

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.39.1.7](https://doi.org/10.17488/RMIB.39.1.7)

## Diseño de Exoesqueleto con base en Cuatro Casos de Estudio de Rehabilitación de Miembro Superior

### Design of an Exoskeleton based on Four Cases of Upper Limb Rehabilitation Study

*G. M. Cruz-Martínez, A. H. Vilchis-González, L. A. Zúñiga-Avilés, J. C. Ávila-Vilchis, A. I. Hernández-Sánchez*

Universidad Autónoma del Estado de México

#### RESUMEN

En este artículo se presenta un enfoque para rehabilitación pasiva de miembro superior mediante la formulación de cuatro casos de estudio haciendo un análisis de las patologías y los ejercicios que se aplican. Para llevar a cabo la experimentación en los casos propuestos se registraron los datos de las trayectorias de las articulaciones del brazo de un paciente realizando los ejercicios de rehabilitación con un terapeuta. Se diseñó el exoesqueleto ERMIS de siete grados de libertad para emular los movimientos anatómicos en el brazo durante la rehabilitación a partir de los requerimientos de los casos de estudio. Para validar el funcionamiento del exoesqueleto en los casos se simuló el modelo dinámico del ERMIS y se compararon los datos con los datos muestreados de los ejercicios. Al final se presentan los resultados obtenidos de los ejercicios realizados con el exoesqueleto, obteniendo en la precisión un desempeño promedio del 95% en los movimientos de hombro, codo y muñeca al emular la terapia con timón.

**PALABRAS CLAVE:** Exoesqueleto; rehabilitación pasiva; miembro superior, emulación.

### ABSTRACT

This paper presents an approach for passive upper limb rehabilitation based on four case studies by analyzing the pathologies and exercises that are applied. To carry out the experimentation in the proposed cases, the data from the trajectories of the patient's arm articulations were registered, performing the rehabilitation exercises with a therapist. The ERMIS exoskeleton's seven degrees of freedom was designed to emulate the anatomical movements in the arm during rehabilitation from the requirements of the case studies. To validate the exoskeleton performance in the study cases, the ERMIS's dynamic model was simulated and the data were compared with the sampled data of the exercises. At the end, the results obtained from exoskeleton exercises emulating rudder therapy, where shoulder, elbow and wrist movements were showed with an accuracy of 95%.

**KEYWORDS:** Exoskeleton; passive rehabilitation; upper limb; emulation.

### Correspondencia

DESTINATARIO: **Giorgio Mackenzie Cruz Martínez**

INSTITUCIÓN: **Universidad Autónoma  
del Estado de México**

DIRECCIÓN: **Instituto Literario No. 100, Col. Centro, C. P.  
50000, Toluca de Lerdo, Estado de México, México**

CORREO ELECTRÓNICO: **gmcruz@uamex.mx**

### Fecha de recepción:

1 de septiembre de 2017

### Fecha de aceptación:

27 de octubre de 2017

## INTRODUCCIÓN

Según el censo de población del año 2015 realizado por el INEGI (Instituto Nacional de Estadística y Geografía), el 6% de la población en México presenta alguna discapacidad. De dicha población, el 33% presenta una discapacidad en el miembro superior <sup>[1]</sup>. Los programas de salud social son, por regla general, el método principal para promover la recuperación funcional en estos sujetos.

También la OMS (Organización Mundial de la Salud) afirma que la rehabilitación es un proceso que permite a las personas con discapacidad alcanzar y mantener un nivel óptimo de desempeño físico, abarcando un rango amplio de actividades como la fisioterapia <sup>[2]</sup>.

La rehabilitación pasiva de brazo es el primer tipo de tratamiento en fisioterapia debido a la espasticidad o al nulo rango de movimiento que pueden presentar los pacientes después de una cirugía de hombro, codo o articulación de la muñeca <sup>[3]</sup> o como consecuencia de alguna luxación <sup>[4]</sup> o resultado de un ACV (Accidente Cerebro Vascular) <sup>[5]</sup>. En la actualidad, los movimientos pasivos son usados en el proceso de rehabilitación después de haber sufrido lesiones neurológicas <sup>[6]</sup> y como parte de un protocolo terapéutico. La terapia de rehabilitación pasiva es aplicada cuando el brazo no contribuye ni se opone voluntariamente a dichos movimientos.

