquídeo conecta con la médula espinal y alberga centros que modulan funciones vitales. Además, el tallo encefálico alberga los núcleos de varios nervios craneales y la formación reticular, que juega un papel fundamental en la regulación de los ciclos de vigilia y sueño, además de modular la actividad motora. Los centros nerviosos ubicados en esta región procesan información proveniente de diversos receptores, lo que permite que los reflejos mediados por el tallo sean más complejos en comparación con aquellos originados en la médula espinal.

## 1.2 Cerebelo

El cerebelo del latín cerebellum o “pequeño cerebro” forma parte del SNC donde el cerebelo está compuesto por cerca de 100 mil millones de neuronas, superando en número a las de la corteza cerebral. Se encuentra ubicado en la fosa posterior del cráneo, en la línea media dorsal del tallo cerebral, justo por encima del techo del cuarto ventrículo (Figura 6). Se localiza en la fosa posterior del cráneo, detrás del tallo cerebral. Su estructura incluye el vermis, dos hemisferios cerebelosos y dos pequeños flóculos. Está dividido en tres regiones principales por fisuras transversales: la fisura primaria separa la región anterior y posterior, mientras que la fisura posterolateral divide la región posterior del lóbulo floculonodular.

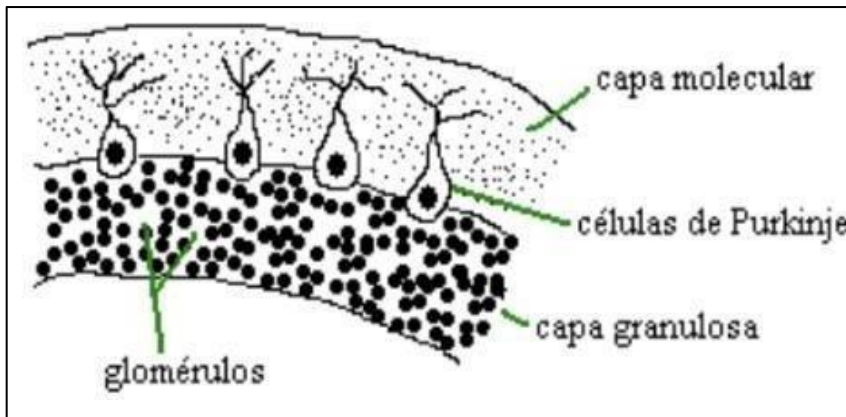


**Figura 6.** Anatomía del cerebelo (García *et al.*, 2009).

El cerebelo es responsable del tono muscular, postura dinámica, coordinación sensitivo- motora, equilibrio y aprendizaje motor, llegando la información a la corteza cerebral regulando características de movimiento como velocidad, dirección y magnitud de los músculos. Coordina la actividad muscular procesando información de la corteza cerebral, músculos y oído interno (García *et al.*, 2009)

El cerebelo se compone de una corteza de materia gris con tres capas (Figura 7).

- Capa molecular: Contiene axones de células granulares, dendritas de células de Purkinje, células estrelladas y en canasta.
- Capa intermedia: cuerpos neuronales de células de Purkinje.
- Capa granulosa: células granulares, de Golgi, de Lugaro y en forma de brocha.



**Figura 7.** Capas de la corteza cerebelosa (Cerebelo - Neuroanatomía UFRO, 2022).

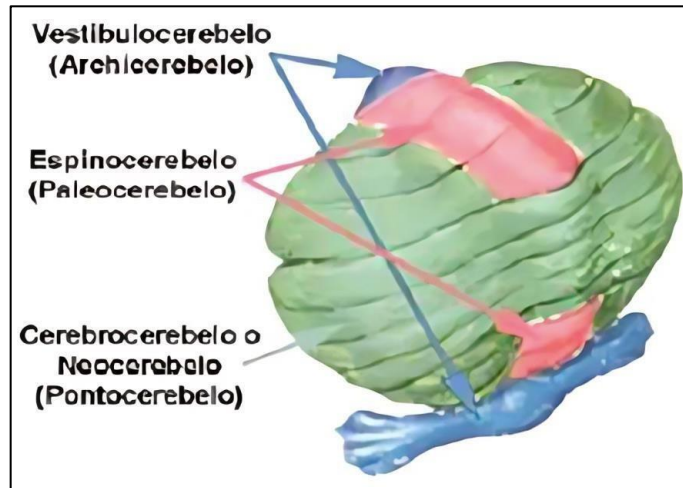
### 1.3 Funciones del Cerebelo.

El cerebelo cuenta con una parte interna y una externa. La parte externa se divide en tres áreas, según su desarrollo evolutivo y funcional (Figura 8).

**Arquicerebelo:** Compuesto por el lóbulo floculonodular Coordina movimientos oculares y cefálicos mediante aferencias del sistema vestibular y visual. Ayuda a los núcleos vestibulares a mantener el equilibrio.

**Paleocerebelo:** Compuesto por el vermis y paravermis, integra información sensorial del tronco y extremidades a través de sus conexiones medulares de cabeza y rostro a través de sus conexiones con el núcleo del trigémino y de los sistemas visual y auditivo

**Neocerebelo:** La última estructura del cerebelo regula movimientos de precisión en extremidades superiores y organiza temporalmente estos movimientos, relacionado directamente con la corteza cerebral ipsilateral, destacando su papel en la memoria motora (Dorado, 2012).

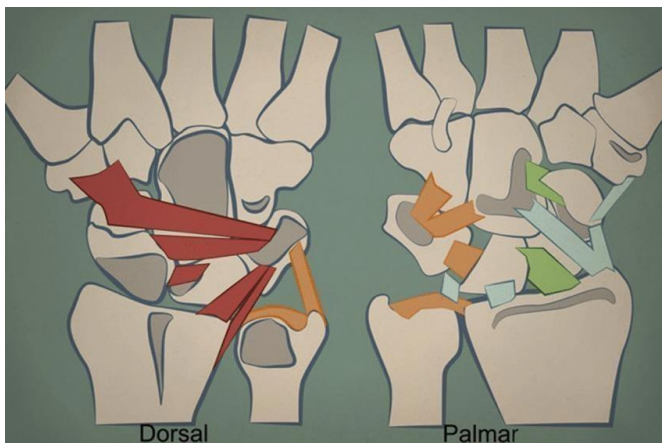


**Figura 8.** Zonas funcionales del cerebelo (Cerebelo - Neuroanatomía UFRO, 2022).

## 2.- Mecanorreceptores y Propioceptores en los músculos de la muñeca

La existencia de mecanorreceptores en los ligamentos palmares de la muñeca fue inicialmente documentada por Petrie *et al.* en 1974, que describe que los refuerzos fibrosos ayudan a la estabilización y restricción de movimientos articulares. Tras el descubrimiento de los mecanorreceptores en los ligamentos del carpo, se encontró la capacidad de mantener la cinemática articular, gracias a la generación de arcos reflejos en la contracción de determinados grupos musculares periarticulares, el diámetro de sección y la longitud del tendón determinara el grado de resistencia.

