



MOPAREM: movilizador pasivo de muñeca implementado en tres casos de estudio

García Juárez, Miguel E.; Zúñiga Avilés, Luis Adrián; Cruz Martínez, Giorgio M.

MOPAREM: movilizador pasivo de muñeca implementado en tres casos de estudio

CIENCIA *ergo-sum*, vol. 28, núm. 3, noviembre 2021-febrero 2022 | e138

Universidad Autónoma del Estado de México, México

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivar 4.0 Internacional.

García Juárez, M. E., Zúñiga Avilés, L. A. y Cruz Martínez, G. M. (2021). MOPAREM: movilizador pasivo de muñeca implementado en tres casos de estudio. *CIENCIA ergo-sum*, 28(3). <https://doi.org/10.30878/ces.v28n3a10>

MOPAREM: movilizador pasivo de muñeca implementado en tres casos de estudio

MOPAREM: Passive Wrist Mobilizer implemented in Three Case Studies

Miguel E. García Juárez

Universidad Autónoma del Estado de México, México

mgarciaj083@alumno.uaemex.mx

 <http://orcid.org/0000-0001-8134-0020>

Recepción: 17 de julio de 2020

Aprobación: 04 de marzo de 2021

Luis Adrián Zúñiga Avilés

Universidad Autónoma del Estado de México, México

lazunigaa@uaemex.mx

 <http://orcid.org/0000-0002-4365-8537>

Giorgio M. Cruz Martínez

Universidad Autónoma del Estado de México, México

gmcruz@uaemex.mx

 <http://orcid.org/0000-0002-9590-6205>

RESUMEN

Se pretende validar el diseño del movilizador pasivo para rehabilitación de muñeca (MOPAREM) en tres casos de estudio mediante una metodología de diseño conformada por tres etapas y trece fases. Los resultados sugieren el establecimiento de las características finales del MOPAREM, validadas en simulación y experimentación con una diferencia de datos de 0.1 Nm, ya que logran un nivel de madurez tecnológica TRL4 y constituyen un modelo físico experimental de bajo costo que opera con parámetros controlados de laboratorio. Son necesarias nuevas alternativas de solución al problema que representa la rehabilitación de la muñeca con base en el bajo costo para los pacientes.

PALABRAS CLAVE: rehabilitación de muñeca, accionado mediante cables, guante suave, movimientos pasivos continuos.

ABSTRACT

This article aims to validate the design of the passive mobilizer for wrist rehabilitation (MOPAREM) through the implementation of a design methodology consisting of three stages and thirteen phases, analyzing the behavior of the mobilizer in three case studies. The results suggest the establishment of the final characteristics of the MOPAREM validated in simulation and experimentation with a data difference of 0.1 Nm, achieving a level of technological maturity TRL4, constituting a low-cost experimental physical model that operates with controlled laboratory parameters. New alternative solutions to the problem of wrist rehabilitation are required based on low cost for patients.

KEYWORDS: wrist rehabilitation, cable-operated, soft glove, continuous passive movements.

INTRODUCCIÓN

México presentará un incremento de la población geriátrica en 50 años debido a tres fenómenos: *a*) la disminución de la tasa de mortalidad, *b*) la disminución de la fecundidad y *c*) el incremento de la esperanza de vida (Dantés *et al.*, 2011). Específicamente, Toluca, Estado de México, cuenta con 873 536 habitantes con edad promedio de 29 años y un índice de envejecimiento de 35.4 (INEGI, 2015). Si se compara la edad promedio de 29 años y el índice de envejecimiento de 26.1 en 2010, se aprecia un claro incremento en la población geriátrica.

La osteoartritis genera rigidez en las articulaciones debido a una inflamación de la membrana sinovial y es considerada la enfermedad reumática más frecuente en personas de edad avanzada (Abbas *et al.*, 2010); la padece al menos 15% de la población por arriba de los 60 años en el mundo (Lavalle, 2010). Estudios demuestran que 43%

de la población de las comunidades conurbadas en el Estado de México presenta patologías musculoesqueléticas, del cual 12.8% es debido a osteoartritis (Peláez *et al.*, 2010). La artritis reumatoide es un trastorno inflamatorio debido a alteraciones autoinmunes que afectan en 80% de los casos a la muñeca y 95% de estos casos es bilateral; las encuestas arrojan que la incidencia de esta patología es mayor en poblaciones rurales (Morales *et al.*, 2010).

El enfoque terapéutico de la artritis reumatoide se basa en ejercicios para mantener la fuerza muscular, prevenir y corregir deformidades (Valenzuela, 2018; Solís y Moreno, 2018). La movilización es una medida no farmacológica que ayuda a evitar atrofia muscular y deterioro de la actividad física disminuyendo la progresión de la enfermedad y el dolor (Negrín y Olavarría, 2014; Sánchez, 2013). Otras patologías que ocasionan pérdida de la movilidad dentro de la población geriátrica son las inmovilizaciones prolongadas, las enfermedades neuromusculares, la atrofia muscular, la edad y las fracturas y esguinces (Quesnot y Chanussot, 2010).

La población geriátrica es un grupo vulnerable con limitaciones en las actividades diarias ocasionadas por patologías como la osteoartritis y la artritis reumatoide. Es necesario anticipar las necesidades que en un futuro se harán presentes con el envejecimiento de la población (INEGI, 2014). La rehabilitación física maximiza el rendimiento motor y minimiza las deficiencias funcionales; dos aspectos clave en la rehabilitación son las capacidades para reproducir tareas repetibles y la capacidad para proporcionar mayores niveles de intensidad (Brackenridge *et al.*, 2016). Estos aspectos ayudan a promover la plasticidad neuronal cortical que es el componente fundamental por el cual el cerebro humano aprende y se adapta a los entornos (Kleim y Jones, 2018). Las movilizaciones pasivas son una técnica de rehabilitación donde el paciente no realiza movimientos voluntarios. El objetivo es evitar la rigidez, favorecer la circulación sanguínea, preparar el músculo para el trabajo activo, mantener la movilidad y elasticidad del músculo y estimular psíquicamente al paciente despertando reflejos propioceptivos y conciencia del movimiento (Kisner y Colby, 2010; Peiró y Santonaja, 2006). Los movimientos pasivos continuos activan el área sensorial motora similar a un movimiento voluntario (Hu *et al.*, 2009) y pueden ser efectivos si son facilitados por fuerzas externas.