El número de casos de discapacidad en el brazo está en constante crecimiento, la duración del tratamiento es larga <sup>[7]</sup> y se requiere de terapeutas calificados para tratarlos. La escasez de terapeutas, la cobertura limitada de los sistemas de salud y la ausencia de servicios capacitados, restringen la rehabilitación completa de los pacientes. Este panorama sugiere que la introducción de robots puede contribuir de manera significativa a la mejora de los resultados de estos programas.

La investigación sobre rehabilitación robótica de las extremidades superiores ha demostrado que la terapia

con robots ayuda a recuperar la motricidad de la extremidad afectada <sup>[8]</sup> y también puede mejorar los resultados funcionales <sup>[9]</sup>. Por otra parte, existe un déficit de robots de rehabilitación lo suficientemente compactos y potentes para llevar a cabo la flexión y extensión muscular y al mismo tiempo, retroalimentar al paciente y al terapeuta sobre los movimientos realizados buscando motivarlo en entornos clínicos <sup>[8]</sup>.

Se ha demostrado en varios estudios que las terapias intensivas y repetitivas mejoran significativamente las habilidades motoras <sup>[6]</sup>. Otros estudios han puesto de manifiesto que el aprendizaje motor mejora cuando los pacientes practican una variedad de tareas funcionales <sup>[10]</sup> tales como alcanzar objetos o juegos con estimulación. Existen también reportes que revelan cómo la terapia asistida por un robot, así como la rehabilitación basada en realidad virtual, reducen significativamente el deterioro del brazo <sup>[8]</sup> y mejoran la función motora <sup>[11]</sup> permitiendo la recuperación del miembro afectado <sup>[12]</sup>.

Los exoesqueletos son órtesis activas que consisten en un mecanismo estructural externo al cuerpo humano, adaptado para su uso personal, teniendo como característica principal su alta dependencia con respecto a los movimientos de las articulaciones y a los miembros del cuerpo humano <sup>[13]</sup>. Estos sistemas también pueden ser definidos como dispositivos biomecatrónicos, donde el sistema está adaptado a la estructura física del cuerpo humano con un control que puede provenir de las señales del cerebro, con sensores conectados a la piel humana y con actuadores con funcionamiento análogo al de los músculos. El conjunto de estos elementos puede actuar como un solo sistema integrado que desarrolla diversas actividades <sup>[14]</sup>.

Este artículo tiene dos objetivos; el primero es presentar 4 casos de estudio de rehabilitación pasiva de miembro superior que sean capaces de generar rangos de movimiento funcionales que le permitan al paciente recuperar su autonomía. El segundo objetivo es pre-

sentar un exoesqueleto de configuración original como herramienta principal para la rehabilitación a partir de los requerimientos y restricciones que los casos de estudio presentan.

Los estudios realizados sobre sistemas para rehabilitación de miembro superior muestran que los dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto que se encuentran en la literatura son montados en sillas de ruedas <sup>[15]</sup>, en el suelo <sup>[16]</sup> o en una pared <sup>[17]</sup>. Aunque existen investigaciones extensas en el desarrollo de la rehabilitación inteligente y dispositivos para la asistencia de movimientos, un número pequeño de estos desarrollos se ha centrado en el enfoque de rehabilitación pasiva.

El análisis del estado del arte arroja desventajas recurrentes en los exoesqueletos existentes que incluyen: número de grados de libertad y movimientos limitados, estructuras sólidas complejas <sup>[18]</sup>, articulaciones actuadas voluminosas y pesadas, complejo tendido de cables usados como transmisiones hacia los actuadores y sensores, etc. Todas estas situaciones indeseables se han considerado para la configuración del exoesqueleto.

Los siguientes exoesqueletos desarrollados para rehabilitación pasiva de miembro superior se distinguen por su originalidad y su desempeño. Se presentan las características más importantes como: número de GDL (Grados De Libertad), tipos de sensores, actuadores usados, sus transmisiones y su capacidad terapéutica:

- › ETS-MARSE 2011 <sup>[19]</sup>: Exoesqueleto de 7 GDL con capacidad terapéutica para hombro, codo, antebrazo y muñeca. Es controlado por torque y se encuentra montado en el piso.
- › IntelliArm 2009 <sup>[20]</sup>: Dispositivo para rehabilitación de hombro, codo, antebrazo, muñeca y dedos. Tiene 8 GDL y está montado en una base móvil.
- › CADEN-7 2007 <sup>[21]</sup>: Exoesqueleto de 7 GDL para la rehabilitación de hombro, antebrazo, codo y muñeca. Se basa en un sistema de poleas.
- › ARMEO POWER® <sup>[22]</sup>: Exoesqueleto comercial para rehabilitación de miembro superior con 7 GDL. Está inmerso en un ambiente integral que motiva al paciente.
- › Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro 2017 <sup>[23]</sup>. Este prototipo cuenta con 3 GDL y se especializa en el hombro, se caracteriza por tener una base ajustable para el tamaño del paciente.