Los ligamentos de la muñeca presentan una función principalmente estabilizadora que se caracterizan por presentar una inervación limitada, esto se observa en los ligamentos que se localizan en la columna radial de la muñeca que soporta unas fuerzas de carga elevada y en los ligamentos dorsales de la muñeca presentan un número superior de mecanorreceptores y fascículos nerviosos, por lo que son claves para la transmisión de información propioceptiva (Lerma, E, 2016).



**Figura 9.** Mecanorreceptores de la muñeca, de lado izquierdo se encuentran los ligamentos dorsales y de lado derecho los ligamentos palmares (Lerma, E. G., Baixauli, V. C., Selma, F. C., & García, F. L., 2016).

En la cinética carpiana, se identifican dos fases en el proceso de estabilización: la **fase estática o primaria**, donde intervienen los ligamentos y las superficies articulares; y la **fase dinámica o secundaria**, en la que los músculos motores periarticulares participan en respuesta a los arcos reflejos desencadenados por los mecanorreceptores capsulo-ligamentosos (Lluch, 2018) .

### **Tipos de fibras nerviosas que suplen las articulaciones y músculos**

Las fibras nerviosas sensitivas corresponden a la prolongación periférica del axón pseudounipolar de las neuronas sensoriales. Su clasificación tradicional se basa en sus características estructurales y en la velocidad con la que conducen los impulsos, . las fibras más rápidas se denominan tipo A y se dividen en subgrupos  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\delta$ , de mayor a menor velocidad de conducción. Sin embargo, se ha planteado una clasificación más reciente que considera la velocidad de conducción de la fibra aferente primaria en vez del tipo de fibra. Con este enfoque se distinguen cuatro grupos principales (Vega, J. A., 1999).

- a) Fibras A $\alpha$ -grupo I: corresponden a mecanorreceptores de bajo umbral, e incluye aferencias provenientes tanto de músculos como de la piel
- b) Las A $\beta$ -grupo II: también son mecanorreceptores, encargados de percibir estímulos cutáneos relacionados con la posición y el movimiento. Participan en la detección de la posición de músculos y articulaciones, y pueden responder a ciertos estímulos nociceptivos de tipo mecánico.
- c) Las A $\delta$  grupo III: presentan cierto solapamiento funcional y están compuestas por mecanorreceptores cutáneos no nociceptivos, nociceptores sensibles al dolor mecánico o térmico, así como termorreceptores cutáneos.
- d) Fibras C - Grupo IV: están asociadas principalmente a la transmisión de señales nociceptivas y a la percepción del dolor.

Los propioceptores cervicales juegan un papel importante en la compensación de los giros del cuerpo en relación con la cabeza. El núcleo prepósito, ubicado en la región bulbar, integra información proveniente de los sistemas visual, vestibular y cervical, y participa en la generación de movimientos oculares rápidos, tanto horizontales como verticales, así como movimientos lentos en el plano horizontal, ajustando la velocidad del movimiento ocular para coincidir con la del objeto en movimiento.

En técnicas terapéuticas, la tracción y la aproximación son métodos efectivos para estimular los

impulsos propioceptivos que se originan en las estructuras articulares. La tracción implica la separación de las superficies articulares a lo largo de toda la amplitud del movimiento, favoreciendo el deslizamiento articular. Por otro lado, la aproximación o compresión simula la carga normal sobre las superficies articulares, facilitando movimientos de extensión y activando los propioceptores, especialmente los corpúsculos de Pacini (Kaltenborn, 2010).

### **3.- Resonancia estocástica**

La resonancia estocástica (SR) es un fenómeno típico de sistemas no lineales, que se caracteriza por un incremento en la respuesta del sistema cuando se introduce un nivel específico de ruido en la entrada. En psicofísica, este fenómeno se interpreta como un efecto en el que un ruido óptimo sincronizado con el estímulo facilita que este supere el umbral sensorial (Claudio et al., 2006). La SR implica que la relación señal-ruido alcanza un máximo en presencia de un nivel óptimo de ruido, lo cual potencia señales subumbrales hasta niveles detectables, favoreciendo el procesamiento neuronal y la transducción sensorial. Además, este fenómeno actúa como un amplificador de energía en tejidos biológicos, generando efectos significativos en el sistema (McCraty, 1995).

Diversos estudios psicofísicos han demostrado que niveles específicos de ruido táctil pueden mejorar la detección de estímulos que normalmente se encuentran por debajo del umbral sensorial, atribuyéndose esta capacidad a la resonancia estocástica. En humanos, Collins et al. (1996b) evidenciaron que la aplicación de ruido incrementaba la sensibilidad para detectar estímulos táctiles subumbrales. En el ámbito motor, Fallon et al. (2004) mostraron que el ruido de banda ancha (0-300 Hz) mejoraba la sensibilidad aferente de los órganos tendinosos de Golgi y los husos musculares primarios y secundarios en gatos, resultados consistentes con investigaciones previas en humanos (Cordo et al., 1996). Más recientemente, Martínez et al. (2007) reportaron que la SR aumentaba la amplitud del reflejo monosináptico en la médula espinal de gatos. Sin embargo, aún existe poca información sobre el papel de la resonancia estocástica en la coordinación sensoriomotora cuando intervienen mecanorreceptores cutáneos, husos musculares, órganos tendinosos y motoneuronas

## ANTECEDENTES

Medina (2006) investigó la función de los mecanorreceptores en el sistema nervioso central, describiendo cómo los axones transmiten impulsos eléctricos que permiten detectar estímulos. Estos impulsos viajan por fibras nerviosas cuya velocidad depende de su grosor, oscilando entre 1 y 100 m/s. En su estudio, se aplicó ruido táctil subumbrales espacialmente coincidente con estímulos táctiles en múltiples puntos de estimulación en el dedo índice de la mano derecha, lo que aumentó significativamente la tasa de detección positiva en comparación con la presencia de ruido en todos los puntos simultáneamente.

En un estudio aleatorizado, Faes, Salathe, Cébe, Szukics y Elfering (2020) evaluaron los efectos musculoesqueléticos y cognitivos de la vibración corporal con resonancia estocástica (SR-WBV) en 28 adultos sanos. Los participantes fueron asignados a una condición de tratamiento (6 Hz) o a una simulación (2 Hz). Tras el entrenamiento, se observó una mejora significativa en el control inhibitorio medido con la prueba de Stroop, reducción de rigidez muscular, aumento de relajación y mejora en el sentido del equilibrio, en comparación con la condición simulada, sin encontrar efectos significativos en la estabilidad postural.