Se han clasificado los sistemas robóticos en dos grandes grupos: efectores finales y exoesqueletos (Brackenridge *et al.*, 2016). Los exoesqueletos son difíciles de operar, costosos, requieren condiciones complejas de infraestructura y pueden ser perjudiciales para los pacientes debido a sus mecanismos rígidos (Jiang *et al.*, 2017). Los efectores finales permiten que la biomecánica del paciente determine los movimientos aterrizándolo de manera distal de los ejes de rotación de las articulaciones, a diferencia de los exoesqueletos donde cada grado de libertad está localmente alineado a la articulación correspondiente. Los sistemas robóticos de rehabilitación requieren un enfoque más simple con funciones específicas, pues resultan más fáciles de diseñar, controlar y mantener (Balasubramanian, Klein y Burdet, 2010).

Los mecanismos conducidos con cable montados lejos de la mano presentan mayor ventaja al ser compactos, livianos, económicos, fáciles de usar, asear y más amigables con el usuario (Balasubramanian, Klein y Burdet, 2010); presentan, además, un amplio espacio de trabajo, facilidad para adaptarse a diferentes tipos de pacientes y diferentes entrenamientos. Al sustituir los exoesqueletos por cables, el paciente siente más comodidad mejorando la aceptación de la tecnología.

Los sistemas de rehabilitación conducidos mediante cables fueron introducidos hace tiempo para utilizarlos en distintas partes del cuerpo. Nunes *et al.* (2011) diseñaron un sistema robótico tipo efector final para miembro superior que mediante cables guiados por poleas sobre una estructura rígida de metal se alargan y desplazan manipulando una férula. NeReBot es un sistema robótico diseñado por Rosati, Gallina y Masiero (2007) conducido mediante cables unidos a una férula para rehabilitar el codo. Este mismo principio se ha presentado para movilizar el miembro inferior de pacientes en cama (Homma, Fukuda y Nagata, 2002) o trasladar pacientes de una cama a otra (Ottaviano, Ceccarelli y Ciantis, 2007). HandCARE es un sistema diseñado por Dovat *et al.* (2008) donde cada dedo está unido a un cable que permite el desplazamiento lineal ayudando en la apertura o cierre de la mano. MACARM diseñado por Beer *et al.* (2008) también es un sistema conducido por cables, el cual consta de ocho motores, colocados en las esquinas de un cubo, que generan fuerzas que se transmiten por cables hacia un efector final e interactúan con la mano del paciente. Sophia-3 y Sophia-4 son robots planos diseñados por Rosati *et al.* (2009) para rehabilitación de muñeca donde los cables

están enrollados a esquinas de una base cuadrada. La fuerza de tensión resultante de los cables determina la posición de un efector final que se desplaza sobre la base cuadrada.

Patton, Small y Rymer (2008) mencionan que los sistemas robóticos de rehabilitación deben hacer un esfuerzo más notable por enfocarse en el uso de tecnologías más básicas y accesibles. Los exogantes suaves son un tipo de sistema robótico de rehabilitación del tipo efector final con transmisión de movimiento neumática o mediante tendones blandos (Bartlett *et al.*, 2015; Mohamaddan y Komeda, 2010). Su principal función es la flexión/extensión de la mano y permitir fácilmente la aplicación de movilizaciones pasivas (Dávila *et al.*, 2020). A diferencia de otros efectores finales, éstos están unidos a guantes en lugar de efectores finales rígidos.

Este artículo presenta el diseño del MORAPEM, el cual es un movilizador pasivo continuo de 1 grado de libertad que flexiona la muñeca mediante un efector final tipo guante suave actuado mediante cables. Al respecto, aplica un principio de funcionamiento sin utilizar eslabones rígidos y plantea tres casos de estudio empleados en la rehabilitación de pacientes geriátricos con osteoartritis y artritis reumatoide.

1. METODOLOGÍA

La metodología está basada en las planteadas por Zuñiga *et al.* (2010) para el diseño de unidades de control y Gorrostieta *et al.* (2015) para el diseño de dispositivos mecatrónicos. Consta de tres etapas: la etapa 1 es la parte teórica y formal, la etapa 2 es la conceptualización, animación, modelado y simulación y la etapa 3 es la validación e implementación mediante un modelo físico experimental (tabla 1).

TABLA 1
Metodología para el diseño de MOPAREM

Etapa	Fase	Descripción
Etapa 1: parte teórica y formal	1. Identificación del problema	Identificar el área que se planea rehabilitar, establecer la población objetivo e identificar las patologías que afectan a la articulación implicada
	2. Definición del problema	Identificar los tipos de rehabilitación, las métricas, biomecánica de la articulación y entender la fisiopatología
	3. Requerimientos	Establecer consideraciones de diseño físicas y técnicas
	4. Identificación de casos de estudio	Proponer casos particulares de estudio que delimiten las tareas que se van a realizar
Etapa 2: conceptualización, animación, modelado y simulación	5. Principio de funcionamiento	Definir el principio de funcionamiento del movilizador a partir de la etapa 1
	6. Agrupación de sistemas	Caracterizar los subconjuntos que componen al movilizador
	7. Ingeniería de detalle	Desarrollar pruebas de materiales que aporten información relevante
	8. Animación	Representar gráficamente la propuesta de acuerdo con el principio de funcionamiento empleando medidas antropométricas
	9. Modelación	Desarrollar modelo matemático que permita entender la dinámica del principio de funcionamiento
Etapa 3: implementación y validación	10. Simulación	Simular mediante software el principio de funcionamiento
	11. Evaluación de tareas	Validar casos de estudio mediante el modelo matemático y la simulación
	12. Control de bajo nivel e interfaz	Implementar un sistema de control simple para el mecanismo e interfaz de usuario
	13. Modelo físico experimental	Emular las tareas empleando modelo físico experimental y mano de prueba dummy Validación con paciente y usuario

Fuente: elaboración propia.

2. REQUERIMIENTOS

Se establecieron parámetros de diseño con base en la literatura, necesidades de la población geriátrica y opiniones de terapeutas físicos y ocupacionales (tabla 2).

TABLA 2
Parámetros de diseño de MOPAREM

Consideraciones físicas		Consideraciones técnicas	
Peso	Menor a 0.05 kg (Polygerinos <i>et al.</i> , 2015)	Tensión del cable	Adecuado al torque
Tamaño	Adaptable al paciente	Torque del motor	Adecuado al paciente
Seguridad	Mínima interferencia con el paciente	Grados de libertad	1
Tipo de sistema	Efector final conducido por cables	Velocidad de movimiento	Adaptable, constante
Tipo de rehabilitación	Movilización pasiva continua	Tipos o modos de control	Manual y automático
Lugar de aplicación	Clínico		

Fuente: elaboración propia.