## METODOLOGÍA

La metodología que se empleó consiste en las siguientes etapas: Primero se hace una revisión de las técnicas empleadas para rehabilitación de miembro superior en casos clínicos, así como de observaciones en campo, con el fin de relacionar ciertos ejercicios que pueden ser tratados de la misma forma o tienen el mismo fin. Además, se relacionan las patologías que requieren rehabilitación con los grupos de ejercicios identificados anteriormente, de esta forma se propusieron y caracterizaron 4 casos de estudio. La validación de los casos se hace mediante la adquisición de datos de los ejercicios, la medición se realiza directamente de las articulaciones de individuos que ejecutan protocolos terapéuticos de rehabilitación (movimientos tridimensionales del miembro superior) dirigidos por un terapeuta, para así obtener los rangos de movimientos que cada GDL debe alcanzar. Con la información recolectada de los cuatro casos de estudio se obtuvieron las restricciones y parámetros críticos para desarrollar un exoesqueleto ERMIS (Exoesqueleto de Rehabilitación de Miembro Superior) dedicado a la rehabilitación. Por último, se evalúa el diseño del exoesqueleto mediante su respectivo modelo dinámico, simulando los ejercicios y comparándolos con los rangos determinados por los casos de estudio.

Para definir los casos de estudio se hace una revisión de las principales patologías donde los pacientes presentan rigidez o rango nulo de movimiento en el brazo y necesitan rehabilitación pasiva, siendo las principales las siguientes:

- › Accidente cerebrovascular: Es una obstrucción arterial del cerebro ocasionando un daño en el control de la zona afectada, lo que trae como consecuencia pérdida del control muscular <sup>[24]</sup>.
- › Esclerosis múltiple: Es una enfermedad autoinmune que destruye o minimiza la cantidad de mielina de las células nerviosas causando que la señal de información del cerebro al músculo se pierda generando rigidez o espasmos musculares en las extremidades <sup>[24]</sup>.
- › Lesión de la médula espinal: Este tipo de lesión impide la comunicación entre las terminales nerviosas y el cerebro <sup>[24]</sup>.
- › Lesión en el plexo braquial: Impide comunicación entre la médula espinal y el miembro superior, volviéndolo flácido y con falta de movilidad <sup>[24]</sup>.

La literatura indica que el tiempo de duración de la rehabilitación para el miembro superior debe ser de 20 a 30 minutos <sup>[24]</sup>. En el proceso de rehabilitación pasiva la terapia de ejercicios no debe durar más de 20 minutos, ya que una sobreestimulación podría luxar alguna articulación <sup>[24]</sup>. La duración y la frecuencia de las sesiones dependen del grado de afectación, del tipo de la misma y de la respuesta del paciente.

Con base en los ejercicios observados durante diferentes sesiones de rehabilitación, y en los tipos de movimientos del miembro superior supervisados por terapeutas especialistas, se identifican los siguientes casos de estudio que abarcan los diferentes ejercicios:

Caso de estudio 1. Serie de ejercicios excluyentes por articulación. Esta metodología de rehabilitación es muy común en la terapia. Consiste en realizar uno o

dos movimientos anatómicos para estimular las regiones afectadas en repeticiones de 3 a 5 veces.

Los ejercicios agrupados en este caso de estudio tienen como objetivo generar rangos de movimientos funcionales, es decir, atacan directamente la espasticidad. La aplicación de estos ejercicios aumenta el tono muscular cuando existe un rango nulo de movimiento.

Caso de estudio 2. Ejercicio con carga aparente. Estos ejercicios emulan la elevación de un objeto por una persona para depositarlo en algún lugar. Los movimientos que predominan en estos ejercicios son flexo-extensión de hombro, de codo y de muñeca. Estos ejercicios tienen relación con actividades cotidianas realizadas con el miembro superior. La rutina de estos ejercicios consiste en que el terapeuta coloque un objeto en la mano del paciente y posteriormente le estire el brazo por completo, estimulando la flexo-extensión del hombro. Otra variante se da cuando se flexiona y extiende el codo al mismo tiempo que la muñeca, trasladando el objeto de arriba a abajo, de tal forma que el brazo permanece paralelo al eje sagital.