Gutiérrez Gómez (2015) exploró el efecto del ruido auditivo en la vía auditiva humana mediante la presentación binaural de señales de ruido blanco gaussiano no correlacionadas. El estudio, con nueve sujetos, mostró que un nivel intermedio de ruido aumentaba la coherencia eléctrica entre los lóbulos temporales derecho e izquierdo, revelando la resonancia estocástica interna (REI) en el procesamiento auditivo cortical.

Por su parte, Méndez-Balbuena et al. (2012) realizaron un experimento con ocho sujetos diestros para evaluar si un ruido mecánico gaussiano específico (0-15 Hz) aplicado al dedo índice mejora la compensación de una fuerza estática. Los resultados indicaron que un nivel óptimo individual de ruido en ese rango de frecuencia mejoró significativamente el desempeño en tareas sensoriomotoras.

Finalmente, Medina Daza (2006) diseñó un protocolo experimental para seis sujetos en el que se aplicaron estímulos táctiles de pulso rectangular en el dedo índice, evaluando umbrales de percepción con y sin ruido subumbral. Los resultados indicaron que un nivel pequeño y no nulo de ruido, denominado ruido óptimo, mejoraba la percepción táctil de forma estadísticamente significativa, actuando como un “pedestal” que potencia la detección del estímulo cuando coincide en tiempo y duración con él. Después de investigar el resultado de la Resonancia Estocástica en otros sistemas uno de los campos de aplicación del estudio podría ayudar a mejorar la calidad de vida de algunos pacientes con enfermedades neurodegenerativas como el Parkinson, uno de los factores de riesgo más evidentes en el desarrollo de la enfermedad de

Parkinson es la edad. Aunque en la mayoría de los casos esta afección se manifiesta después de los 60 años, entre el 5% y el 10% de los pacientes presentan un inicio temprano antes de los 50 años. Esta forma temprana puede tener un origen hereditario, aunque no siempre es así, ya que también se ha asociado con mutaciones genéticas específicas. De hecho, ciertos casos pueden explicarse por variantes genéticas concretas; sin embargo, se considera actualmente que la enfermedad de Parkinson surge como resultado de una interacción compleja entre predisposición genética y factores ambientales, como la exposición a ciertas toxinas (Martínez-Fernández et al., 2016). En cuanto a sus manifestaciones clínicas, la enfermedad de Parkinson se caracteriza principalmente por cuatro síntomas: temblores en extremidades, mandíbula o cabeza; rigidez muscular mantenida; lentitud en los movimientos; y alteraciones en el equilibrio y la coordinación, las cuales pueden derivar en caídas frecuentes.

Por su parte, el temblor fisiológico consiste en contracciones musculares involuntarias y rítmicas que originan sacudidas en diferentes zonas del cuerpo, siendo las manos las más comúnmente afectadas. No obstante, también puede presentarse en brazos, piernas, cabeza, cuerdas vocales y tronco. Esta alteración puede manifestarse de forma continua o intermitente, aparecer de manera aislada o ser consecuencia de otra patología neurológica

(Pedro & Idania, s. f.). Aunque puede surgir a cualquier edad, el temblor es más prevalente en personas de mediana edad y en adultos mayores, afectando por igual a hombres y mujeres. Entre las enfermedades neurológicas que pueden estar relacionadas con el temblor se encuentran la esclerosis múltiple, los accidentes cerebrovasculares, los traumatismos craneoencefálicos y las enfermedades neurodegenerativas como el Parkinson.

Esta información fue vital para saber en qué nicho será útil la investigación y a que pacientes les puede ser útil un dispositivo electromecánico para poder regular esos movimientos involuntarios que se generan por una enfermedad degenerativa o por algún trastorno de movimiento.

## **Hipótesis.**

La puntería de un individuo mejora cuando se aplica un nivel de ruido mecánico óptimo, mediante el fenómeno de la resonancia estocástica del sistema neuromuscular.

## **Objetivos.**

### **Objetivo general:**

Demostrar que la resonancia estocástica es capaz de presentar cambios observacionales con respecto al control motriz de la extremidad superior, con respecto a la creación de un ruido mecánico externo

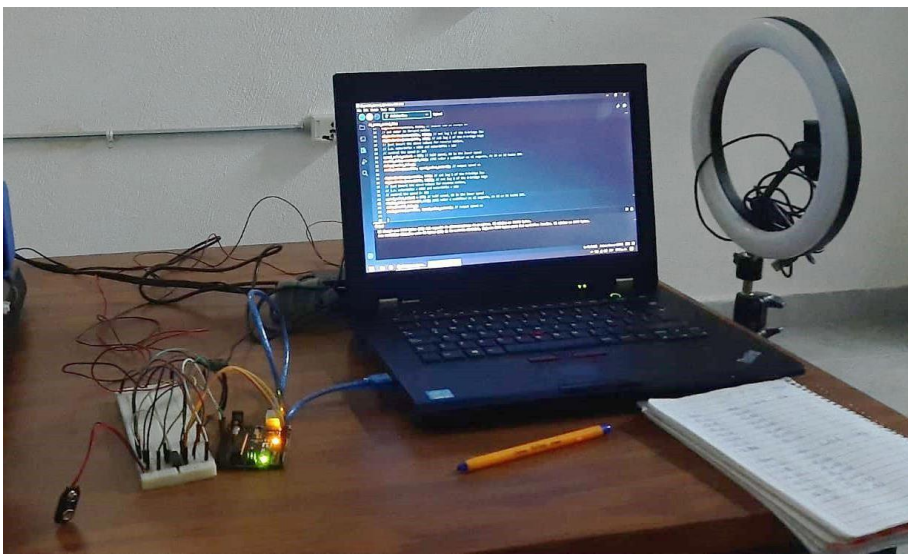
### **Objetivos específicos:**

1. Diseñar un modelo de la extremidad superior para la realización de pruebas control antes de su uso en voluntarios.
2. Programar el software para utilizar a través de códigos el control del motor.
3. Realizar el mecanismo del motor que llevara la estimulación mecánica al brazo del voluntario.
4. Análisis de las variaciones observadas mediante las pruebas realizadas por los sujetos de experimentación, a través de una evidencia grabada.

## Materiales y Métodos .

### 4.1 Construcción del prototipo electromecánico

En este apartado se describe el protocolo de los experimentos propuestos el cual contempló como inició la elaboración de un dispositivo electromecánico que generó torques aleatorios todo esto a través de una placa Arduino, que se conectó al computador donde se controló la velocidad de movimiento efectuado, eso fue la base para conocer el rango estándar del cual se utilizaron valores de 10 – 140 rps que se utilizaría en humanos (Figura 10).



**Figura 10.** Placa Arduino conectada a la computadora a través del programa de Arduino IDE donde se controlaba la aleatoriedad de giro del electro mecanismo.