3. CASOS DE ESTUDIO

Con base en las terapias que se emplean para tratar osteoartritis y artritis reumatoide, así como los requerimientos, se establecieron los siguientes tres casos de estudio:

- Movilizaciones pasivas de flexión palmar de muñeca: se gira la mano en dirección anterior en el plano sagital hasta un ángulo límite y posteriormente regresa a la posición de reposo.
- Movilizaciones pasivas de flexión dorsal de muñeca: se gira la mano en dirección posterior en el plano sagital hasta un ángulo límite y posteriormente regresa a la posición de reposo.
- Movilizaciones pasivas de flexión palmar dorsal de muñeca: se gira la mano en dirección anterior en el plano sagital hasta un ángulo límite, posteriormente se gira la mano en dirección posterior hasta un ángulo límite y al final regresa la mano a la posición de reposo.

Estas tres maniobras se llevan a cabo con la mano extendida de manera continua. La velocidad y el ángulo límite lo determina el terapeuta respetando el rango máximo de movimiento que es de 65°-80° para la flexión palmar y de 55°-75° para la flexión dorsal (Nordin y Frankel, 2001).

4. DISEÑO DE MOPAREM

El modelo computacional animado de MOPAREM (figura 1) provee compatibilidad mecánica con la articulación de la muñeca sin que el actuador esté sobre el eje de rotación. Con base en los casos de estudio y requerimientos, se planteó un elemento terminal tipo guante (color amarillo) con cuatro puntos de unión, dos en la parte palmar y dos en la parte dorsal, sobre el segundo y cuarto metacarpiano todos a la altura de la cabeza distal de los huesos metacarpianos; en dichos puntos se unen cables (color gris) que están tensados y en su extremo opuesto se encuentran enrollados en uno de dos carretes: un carrete para los cables que se unen en la parte dorsal y otro para los que se unen en la parte palmar del guante, ubicados dentro de una estación (color café), que además contiene el sistema de actuación, el sistema de control y la interfaz, todo sobre una base (color verde) con reposabrazos.

El principio de funcionamiento se logra mediante estos dos carretes que actúan de manera contraria, mientras uno enrolla el otro desenrolla para mantener la tensión en el cable y movilizar la mano. Este principio ha funcionado anteriormente para la movilización de dedos (Zhang *et al.*, 2014; Jones *et al.*, 2012). Para realizar el caso de estudio uno, flexión palmar, el carrete de los cables palmares enrolla, mientras que el carrete con los cables dorsales desenrolla. Para el caso dos, flexión dorsal, el carrete con los cables dorsales enrolla y el carrete con los cables palmares desenrolla. Para el caso tres se realizan secuencias de ambos. Todo esto controlado mediante sensores de distancia (color morado) en una muñequera (color azul) para medir la flexión palmar y dorsal.

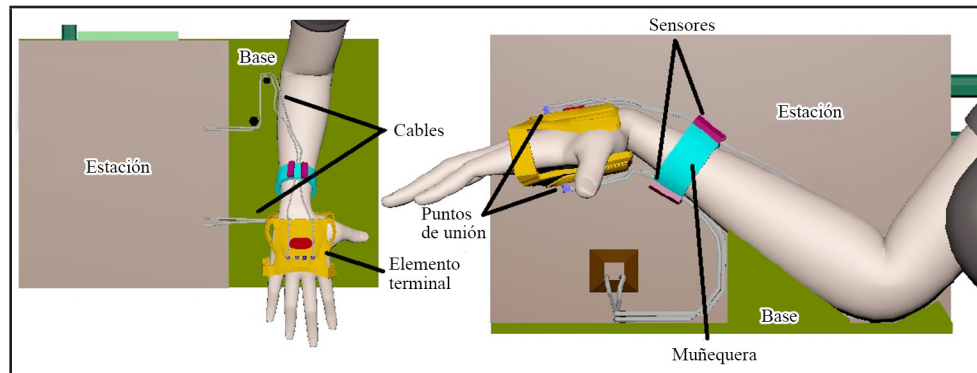


FIGURA 1

Modelo computacional animado del MOPAREM diseñado mediante el *software* Maya®

Fuente: elaboración propia.

La tensión del cable unido al guante genera un torque sobre el carrete girado por el actuador, que es el mismo generado por la articulación de la muñeca. El torque de la muñeca se calculó considerando el efector final como un eslabón rígido de masa concentrada que rota alrededor del eje de la muñeca, donde el punto de unión del cable con el guante es el centro de masas y la masa del eslabón es el peso de la mano con el guante. El peso de la mano equivale al 0.7% del peso total del cuerpo humano. En este sentido, estudios realizados en Toluca, Estado de México, indican que la población geriátrica de entre 60 y 90 años puede llegar a pesar hasta 70.2 kg (Ávila, Prado y González, 2007), por lo que el peso máximo de la mano de la población geriátrica es de 0.491 kg. La masa determinada para el eslabón rígido fue de 0.65 kg tomando en cuenta el peso máximo del efector final y el peso máximo de la mano de la población geriátrica.

El estudio del comportamiento dinámico se basa en la ley de Euler. Usando la formulación lagrangiana en consideraciones energéticas, el equilibrio de fuerzas que actúan en el plano sagital viene dado por la ecuación (1), donde q es la posición generalizada del eslabón, τ es el torque aplicado en q y λ es la función lagrangiana que está compuesta por la energía cinética k y la energía potencial u como se ve en la ecuación (2)

$$\tau = \frac{d}{dt} \frac{\partial \lambda}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial \lambda}{\partial q} \quad (1)$$

$$\lambda = k - u \quad (2)$$

Para un eslabón rígido rotatorio la energía cinética k y la energía potencial u son determinadas por las ecuaciones (3) y (4) respectivamente, donde I es la inercia del eslabón determinada por la ecuación (5), M es la masa, L la longitud del centro de masas respecto al eje de rotación, $\dot{\theta}$ es la velocidad angular, g es la aceleración de gravedad, θ es el ángulo de desplazamiento del eslabón.

$$k = \frac{1}{2} I (\dot{\theta})^2 \quad (3)$$

$$U = MgL \sin \theta \quad (4)$$

$$I = ML^2 \quad (5)$$

Al sustituir las ecuaciones (3), (4) y (5) en la ecuación (2) se obtiene la ecuación (6). Al sustituir esta última en la ecuación (1), y realizar las respectivas derivadas, se obtiene la ecuación (7), que es el modelo dinámico inverso de un eslabón rígido con masa concentrada (Barrientos *et al.*, 2007), el cual determina el torque generado por el eslabón a partir del ángulo de desplazamiento θ y su aceleración α .

$$\lambda = \frac{1}{2} ML^2 (\dot{\theta})^2 - MgL \sin \theta \quad (6)$$

$$\tau = ML^2 \alpha + MgL \cos \theta \quad (7)$$

5. SIMULACIÓN

Para encontrar el torque necesario para movilizar la mano se simularon los tres casos de estudio empleando el modelo matemático de la ecuación (7) y el banco de pruebas (figura 2), el cual simula las características de masa, momentos de inercia, velocidad, aceleración y gravedad.