Caso de estudio 3. Activación de la memoria de músculo a través del seguimiento de trayectorias. Una técnica de rehabilitación relativamente nueva es la memoria de músculo <sup>[24]</sup>. Consiste en que un agente externo, generalmente un terapeuta, ayuda al paciente a generar los movimientos de alguna tarea cotidiana para que, a través de una retroalimentación del tipo auditivo, somatosensorial o visual, el cerebro del paciente recuerde qué músculos son los que se estimulan durante la ejecución de trayectorias de diversas tareas de la vida real.

Un ejercicio típico para este caso de estudio es colocar al paciente frente a una pared, pizarrón o pantalla donde aparecen trazos de figuras. El terapeuta mueve el brazo del paciente haciéndolo seguir las trayectorias dibujadas con el objetivo de dar una retroalimentación visual. El cerebro interpreta el recorrido a través de lo

que observa, creando memorias que le permiten identificar los músculos que debe estimular y que están involucrados durante el seguimiento de dichas trayectorias. Este ejercicio tiene el beneficio de poder acelerar el proceso de rehabilitación <sup>[25]</sup>.

Caso de estudio 4. Emulación de rueda de hombro o timón. El timón es un dispositivo mecánico que facilita la rehabilitación de hombro, brazo, codo y muñeca. Una de sus ventajas es que se puede adaptar al tamaño y necesidades del paciente. Mejora la fuerza muscular, la flexibilidad articular y la coordinación motriz en personas que sufren alguna discapacidad relacionada con la movilidad del brazo <sup>[24]</sup>. El ejercicio de timón tiene dos variantes:

Ejercicio A: Se coloca al paciente frente al timón; se sujeta la mano del paciente al mango y el terapeuta hace girar el timón. Esto estimula los movimientos de todo el miembro superior pero principalmente favorece la flexo-extensión del hombro.

Ejercicio B: El paciente permanece de pie al lado del timón. Se sujeta la mano al mango del timón y el terapeuta lo hace girar. Esto ejercita la abducción (ABD) y aducción (ADD) del hombro, así como los movimientos de cada complejo articular del miembro superior.

Los ejercicios que se pueden hacer con el timón presentan variantes que pueden depender del rango de giro, de la orientación de la palma de la mano (arriba o abajo) y de la altura del timón con respecto al cuerpo.

### **Generación de trayectorias de rehabilitación**

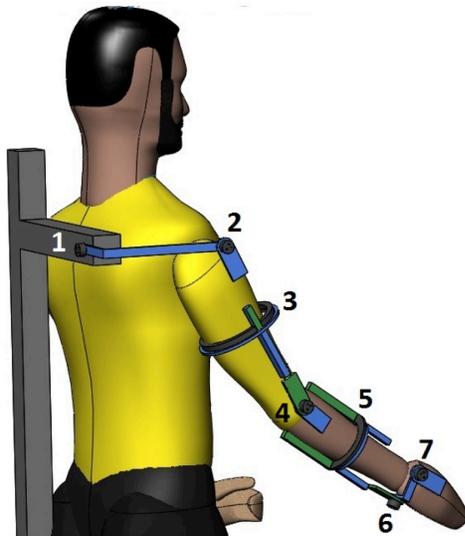
Para replicar los ejercicios de rehabilitación pasiva que se aplican en las terapias es necesario caracterizarlos. Existen diversos métodos para poder cuantificar los movimientos de las extremidades humanas <sup>[26]</sup>, por ejemplo, los que hacen video grabaciones de puntos reflejantes sobre el cuerpo o escaneos infrarrojos,

también aquellos que utilizan sensores ubicados sobre las personas como acelerómetros y giroscopios.

Para caracterizar los ejercicios de los casos de estudio planteados en este artículo, se adquirieron los datos mediante la goniometría, la cual se encarga de medir los ángulos donde se articulan los elementos del miembro al realizar algún movimiento. Es importante resaltar que esta técnica evalúa la posición angular de la articulación en cualquier punto en el espacio <sup>[24]</sup>.