### 4.2 Prototipo Brazo

Después de conocer los valores que utilizamos, se creó un prototipo de brazo humano hecho con trozos de tubo PVC (Figura 11), para que fungiera como un brazo extendido al frente, esto nos ayudó para tener una base de datos a la cual llamamos control, ya que a través de la puntería que tendría el

sujetos de experimentación al tratar de apuntar un láser a una hoja con dos puntos de precisión a una distancia de 1.50 metros, veríamos si esta mostraba una mejora significativa. Se realizaron un total de 2 pruebas con el prototipo, la primera prueba tuvo 10 ensayos y la segunda prueba un total de 13 ensayos, cada ensayo consistió en la colocación del prototipo a la distancia ya marcada y se hacía toma de evidencia tras un clip de video con una duración de 30 segundos



**Figura 11.** Prototipo de brazo humano, su realización fue hecha para las pruebas de control, antes de poderlas realizar en humanos, su construcción fue hecha con pedazos de tubo PVC, una base de cemento y un poco de alambre para mantener el tubo en un ángulo de 90° grados esto para asemejar la posición de un brazo extendido al frente

Después de la construcción del brazo y utilización en los ensayos se tomó en cuenta para crear una banda ajustable al prototipo electromecánico que se colocaría en los sujetos de experimentación para realizar la actividad que había hecho el brazo (Figura 12).



**Figura 12.** Prototipo electromecánico con banda ajustable, se creó con tela de resorte que sostenía el mecanismo y tela velcro que cubriría la zona de la muñeca de los pacientes

### **4.3 Tamaño de muestra**

Durante las sesiones experimentales se realizaron pruebas donde se utilizó la precisión de 20 voluntarios los cuales recurrían en un rango de edad de los 16 – 48 años de edad, la población estudio incluyó a 12 mujeres y 8 hombres sin ningún antecedente de enfermedades neurológicas. Se realizó un total de 10 pruebas por cada paciente, donde se registraban diferentes frecuencias de movimiento esto tenía un rango de 10 a 140 , todo esto con ayuda del prototipo fabricado a través de la tarjeta Arduino que registró la información y se interpretaba en el dispositivo que realizaba movimientos aleatorios , este a su vez se regulaba a través de la aplicación de Arduino IDE como se hizo en las pruebas de control con el prototipo del brazo, los sujetos experimentales se dedicaron a apuntar hacia un espacio previamente marcado por dos puntos de referencia en que llamamos diana, en esta se hicieron marcas ya que era prescindible puntos de referencia para ingresar toda esta información al programa Matlab el cual determinó la distancia que había en pixeles entre el punto A y B (Figura 13), después el programa tomó como indicador la luz que emitió el láser para realizar los cálculos del recorrido total que hizo, esto para conocer en que valores se tenía un umbral alto al movimiento que generaba el prototipo en los voluntarios.



**Figura 13.** Hoja de marcaje (diana) es donde se emite la luz del láser y donde se centraba la grabación en video, con la finalidad de tener un recorrido completo en imagen desde el punto A al punto B

#### 4.4 Pruebas de precisión

En las pruebas de precisión los 20 voluntarios asistían a una sola sesión, se hizo la actividad con un grupo de 5 participantes iniciales a los cuales se les explico en lo que consistía la

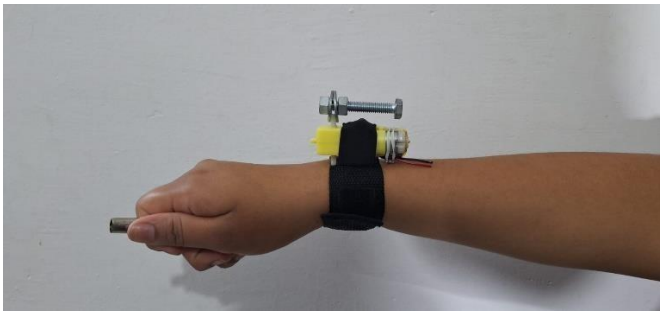


**Figura 14.** Paciente tomando la posición indicada para llevar a cabo la toma de ensayos

actividad, donde ellos observaban la posición en la que se tenían que sentar (Figura 14 y 15) y colocar el brazo y la forma en que se movería el prototipo, la practica tomaba un tiempo de trabajo de 30 minutos, donde se repartieron en etapas de 4 ensayos con un descanso de 5 minutos, después otros 4 más y un mismo tiempo de descanso para finalizar con dos últimos ensayos, cada ensayo tenía una evidencia en video que era ingresado al programa diseñado en Matlab, así se hizo con cada uno de los voluntarios.

Después de la toma de evidencias, los datos tomados en video fueron trasladados a Matlab donde con el código se extrajo fotograma por fotograma la trayectoria del punto laser que realizó durante los

distintos ensayos, con esta información realizamos una gráfica de las coordenadas del láser y así poder tener un gráfico con los datos donde se nota un estímulo subumbral, todo esto se realizó con los 20 voluntario



**Figura 15.** Forma en la que el paciente toma el puntero laser, mientras el prototipo electromecánico cumple la función rotativa

## **PRUEBA DE ANOVA**

Estudios relacionados en RE se evalúan diferentes niveles de ruido (ninguno, bajo, medio y alto) para ver cómo afecta el desempeño motor donde obtenemos variables tanto dependientes como independientes:

Variable dependiente – medida del rendimiento del motor (error angular, fuerza, velocidad y suavidad del movimiento)

Variable independiente – condiciones experimentales (niveles de ruido)

ANOVA compara la varianza entre grupos, referente a los distintos niveles de ruido con la varianza dentro de los grupos ya que compara la variabilidad individual. Si la varianza entre grupos es significativamente mayor que la interna → el ruido influye en el desempeño y si no hay diferencias significativas → el ruido no tuvo efecto medible.