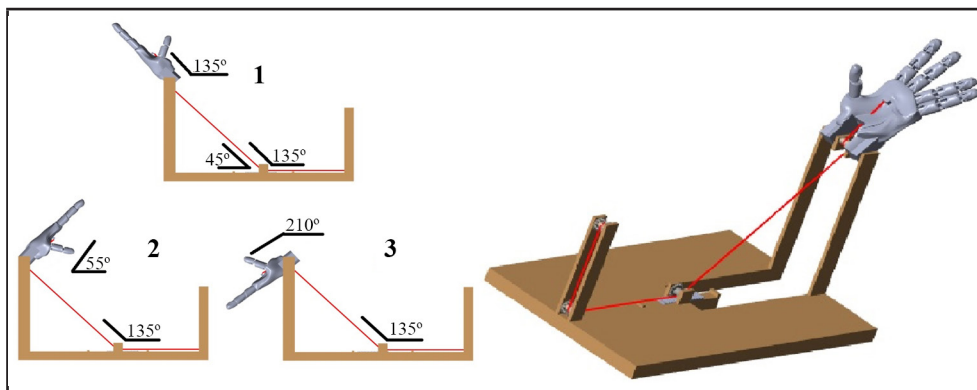


FIGURA 2

Banco de pruebas diseñado mediante el *software* Simscape® y secuencias de movimientos de casos de estudio

Fuente: elaboración propia.

Para simular los casos de estudio se giró el carrete inicial mediante tres señales de posición. Para el primer caso de estudio se empleó una señal tipo rampa con pendiente unitaria positiva y velocidad de 1°/s. Para el segundo caso de estudio se empleó una señal tipo rampa con pendiente unitaria negativa y velocidad de 1°/s. Para el tercer caso de estudio se emplearon dos señales una con velocidad de 2°/s y otra con velocidad de 20°/s, ambas compuestas con pendientes unitarias negativas y positivas. El peso total de la mano se estableció en 0.650 kg y el coeficiente de fricción de las poleas y el carrete se estableció en 0 Nm. El torque, velocidad y aceleración fueron censados en el carrete. El ángulo de giro de la mano fue controlado mediante el tiempo de duración de la simulación.

La figura 2 del lado izquierdo muestra las trayectorias generadas en la simulación. Para el caso de estudio 1 en el tiempo 0 se inició en la posición 1 y finalizó en la posición 2 recorriendo los 80° máximos del rango de movimiento de la flexión palmar. Para el caso de estudio 2 en el tiempo 0 se inició en la posición 1 y finalizó en la posición 3 recorriendo los 75° máximos del rango de movimiento de la flexión dorsal. Para el caso de

estudio 3 se realizó la siguiente secuencia de posiciones 1, 2, 1, 3 y 1 recorriendo el rango máximo de movimiento: 155° de la flexión palmar dorsal.

Para calcular el torque con la ecuación (7) se estableció una aceleración de 0, según los requerimientos, una longitud al centro de masas de 0.07 m, distancia de la muñeca a los metacarpos (Ávila, Prado y González, 2007) y un ángulo inicial de 135° para el tiempo 0.

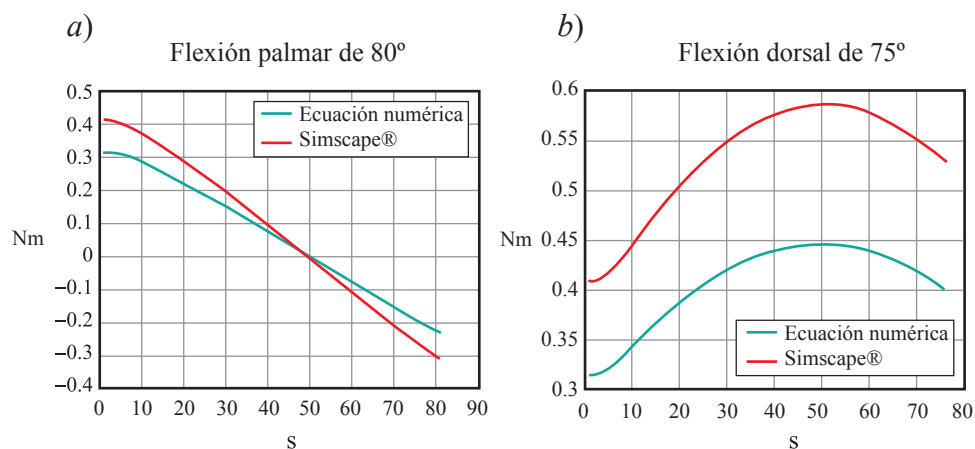
6. MODELO FÍSICO EXPERIMENTAL Y SISTEMA DE CONTROL

Se diseñó un modelo físico experimental a partir del modelo computacional animado para programar repeticiones de los tres casos de estudio. El modelo físico experimental puede comunicarse mediante puerto serial con una computadora para desplegar información de los sensores y tiempo de ejecución.

Se utilizaron sensores ultrasónicos HC-SR04 para medir la aproximación entre la mano y el antebrazo y establecer un sistema de control. Colocados a 180° uno de otro sobre la muñequera y orientados en dirección palmar y dorsal para conocer el sentido de la movilización de la mano. Se establecieron dos controles de bajo nivel: manual y automático. La interfaz fue programada con Arduino y consta de una pantalla LCD y un teclado para el ingreso de datos del control automático, además de dos botones para el control manual, el cual depende del criterio del terapeuta y de una perilla para el ajuste de velocidad del motor.

7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la gráfica 1 (a y b) la curva roja es el torque censado con la simulación del banco de pruebas al realizar una flexión palmar (del lado izquierdo) y una flexión dorsal (del lado derecho). La curva azul es el torque calculado con la ecuación (7) para cada grado recorrido de la mano tomando como constantes la gravedad, la longitud y el peso total de la mano y como variable el ángulo respecto a la horizontal que cambia con el tiempo; la aceleración no fue tomada en cuenta debido a que la velocidad de ejecución de las maniobras es constante.