Se espera que exista un nivel óptimo de ruido que mejore el control motor (curva en forma de U invertida) y esta técnica permite detectar si ese efecto es estadísticamente significativo. Después de la ANOVA, se usó la prueba post hoc de Bonferroni, que nos ayuda a comparar pares de condiciones:

Sin ruido vs. Ruido medio

Ruido bajo vs. Ruido alto

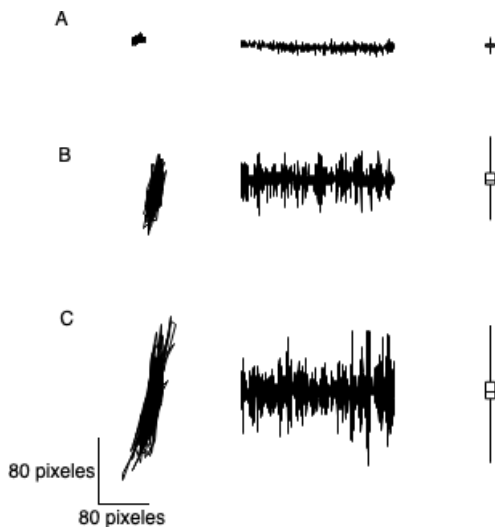
Sin ruido vs. Ruido alto

Ruido medio vs. Ruido alto

Ruido bajo vs. Ruido medio

## Resultados

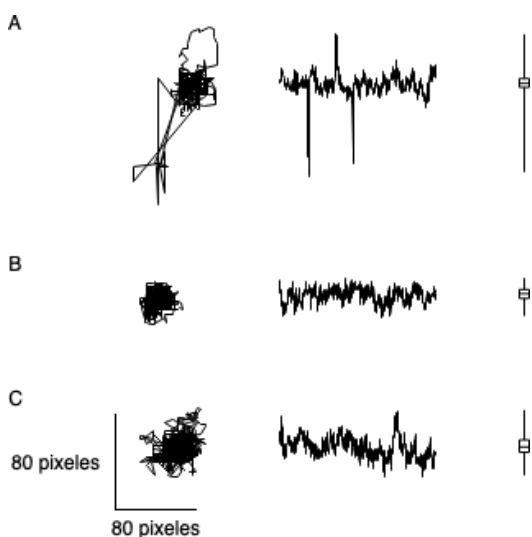
La aplicación de las perturbaciones mecánicas sobre el modelo de brazo generó una dispersión creciente de la ubicación de la punta laser, es decir, conforme aplicábamos más torque en el dispositivo electromecánico, mayor resultaba el desplazamiento del punto laser. En la **Figura 16** se muestran los trazos característicos de la posición del puntero laser en tres condiciones que denominamos baja, intermedia u óptima y alta. En el caso de la perturbación baja, se colocó un torque mínimo, debido a que la posición del punto laser no se movía de modo que pudiéramos percibir un desplazamiento con nuestra cámara (Figura 1A). El trazo central del panel A, corresponde a la distancia del apuntador contra un punto de referencia ubicado en el extremo inferior derecho. En el caso del panel B, se trata de un valor intermedio del torque aplicado. Por último, en el panel C, se muestra el trazo obtenido cuando el torque aplicado fue máximo. Cabe señalar que, debido a la naturaleza del dispositivo electromecánico, las perturbaciones mecánicas se produjeron sobre el eje de rotación del motor de CD del dispositivo, tal y como se observa en los paneles B y C de la **Figura 16**. Donde el desplazamiento genera trayectorias acumuladas que casi trazan una línea vertical.



**Figura 16.** Dispersión del puntero laser a causa de distintas intensidades de perturbaciones mecánicas en un modelo de brazo. A) Sin perturbación, B) Con perturbación óptima y C) con perturbación alta. En la columna de la izquierda se muestra la trayectoria acumulada del

puntero sobre la diana, en la columna central se presenta el radio calculado de las trayectorias del puntero, y en la columna derecha se muestra la gráfica de caja y bigotes correspondiente.

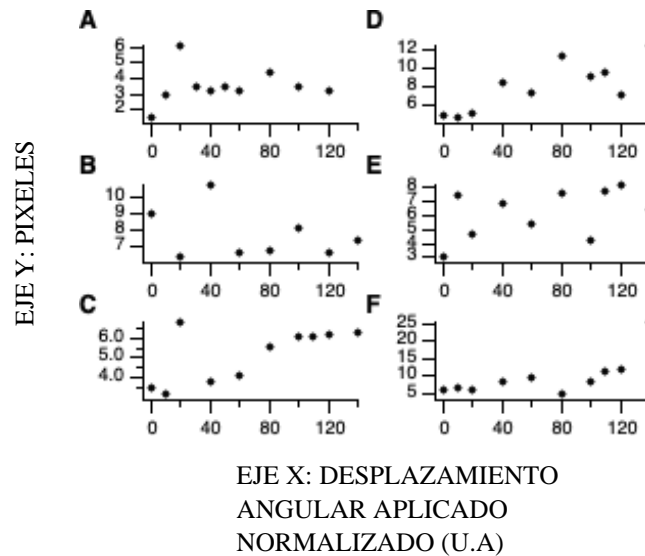
Al colocar el dispositivo electromecánico y generar perturbaciones en los sujetos de estudio, observamos un comportamiento no lineal, a diferencia del modelo de brazo. En la Figura 17 se muestran estos resultados. Para un ruido mínimo la trayectoria del puntero laser muestra una dispersión significativamente mayor que para el caso de cuando se aplica el ruido óptimo ( $p < 0.05$ ). Sin embargo, al incrementar el torque de las perturbaciones, la dispersión incrementa de modo que ahora no hay diferencias significativas al comparar con la perturbación mínima ( $p > 0.05$ ). Algo interesante es que dejamos de observar el componente vertical del torque que detectábamos en el modelo de brazo.



**Figura 17.** Dispersión del puntero laser a causa de distintas intensidades de perturbaciones mecánicas en sujetos humanos. A) Sin perturbación, B) Con perturbación óptima y C) con perturbación alta. En la columna de la izquierda tenemos la trayectoria acumulada del puntero sobre la diana, en la columna central mostramos el radio calculado de las trayectorias del puntero, y en la columna derecha se muestra la gráfica de caja y bigotes correspondiente.

Al comparar los datos de todos los participantes, observamos que no todos exhibían este fenómeno de reducción de dispersión al aplicar un ruido mecánico óptimo. Algunos de ellos mostraban un incremento lineal de la dispersión del puntero laser, entre más grande la perturbación mayor era la dispersión de las trayectorias del apuntador (Figura 17). En total,

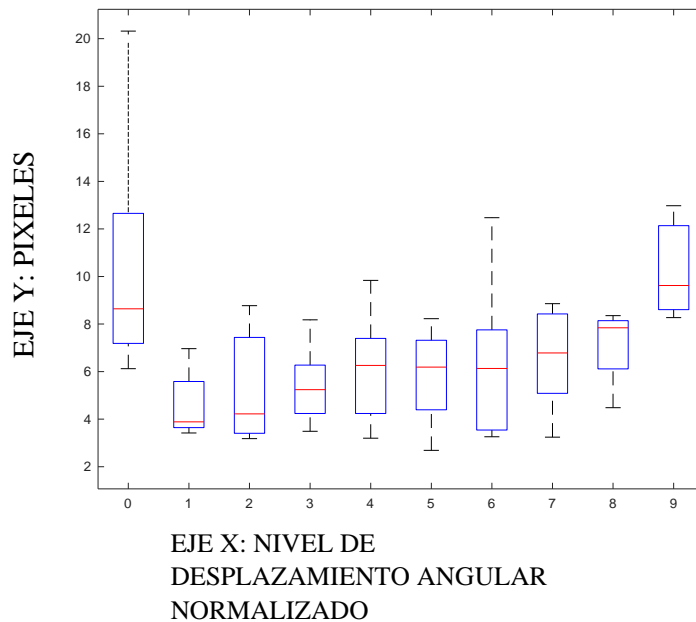
85% de los participantes manifestaron el fenómeno de la reducción de dispersión a causa de la aplicación de un ruido mecánico óptimo. Mientras que 15% de los sujetos de prueba no mostraron este tipo de respuesta. En la Figura 18 se muestran 3 casos de sujetos que manifestaron resonancia estocástica (A-C) y los tres casos en donde la resonancia estocástica no estuvo presente de manera clara (D-F).



**Figura 18.** Comparación de los resultados obtenidos de los sujetos de investigación en donde se aprecia el fenómeno de resonancia estocástica contra los que no manifiestan el fenómeno. En el eje horizontal se tienen unidades arbitrarias de torque angular generado por un incremento en el rango de ángulos de desplazamiento, así como una mayor velocidad angular. En el eje vertical tenemos la dispersión del punto laser contra un punto de referencia (pixeles). Los trazos A-C corresponden a sujetos en donde se observa el fenómeno de resonancia estocástica. Nótese como el nivel máximo de dispersión corresponde a distintos niveles de perturbación mecánica entre los sujetos analizados, sin embargo, el incremento de la dispersión en niveles de ruido bajo, seguido de una reducción en la dispersión en niveles intermedios de ruido mecánico indican la presencia del fenómeno de resonancia estocástica. Los trazos D-F corresponden a sujetos en donde no fue clara la presencia de resonancia estocástica.

Finalmente, comparamos las dispersiones de los sujetos que si mostraron reducción de las trayectorias del puntero cuando se aplicó un ruido óptimo. Debido a la variabilidad en las respuestas, se procedió a alinear los niveles de perturbación mecánica, es decir, tomamos como nivel 0 aquel en el que observamos una mayor dispersión, los niveles posteriores corresponden a aquellos en los que existe una reducción en la dispersión de las coordenadas

de la trayectoria del punto laser (Figura 19). En este caso podemos notar cómo existe una gran dispersión en los puntos asociados al nivel 0, mientras que esta dispersión disminuyó considerablemente en los niveles 1 al 5. La dispersión vuelve a incrementar a partir del nivel 6 en adelante.



**Figura 19.** Gráfica de cajas de la variación del apuntador respecto al centro del objetivo. El nivel marcado como 0 corresponde al nivel donde el sujeto mostró más dispersión. Existe diferencias significativas entre el nivel 0 y los niveles 1 al 5. Mientras que no hay diferencias entre el nivel 0 y los niveles 6 al 9.

Aplicamos una prueba ANOVA para determinar si existen diferencias significativas en alguno de los niveles de perturbación mecánica. Dicha prueba se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. ANOVA de niveles de perturbación mecánica

	Suma de cuadrados	de g.l.	Cuadrados medios	F	Valor p
Niveles	224.66	9	24.962	3.6572	0.001129
Error	395.88	58	6.8255		
Total	620.54	67			

Encontramos una diferencia significativa, lo que nos indica que al menos uno de los niveles de perturbación mecánica genera una dispersión del punto laser que es significativamente diferente del resto.

Para determinar qué nivel tiene diferencias, aplicamos una prueba de HSD de Tukey post hoc, encontramos que el nivel 0 es diferente al compararlo contra los niveles 1 al 5, sin embargo, esa diferencia significativa desaparece al comparar el nivel 0 contra los niveles 6 al 9 (Tabla 2).

Tabla 2. Prueba HSD de la comparación entre niveles de perturbación mecánica

Grupo 1	Grupo 2	Diferencia de medias	Límite inferior	Límite superior	Valor p
0	1	5.84	1.55	10.14	0.0013
0	2	5.16	0.86	9.46	0.0074
0	3	5.03	0.73	9.32	0.0102
0	4	4.32	0.02	8.61	0.0475
0	5	4.58	0.28	8.88	0.0275
0	6	4.16	-0.29	8.60	0.0859
0	9	0.13	-5.68	5.95	1

## **Discusión.**

En el presente trabajo realizamos un análisis de la posición de un punto de luz generada por un láser controlado por la extremidad superior de pacientes voluntarios mientras eran sometidos a distintos niveles de perturbaciones mecánicas. Encontramos que para diversos sujetos existe un nivel de intensidad de ruido mecánico que disminuye la dispersión del punto láser mientras trata de mantenerlo cerca del centro del objetivo. Dicha mejora en la puntería de los sujetos experimentales puede estar relacionada con procesos somatosensoriales en los que el ruido representa un elemento que favorece la transmisión sináptica. Siendo posible que algunos receptores táctiles, musculares y propioceptivos se vean alterados en su excitabilidad a causa de la entrada vibratoria que genera nuestro dispositivo mecánico.

Por otra parte, el nivel de ruido que consideramos óptimo fue diferente para los distintos pacientes involucrados en el estudio, esto nos llevó a la necesidad de ajustar el llamado nivel 0 (respuesta inicial al ruido aplicado), esto último puede deberse a las diferencias intrínsecas en sensibilidad y propiocepción de los mismos sujetos. Adicionalmente, existe la posibilidad de que la posición del brazo de los sujetos de investigación generara diferencias en la cantidad de ruido mecánico perceptible, aunque se pidió a los pacientes que mantuvieran una misma posición, no siempre les resultaba cómoda a lo largo de todo el experimento. Este cambio en posición y rotación de la muñeca pudo generar las variaciones que observamos en cuanto al nivel mínimo de ruido observado entre pacientes. La alineación nos permitió descartar esa posibilidad al tratar de homologar en cuanto a dispersión más que de nivel de ruido aplicado, recordando que los niveles de ruido no fueron aplicados de manera lineal, sino aleatoria, para descartar una posible adecuación o habituación a las perturbaciones mecánicas. Si bien en la resonancia estocástica lo habitual es tener curvas con forma de U invertida, y requieren un estímulo subumbral el cual es detectado con mayor eficiencia en niveles intermedios de ruido, en el caso de lo que estamos reportando, la mejora se traduce en una menor dispersión de las coordenadas del puntero laser con relación a un punto de referencia. La existencia de este fenómeno en el control de la postura del brazo en una tarea de mantener la puntería permite la futura exploración de este mecanismo para generar dispositivos externos que apoyen a controlar la estabilidad motriz en pacientes que tengan algún tipo de padecimiento que les genere oscilaciones involuntarias, como sucede en el caso del mal de Parkinson o del temblor fisiológico. Del mismo modo, esto puede tener aplicaciones en el diseño de herramientas que requieran precisión y sean afectadas por las oscilaciones motoras causadas por la misma inestabilidad inherente al control de las extremidades.