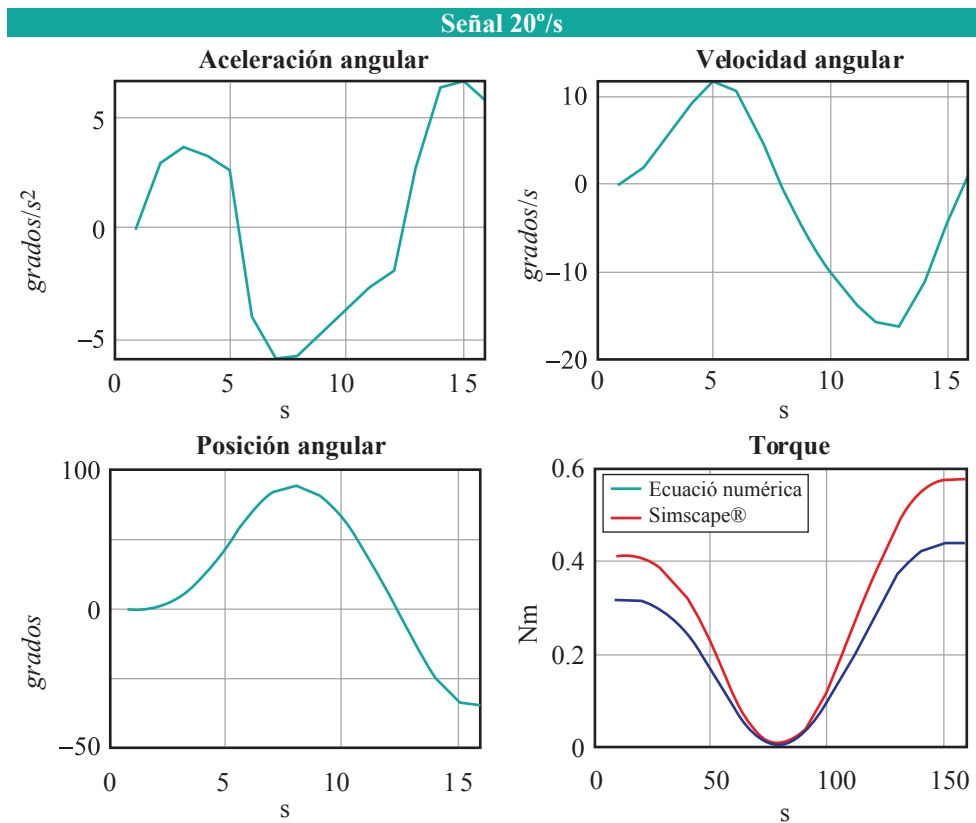
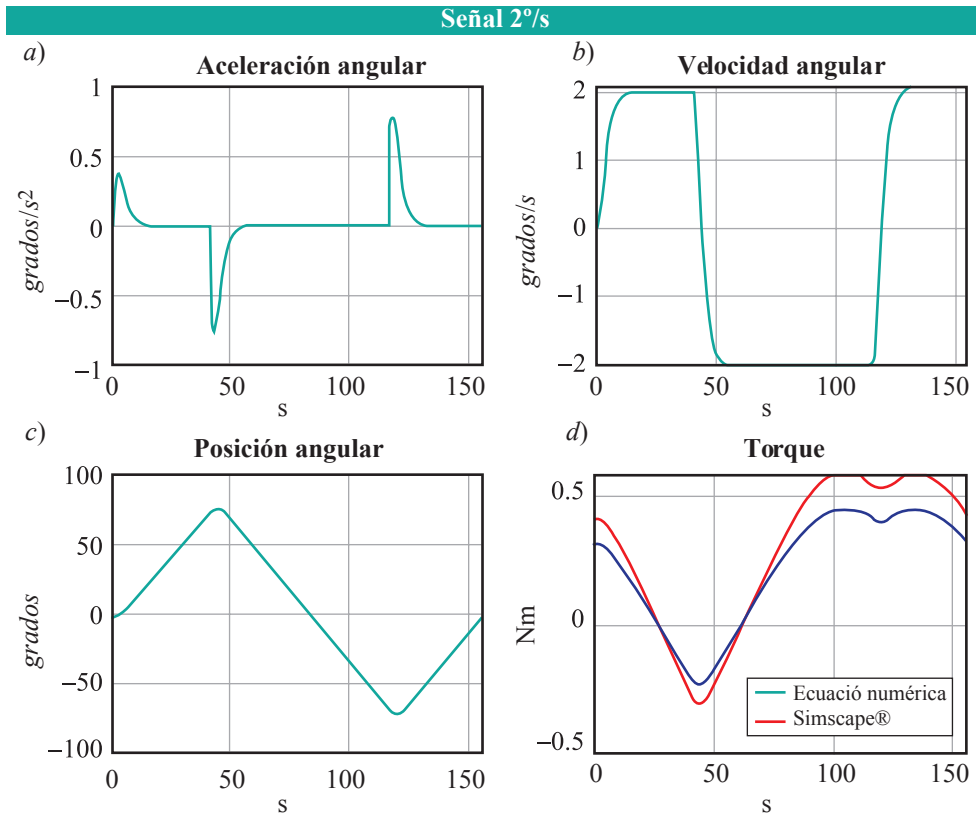


GRÁFICA 1

Simulación del primer caso de estudio (izquierda) y del segundo caso de estudio (derecha)

Fuente: elaboración propia.

En la gráfica 2 se muestran las gráficas de aceleración angular, velocidad y posición angulares, así como la gráfica de torque calculado, curva azul, con la Ecuación (7) y torque censado con la simulación del banco de pruebas, curva roja, empleando la señal con velocidad de $2^\circ/s$ durante 155 segundos (4 gráficas superiores) y empleando la señal con velocidad de $20^\circ/s$ durante 15.5 segundos (4 gráficas inferiores).