## Conclusiones

Se construyó un dispositivo electromecánico, controlado por un sistema Arduino, el cual permite generar perturbaciones mecánicas por el movimiento de un contrapeso acoplado a un motor de corriente directa.

Este dispositivo fue empleado para producir perturbaciones de diferentes niveles en pacientes voluntarios sanos, diestros, cuyas edades se encuentran entre 16 y 48 años.

Encontramos que el 85 % de los sujetos de estudio exhiben un proceso de control de puntería que es similar a lo observado en los sistemas que presentan el fenómeno de resonancia estocástica, es decir, para niveles mínimos o nulos de perturbación existe una gran dispersión, mientras que la aplicación de ruido óptimo genera una “mejora” en la tarea a realizar. Sin embargo, si este ruido rebasa los niveles óptimos, se genera una mayor dispersión que en el caso de los niveles óptimos.

## Referencias

1. Alonso Calvo, J., Navarro Navarro, R., Ruiz Caballero, J. A., Jiménez Díaz, J. F., & Brito Ojeda, M. E. (2005). Biomecánica de la cintura escapular. *Canarias médica y quirúrgica*.
2. Asan AS, McIntosh JR and Carmel JB(2022) Targeting Sensory and MotorIntegration for Recovery of Movement After CNS Injury.Front. Neurosci. 15:791824. doi: 10.3389/fnins.2021.791824
3. Claudio, P. F., De Ciencias Físicas y Matemáticas, F., De Ingeniería Eléctrica, D., Nicolás, B. M., Pablo, E. V., & Adrián, P. V. (2006). *Estudio de la Resonancia Estocástica en el Sistema Táctil Humano*. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/102853>
4. Claudio, P. F., Marcos, O. C., Pablo, E. V., Max, C. P., & Pedro, M. A. (2022). Ruido vibrotáctil espacialmente coincidente mejora la detección de estímulos por debajo del umbral. <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/192619>
5. Collins JJ, Imhoff TT, Grigg P (1996b) Sensación táctil mejorada por ruido. *Naturaleza* 383:770
6. Control motor final. (s. f.). <http://www.facmed.unam.mx/Libro-NeuroFisio/10-Sistema%20Motor/10a-Movimiento/Textos/ControlMotorFin.html>
7. Cordo P, Inglis JT, Verschueren S, Collins JJ, Merfeld DM, Rosenblum S, Buckley S, Moss F (1996) Ruido en los husos musculares humanos. *Naturaleza* 383:769 –770.
8. Díaz, J. L. (2012). Control nervioso del movimiento. *Centro Andaluz de Medicina del deporte*, 1-23.
9. Dorado, C., (2012). Funciones cognitivas del cerebelo: implicación en las funciones ejecutivas. *Revista Chilena de Neuropsicología*, 7(2), 48-53.
10. Editor(s): Christopher G. Goetz, *Textbook of Clinical Neurology (Third Edition)*, W.B. Saunders, 2007, Pages 1319-1364, ISBN 9781416036180, <https://doi.org/10.1016/B978-141603618-0.10059-1>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781416036180100591>)

11. Faes, Y., Maguire, C., Notari, M., & Elfering, A. (2018). Stochastic Resonance Training Improves Balance and Musculoskeletal Well-Being in Office Workers: A Controlled Preventive Intervention Study. *Rehabilitation Research And Practice*, 2018, 1-9. <https://doi.org/10.1155/2018/5070536>
12. Faes, Y., Salathé, C. R., Cébe, C., Szukics, A., & Elfering, A. (2020). Musculoskeletal and cognitive effects of stochastic resonance whole body vibration: A Randomized Controlled Trial. *Brazilian Journal Of Health And Biomedical Sciences*, 19(1), 20-30. <https://doi.org/10.12957/bjhbs.2020.53528>
13. Faes, Y., Salathé, CR, Cébe, C., Szukics, A., & Elfering, A. (2020). Efectos musculoesqueléticos y cognitivos de la vibración de cuerpo entero por resonancia estocástica: un ensayo controlado aleatorio. *Revista Brasileña de Ciencias de la Salud y Biomédicas* , 19 (1), 20–30. <https://doi.org/10.12957/bjhbs.2020.53528>
14. Fallon JB, Carr RW, Morgan DL (2004) Resonancia estocástica en resonancia muscular receptores. *J Neurofisiol* 91:2429 –2436.
15. Fernández, J. C., Aravena, R. E., Verdugo, R. L., Galaz, G. T., & Rex, F. S. (2010). Análisis de la rotación interna y externa de la articulación glenohumeral y su relación con el dolor de hombro en nadadores de élite. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 92-97.
16. García, R., Hernández, E., Concha, A., Pérez, C. A., García, L. I., Hernández, M. E., & Manzo, J. (2009). El cerebelo y sus funciones. *Rev Med UV*, 1, 25-30
17. Gutiérrez Gómez, A. (2015). Resonancia estocástica interna en la vía auditiva del humano. <https://hdl.handle.net/20.500.12371/9707>
18. Hernández Mandado, Pedro, & Vela Valencia, Teresa Idania. (2009). Diagnóstico diferencial del temblor. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 13(4) Recuperado en 11 de julio de 2024, de [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1025-02552009000400013&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552009000400013&lng=es&tlng=es).
19. Indonesian-recipes.com Download. Resize image, Crop pics, Add instagram effect. (s. f.-b). indonesian-recipes.com. <https://indonesian-recipes.com/download/2023-version.html>
20. Jreguart. (2017, 22 abril). Los sistemas receptores 05: La propiocepción | El Cedazo. <https://eltamiz.com/elcedazo/2017/04/22/los-sistemas-receptores-05-la-propiocepcion/>

21. Kaltenborn FM. Movilización Manual de las Articulaciones. Evaluación articular y tratamiento básico. Volumen II LaColumna Vertebral. 1ª edición en español. Zaragoza: OMT España, 2010.
22. Lerma, E. G., Baixauli, V. C., Selma, F. C., & García, F. L. (2016). El papel de la rehabilitación tras las reparaciones de las inestabilidades de muñeca. *Revista Iberoamericana de Cirugía de La Mano*, 44(02), 131-142.
23. Lluch, E. (2018). *La estabilización articular: fundamentos, valoración y tratamiento* [Tesis doctoral, Universitat de Barcelona]. Dipòsit Digital de la Universitat de Barcelona. <http://hdl.handle.net/10803/97124>
24. Martínez L, Pérez T, Mirasso CR, Manjarrez E (2007) Resonancia estocástica en el sistema motor: efectos del ruido en la vía refleja monosináptica de la médula espinal del gato. *J Neurofisiol* 97:4007–4016.
25. Martínez-Fernández, R., Rodríguez-Rojas, R., Del Álamo, M., & Obeso, J. A. (2016). *Enfermedad de Parkinson: bases genéticas y terapéuticas*. *Revista de Neurología*, 62(1), 21–30.
26. McCraty, R., Atkinson, M., Tomasino, D., & Tiller, W. A. La Electricidad del Tacto: Detección y medición del inter-cambio de energía cardíaca entre personas.
27. Medina Daza, L. (2006). Estudio de la Resonancia Estocástica en el Sistema Táctil Humano. Disponible en <https://repositorio.uchile.cl/handle/2250/102853>
28. Mendez-Balbuena, I., Manjarrez, E., Schulte-Mönting, J., Huethe, F., Tapia, J. A., Hepp-Reymond, M., & Kristeva, R. (2012). Improved Sensorimotor Performance via Stochastic Resonance. *The Journal Of Neuroscience*. *The Journal Of Neuroscience*, 32(36), 12612-12618. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.0680-12.2012>
29. Mendinueta-Martínez, M., Herazo-Beltrán, Y., Rebolledo-Cobos, R., & Polo-Gallardo, R. (2017). Diferencias en el riesgo postural y en la percepción de molestias músculoesqueléticas en conductores de autobuses de transporte urbano con transmisión mecánica o automática. *Redalyc.org*. <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=55954943008>
30. Ortells, E. V., Maneus, N. M., Burgueño, S. A., Bran, A. M., De los Dolores Feliu García, M., Del Castillo Albacete, L. M., Rosa, M. J. R., & Matutano, M. L. S. (2019). Qué hacer en las fracturas de la cintura escapulohumeral. Perspectiva enfermera. *Revista Española de Traumatología Laboral/Revista Española de Traumatología*

Laboral, 2(2). <https://doi.org/10.24129/j.retla.02204.fs1906015>

31. Patrick R. Hof, Grahame Kidd, Javier DeFelipe, Jean de Vellis, Miguel A. Gama Sosa, Gregory A. Elder, Bruce D. Trapp, Chapter 1 - Cellular Components of Nervous Tissue, Editor(s): John H. Byrne, Ruth Heidelberger, M. Neal Waxham, From Molecules to Networks (Third Edition), Academic Press, 2014, Pages 3-21, ISBN 9780123971791, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-397179-1.00001-4>.  
(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123971791000014>)
32. Pedro, A., & Idania, M. (s. f.). *Temblor: causas, diagnóstico y tratamiento*. Instituto Nacional de Trastornos Neurológicos y Accidentes Cerebrovasculares (NINDS). Recuperado de <https://www.ninds.nih.gov/es/trastornos/temblor>
33. Ruíz, F. T. (2004). Propiocepción: introducción teórica. *Internet: www.efisioterapia.net/descargas/pdfs/PROPIOCEPCION\_INTRODUCCION\_TEORICA.pdf*
34. Ruíz, J. J. M., Bañuelos, J. P. O., Marroquín, E. E., & Ruíz, F. G. (2005). Repaso anatómico y técnica exploratoria ultrasonográfica de hombro. In *Anales de Radiología México* (Vol. 3, pp. 217-226).
35. S. Petrie, J. Collins, M. Solomonow, C. Wink, R. Chuinard. Mechanoreceptors in the palmar wrist ligaments. *J Bone Joint Surg Br.*, 79 (1997), pp. 494-496
36. Soyaguadi. (2023, 5 septiembre). Huso neuromuscular y órgano tendinoso de Golgi. Regulación supraespinal. - Síndesi. Síndesi. <https://sindesi.es/huso-neuromuscular-organo-tendinoso-golgi/>
37. Vega, J. A. (1999). Propioceptores articulares y musculares. *Biomecánica*. Article presented at the Biomecánica. doi:10.5821/sibb.v7i13.1632
38. Velayos, J. L., & Diéguez, G. (2015). Anatomía y fisiología del sistema nervioso central. CEU Ediciones. <http://site.ebrary.com/lib/bibliotequesuab/Doc?id=11046688>

## Anexos.

### Códigos de Arduino

```
int speedPin = 3; // H-bridge enable pin for speed control
int motor1APin = 6; // H-bridge leg 1
int motor2APin = 7; // H-bridge leg 2
int ledPin = 13; // status LED
int speed_value_motor1; // value for motor speed
int random_delay;

void setup() {

// set digital i/o pins as outputs:
pinMode(speedPin, OUTPUT);
pinMode(motor1APin, OUTPUT);
pinMode(motor2APin, OUTPUT);
pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

void loop() {
digitalWrite(ledPin, HIGH); // status LED is always on
// put motor in forward motion
digitalWrite(motor1APin, HIGH); // set leg 1 of the H-bridge low
digitalWrite(motor2APin, LOW); // set leg 2 of the H-bridge
high
// just invert the above values for reverse motion,
// i.e. motor1APin = HIGH and motor2APin = LOW
// control the speed 0- 255
speed_value_motor1 = 250; // half speed, 80 is the lower speed
random_delay=random(10,200); //El valor a modificar es el segundo, de 10 en 10 hasta 200.
delay(random_delay);
analogWrite(speedPin, speed_value_motor1); // output speed as
```

```

digitalWrite(motor1APin, LOW); // set leg 1 of the H-bridge low
digitalWrite(motor2APin, HIGH); // set leg 2 of the H-bridge high
// just invert the above values for reverse motion,
// i.e. motor1APin = HIGH and motor2APin = LOW
// control the speed 0- 255
speed_value_motor1 = 250; // half speed, 80 is the lower speed
random_delay=random(10,200); //El valor a modificar es el segundo, de 10 en 10 hasta 200.
delay(random_delay);
analogWrite(speedPin, speed_value_motor1); // output speed as
}

```

### Codigos de Matlab

```

a=0; nivel=[00,140,120,110,100,80,60,40,20,1 0];
nivel=nivel'; for
i=2:2:20 x(:,i/2)=a(:,i-
1);
y(:,i/2)=a(:,i); end
for i=1:10
radio(:,i)=sqrt(x(:,i).^2+y(:,i).^2); end
desvest(:,1)=std(radio,1); plot(nivel,
desvest,'o')

```

```

v=VideoReader("Sa1.
mp4");
frame1=read(v,1);
imshow (frame1)
imshow(frame1(y1:y2,          x1:x2))
aux=frame1(y1:y2, x1:x2,1);
for i=1:v.Numframes
frame_aux=read(v,i);
aux=frame_aux(y1:y2,
x1:x2,1);
suma_x=sum(aux,1);
suma_y=sum(aux,2);
[~,x_coord(i)]=max(su
ma_x);
[~,y_coord(i)]=max(su
ma_y); end
x_coord=x_coord';

```