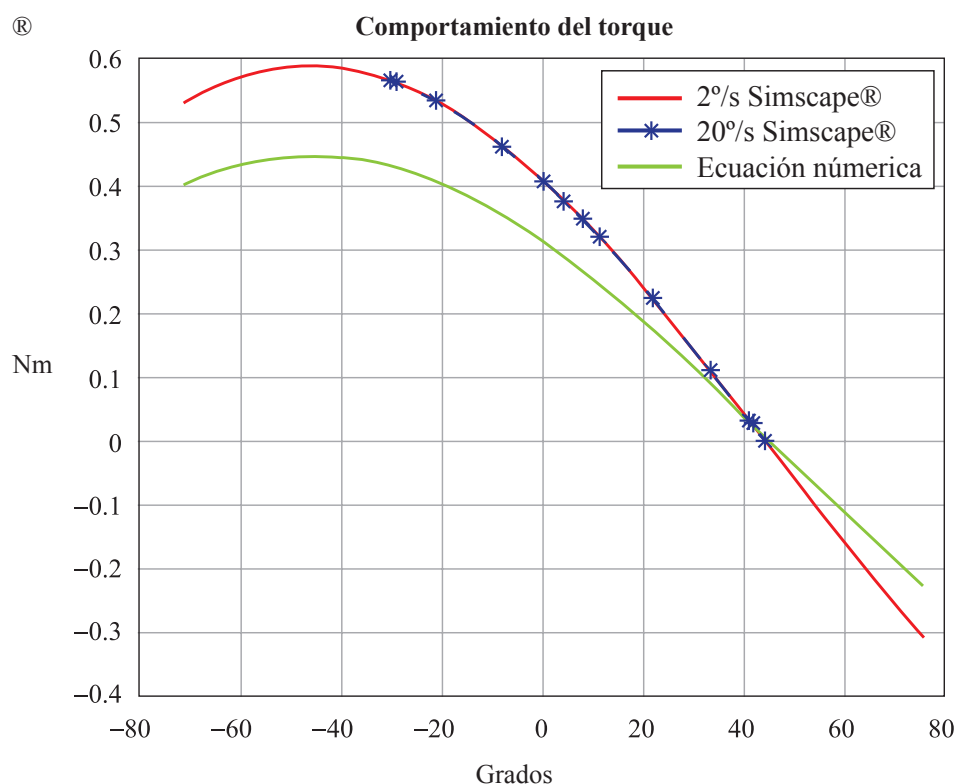


GRÁFICA 2

Simulación del tercer caso de estudio empleando dos señales a distinta velocidad

Fuente: elaboración propia.

En la gráfica 3 se muestra el comportamiento del torque en todo el espacio de trabajo de la mano desde los 75° máximos de la flexión dorsal hasta los 80° máximos de flexión palmar que se obtuvieron al graficar el torque según los grados. Las curvas de color rojo y azul son el torque censado con la simulación del banco de pruebas empleando la señal de 2°/seg y de 20°/seg respectivamente; la curva verde representa el torque calculado con la ecuación (7). Con base en estas gráficas el torque para poder movilizar la mano de un paciente geriátrico del Estado de México en todos los casos de estudio establecidos debe ser de al menos 0.6 Nm. Comparando el torque requerido por el rehabilitador actuado mediante cables denominado CAFÉ (Jones *et al.*, 2012) para movilizar la articulación interfalángica distal de 0.25 Nm y la articulación metacarpo falángica de 2 Nm se puede decir que el torque generado en el MOPAREM está dentro de un rango aceptable. La diferencia se puede deber al diseño del rehabilitador.



GRÁFICA 3

Comportamiento del torque en todo el espacio de trabajo de la muñeca

Fuente: elaboración propia.

Para movilizar la mano en el modelo físico experimental se emplearon dos motores que en conjunto giran el carrete dorsal y el carrete palmar en sentidos opuesto; esto permite aprovechar el torque de los dos motores para ambas flexiones, y se compara este mecanismo con el denominado *circuitous joint* (Zhang *et al.*, 2014): un movilizador de dedos que emplea un motor por cada articulación y disminuye la cantidad de motores requeridos. A diferencia del *nylon* empleado en NeReBot (Rosati, Gallina y Masiero, 2007), MOPAREM usa hilo de pesca como transmisor de movimiento.

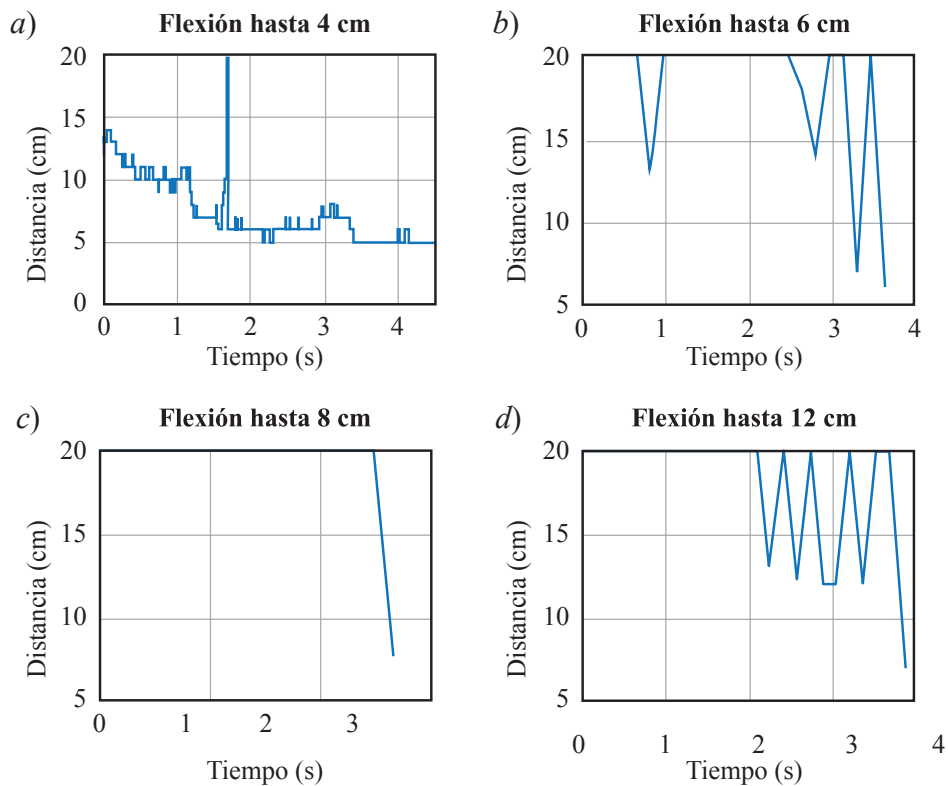
En la figura 3 se emuló el principio de funcionamiento empleando el modelo físico experimental y una mano *dummy* (modelo de prueba) empleando el control manual para realizar una flexión palmar de 70° y una flexión dorsal de 60°. En la gráfica 4 (a, b, c, d) se observa el comportamiento de los sensores durante la ejecución de una flexión palmar hasta una distancia de 4 cm, 6 cm, 8 cm y 12 cm respecto al brazo empleando el control automático.



FIGURA 3

Emulación de casos de estudio con el modelo físico experimental mediante control manual

Fuente: elaboración propia.



GRÁFICA 4

Comportamiento de sensores durante la ejecución de una flexión palmar mediante control automático

Fuente: elaboración propia.

CONCLUSIONES

La metodología planteada en la tabla 1 permitió desarrollar un modelo físico experimental que cubre los requerimientos planteados en la tabla 2 y que moviliza la muñeca mediante movimientos pasivos continuos a través de tres casos de estudio. Asimismo, permitió conocer el torque necesario para soportar la carga mecánica generada por el peso de la mano de la población geriátrica.

La diferencia de 0.1 Nm en las gráficas 1, 2 y 3 entre las curvas generadas por la ecuación (7) y las curvas generadas con el banco de pruebas se debe a la simplificación del modelo empleado en Simscape® y el método que emplea el mismo para generar los resultados de la ecuación numérica. En la ecuación (7) se puede observar que la aceleración no incrementa el torque debido al producto de la masa, la aceleración y longitud al centro de masas.

Las gráficas superiores de la gráfica 2 emplean una señal a menor velocidad, donde los picos de la gráfica de aceleración son debido al cambio de giro del motor para realizar la flexión palmar o dorsal. Asimismo, se puede observar también que la velocidad tiene una mayor estabilidad excepto por los cambios repentinos de giros, pero esto permite un desplazamiento angular más recto y uniforme.

En la gráfica 3 se puede observar que el trayecto que requiere mayor torque por parte del actuador es el regreso de la flexión dorsal debido a que la posición de la mano se encuentra de manera ortogonal a la dirección de la gravedad, mientras que en los demás trayectos la mano ya está ligeramente flexionada debido a la posición inicial. Con base en lo anterior, se observa que el reposabrazos con un ángulo de 45° ayuda en la ejecución del movimiento.

El modelo físico experimental presentó dos problemas: *a)* el desacoplamiento de los engranes que hacen girar el carrete dorsal y palmar debido al material del que están hechos los dientes de los engranes y *b)* el incremento del torque requerido para la aplicación debido a la fricción generada en las poleas que guían el cable desde el elemento terminal hasta el carrete que los enrolla. Estos problemas se resolvieron satisfactoriamente con el uso de baleros para disminuir dicha fricción y la sustitución de material para los engranes que hacen girar los carretes.

La caña de pesca presentó dos características destacables que la hicieron óptima para esta aplicación y fue su resistencia a la torsión soportando la carga y su flexibilidad que permitió ser enrollada en el carrete.

La orientación vertical de los sensores ultrasónicos permite una mejor detección de la flexión de la mano hasta el arco máximo de movimiento de los tres casos de estudio; sin embargo, para flexiones menores los sensores no presentan la mejor opción.

PATENTES

Entre los resultados se encuentra el registro de dos patentes de diseño a favor de la Universidad Autónoma del Estado de México, cuyos números y títulos son: MX59881 B Modelo Industrial de Movilizador de Muñeca para Rehabilitación Médica y MX59276 B Modelo Industrial de Banco de Pruebas para Movilización de Muñeca.

ANÁLISIS PROSPECTIVO

Los resultados de este artículo muestran las bases para el desarrollo de un rehabilitador. Por su parte, la metodología permite la posibilidad de reproducirlo para alguna otra población objetivo. Los cálculos, el modelo físico experimental y el banco de pruebas pueden ser usados para estudiar otras terapias empleadas para la rehabilitación de muñeca como la flexión radial y cubital, así como la pronación y supinación. Comparado con otros mecanismos, MOPAREM presenta una opción aceptable para el tratamiento de una problemática en específico. MOPAREM en un futuro podría llegar a ser un rehabilitador completo de muñeca que facilite la sobrecarga del sistema de salud que se presente. La estación que contiene el sistema de control y de actuación podría mejorarse controlando el MOPAREM mediante alguna aplicación inalámbrica, lo cual facilitaría más asignar rutinas y abriría la posibilidad de anejarlo a expedientes electrónicos. Se piensa en la posibilidad de añadir un electromiografo para observar la actividad muscular, mejorar el seguimiento de las terapias, brindar más información al terapeuta y así mejorar la calidad del sistema de rehabilitación.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la fisioterapeuta Sandra González Mendieta por la asistencia y el apoyo en el desarrollo del MOPAREM. A todo el equipo del taller de mantenimiento de la clínica IMSS 251 en el diseño del Modelo Físico Experimental. A los profesores de Animación y Modelado de la facultad de Medicina de la UAEMéx en el desarrollo del modelo computacional animado, así como al Ingeniero Daniel González Celaya por su ayuda en las primeras etapas del proyecto.

REFERENCIAS

- Abbas, A. K., Fausto, N., Mitchell, R. N. y Kumar, V. (2010). *Robbins y Cotran. Patología estructural y funcional* (octava edición). Disponible en <http://www.cefybuba.com.ar/robbins-y-contran-8-edicion/>
- Ávila, R., Prado, L. y González, E. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población Latinoamericana*. México: Universidad de Guadalajara. Disponible en <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/14486/2018sergioboh%C3%B3rquez4.pdf?sequence=6&isAllowed=y>
- Balasubramanian, S., Klein, J., & Burdet, E. (2010). Robot-assisted rehabilitation of hand function. *Current opinion in neurology*, 23(6), 661-670. <https://doi.org/10.1097/WCO.0b013e32833e99a4>
- Barrientos, A., Felipe, P. N., Balaguer, C., & Aracil, R. (2007). *Fundamentos de robótica* (segunda edición). Disponible en https://www.academia.edu/10479201/Fundamentos_de_robotica
- Bartlett, N. W., Lyau, V., Raiford, W. A., Holland, D., Gafford, J. B., Ellis, T. D., & Walsh, C. J. (2015). A soft robotic orthosis for wrist rehabilitation. *Journal of Medical Devices*, 9(3). <https://doi.org/10.1115/1.4030554>
- Beer, R. F., Naujokas, C., Bachrach, B., & Mayhew, D. (2008). Development and evaluation of a gravity compensated training environment for robotic rehabilitation of post-stroke reaching. *2008 second IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics* (pp. 205-210) Scottsdale: IEEE. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2008.4762863>
- Brackenridge, J., Bradnam, L. V., Lennon, S., Costi, J. J., & Hobbs, D. A. (2016). A review of rehabilitation devices to promote upper limb function following stroke. *Neuroscience and Biomedical Engineering*, 4(1), 25-42. Disponible en <https://www.ingentaconnect.com/content/ben/nbe/2016/00000004/00000001/art00006>
- Dantés, O. G., Sesma, S., Becerril, V. M., Knaul, F. M., Arreola, H., y Frenk, J. (2011). Sistema de salud de México. *Salud Pública de México*, 53(2), 220-232. Disponible en http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S00366342011000800017&lng=es&tlng=es
- Dávila, V. J. M., Avila, V. J.C., Vilchis, G. A. H., & Avilés, LAZ. (2020). Design Criteria of Soft Exogloves for Hand Rehabilitation-Assistance Tasks. *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/2724783>
- Dovat, L., Lamercy, O., Gassert, R., Maeder, T., Milner, T., Leong, T. C., & Burdet, E. (2008). HandCARE: A cable-actuated rehabilitation system to train hand function after stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(6), 582-591. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2008.2010347>
- Gorrostieta, E., Soto, E. V., Zuñiga, A. L. A., Rodríguez, R. J., & Tovar, A. S. (2015). Mechatronics methodology: 15 years of experience. *Ingeniería e Investigación*, 35(3), 107-114. <https://doi.org/10.15446/ing.investig.v35n3.47543>

- Homma, K., Fukuda, O., & Nagata, Y. (2002). Study of a wire-driven leg rehabilitation system. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2, 1451-1456. <https://doi.org/10.1109/IRDS.2002.1043959>
- Hu, X. L., Tong, K. Y., Song, R., Zheng, X. J., & Leung, W. W. F. (2009). A comparison between electromyography-driven robot and passive motion device on wrist rehabilitation for chronic stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(8), 837-846. <https://doi.org/10.1177/1545968309338191>
- INEGI. (2014). *Perfil sociodemográfico de adultos mayores*. México: INEGI. Disponible en http://internet.contenidos.inegi.org.mx/contenidos/Productos/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/perfil_socio/adultos/702825056643.pdf
- INEGI. (2015). *Panorama sociodemográfico del Estado de México*. México: INEGI. Disponible en http://seieg.iplaneg.net/seieg/doc/Panorama_Sociodemografico_2015_1452886126.pdf
- Jiang, Y., Chen, D., Que, J., Liu, Z., Wang, Z., & Xu, Y. (2017). Soft robotic glove for hand rehabilitation based on a novel fabrication method. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (pp. 817-822). <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2017.8324518>
- Jones, C. L., Wang, F., Morrison, R., Sarkar, N., & Kamper, D. G. (2012). Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(1), 131-140. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2224359>
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2010). Ejercicio terapéutico: conceptos fundacionales. In C. Kisner, L. A. Colby (Ed.), *Ejercicio terapéutico, Fundamentos y técnicas* (pp. 1-36). Disponible en <https://www.berri.es/pdf/EJERCICIO%20TERAPEUTICO%E2%80%9A%20Fundamentos%20y%20T%C3%A9cnicas/9789500600965>
- Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: Implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of speech, Language, and Hearing Research*, 51, 225-239. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/018\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/018))
- Lavalle, M. C. (2010). Osteoarthritis, en *Seminario Sobre Medicina y Salud de la UNAM 2010* (pp. 1-20). Disponible en http://www.facmed.unam.mx/sms/temas/2010/06_jun_2k10.pdf
- Mohamaddan, S., & Komeda, T. (2010). Wire-driven mechanism for finger rehabilitation device. *2010 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation* (pp. 1015-1018). <https://doi.org/10.1109/ICMA.2010.5588077>
- Morales, R. J., González, L. L., Gámez, N. J. I., Vázquez, V. M. L. y Castro, E. P. P. (2010). Enfermedades reumáticas y salud pública: artículo de revisión acerca del XXXVIII Congreso Mexicano de Reumatología. *Altepepaktli: salud de la comunidad*, 6(11), 42-53. Disponible en <https://biblat.unam.mx/es/revista/altepepaktli-salud-de-la-comunidad>
- Negrín, V. R. y Olavarría, M. F. (2014). Artrosis y ejercicio físico. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(5), 805-811. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70111-7](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70111-7)
- Nunes, W. M., Rodrigues, L. A. O., Oliveira, L. P., Ribeiro, J. F., Carvalho, J. C. M., & Gonçalves, R. S. (2011). Cable-based parallel manipulator for rehabilitation of shoulder and elbow movements. *2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics* (pp. 1-6). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975503>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (tercera edición). Fareso: McGraw-Hill.
- Ottaviano, E., Ceccarelli, M., & De Ciantis, M. (2007). A 4-4 cable-based parallel manipulator for an application in hospital environment. *Mediterranean Conference on Control & Automation* (pp. 1-6). IEEE. <https://doi.org/10.1109/MED.2007.4433839>

- Patton, J., Small, S. L., & Rymer, W. Z. (2008). Functional restoration for the stroke survivor: Informing the efforts of engineers. *Topics in stroke rehabilitation*, 15(6), 521-541. <https://doi.org/10.1310/tsr1506-521>.
- Peiró, M. A. y Santonaja, F. (2006). Tratamiento rehabilitador de los procesos traumáticos del miembro superior, en M. A. Peiró y F. Santonaja (Eds.), *Cirugía menor y procedimientos en medicina de familia* (segunda edición) (1627-1638). Disponible en <https://studylib.es/doc/7851927/rehabilitaci%C3%B3n-del-miembro-superior>
- Peláez, B. I., Sanin, L. H., Flores, C. R., Navarro, Z. E., Rivas, L., Álvarez, H. E. y Burgos, V. R. (2010). Epidemiología de enfermedades reumáticas en tres comunidades conurbanas de la Ciudad de México: estudio de base comunitaria. *XXXVIII Congreso Mexicano de Reumatología*. Disponible en <http://www.reumatologiaclinica.org/index.php?p=revista&tipo=pdf-simple&pii=X1699258X10491538>
- Polygerinos, P., Wang, Z., Galloway, K. C., Wood, R. J., & Walsh, C. J. (2015). Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 135-143. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014>
- Quesnot, A., & Chanussot, J. C. (2010). *Rehabilitación del miembro superior*. Médica Panamericana.
- Rosati, G., Gallina, P., & Masiero, S. (2007). Design, implementation and clinical tests of a wire-based robot for neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(4), 560-569. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.908560>
- Rosati, G., Zanotto, D., Secoli, R., & Rossi, A. (2009). Design and control of two planar cable-driven robots for upper-limb neurorehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 560-565). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2009.5209551>
- Sánchez, M. M. M. (2013). Artrosis. Etiopatogenia y tratamiento. *Anales de la Real Academia de Medicina y Cirugía de Valladolid*, 50, 181-203. Disponible <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/23847>
- Solís, M. F. V., & Moreno, A. A. S. (2018). Programa fisioterapéutico para pacientes con artritis reumatoide. *Jóvenes en la ciencia*, 4(1), 579-584. Disponible en <http://www.jovenesenlaciencia.ugto.mx/index.php/jovenesenlaciencia/article/view/2533/pdf1>
- Valenzuela, M. L. E. (2018). *Artritis reumatoide*. Quito: Universidad Central del Ecuador. Disponible en <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/16032/1/T-UCE-0020-CDI-0103-TF.pdf>
- Zhang, F., Hua, L., Fu, Y., Chen, H., & Wang, S. (2014). Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory*, 73, 103-116. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2013.10.015>
- Zuñiga, A. L. A., Pedraza, J. C., Gorrostieta, E., & Ramos, J. M. (2010). New approach to modeling and simulation methodology for the mechatronic design of IEDD-unmanned wheeled mobile manipulator. *IEEE Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference* (pp. 295-301). IEEE. <https://doi.org/10.1109/CERMA.2010.107>

CC BY-NC-ND