En este proyecto se usan potenciómetros con alta linealidad como sensores analógicos de posición angular, estos han sido acoplados a goniómetros convencionales. Para hacer la lectura de un goniómetro se considera una parte fija y una parte móvil, la parte fija es la referencia de la articulación y la parte móvil es el elemento que sigue el movimiento de la articulación. Para la rotación interna-externa del hombro y la pronosupinación de la muñeca se emplearon potenciómetros de anillo, los que se adaptaron para tener un elemento móvil y un fijo. Los potenciómetros permiten hacer una relación voltaje-gradus. La ubicación de los goniómetros instrumentados se relaciona con el eje de rotación de cada articulación, la Figura 1 muestra la ubicación de cada uno de los 7 goniómetros instrumentados. Para el movimiento de abducción-aducción se coloca el eje del potenciómetro en el eje de la articulación acromioclavicular (ver elemento 1 Figura 1). Para la flexo-extensión de hombro se ubica el potenciómetro alineado al eje de la articulación glenohumeral (ver elemento 2 Figura 1). El potenciómetro usado para la rotación interna y externa es un potenciómetro de anillo (ver elemento 3 Figura 1) cuyo eje se alinea al eje del húmero. Para la flexo-extensión del codo se coloca el eje de rotación del potenciómetro alineado con el eje de la articulación húmero-cubital (ver elemento 4 Figura 1). Para la articulación radio-cubital encargada de la pronosupinación, se usa un potenciómetro de anillo (ver elemento 5 Figura 1) alineado al eje del brazo. Para la flexo-extensión de la muñeca, el eje del

potenciómetro se coloca coincidente al eje de la articulación radio-carpiana (ver elemento 6 Figura 1). Por último para la desviación cúbito-radial se coloca el eje del potenciómetro en la articulación radio-carpiana colocando el elemento móvil sobre el dorso de la mano (ver elemento 7 Figura 1).



**FIGURA 1.** Esquema de la ubicación de los goniómetros instrumentados.

Esta red de sensores permite adquirir de manera simultánea la información proveniente de los 7 movimientos angulares del brazo con un tiempo de muestreo de 0.5 s. Para la lectura de los valores se usan las entradas analógicas en un rango de 0 a 10 volts de la tarjeta de adquisición de datos USB 6009 y MATLAB®.

Para ejemplificar el trabajo que se hizo en el muestreo y adquisición de datos en los casos de estudio, se detalla la discretización de la trayectoria del ejercicio con el timón durante una sesión de rehabilitación pasiva. Se colocaron los goniómetros instrumentados alineados con los ejes de rotación de los movimientos anatómicos del brazo y se hizo la lectura de los valores angulares que se fueron presentando al girar el timón como se muestra en la Figura 2. Se comienza el giro desde la parte inferior del timón a 0° del eje vertical y se realiza un movimiento rotatorio ascendente hasta 180°, ter-

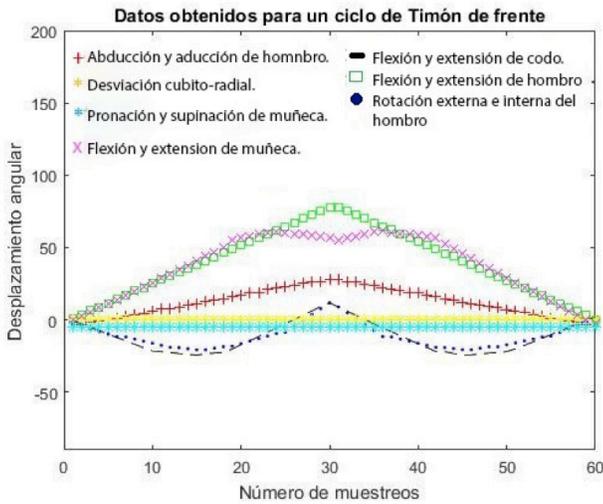
minando así la fase 1 del ejercicio. La fase 2 consiste en descender el timón desde la posición de 180° hasta alcanzar la posición de partida en 0°.



**FIGURA 2.** Ejercicio del timón de frente.

En la Figura 3 se muestran las gráficas procesadas por la interfaz en MATLAB® correspondientes a los movimientos de las siguientes articulaciones: flexo-extensión, ABD-ADD, y rotación interna y externa del hombro, así como de la flexo-extensión y pronosupinación del codo, por último la flexo-extensión y desviación cúbito-radial de la muñeca. Las señales fueron discretizadas en 60 puntos durante 20 s. Los datos que se recabaron incluyen la fase 1 que va de 0 a 10 s y la fase 2 de 10 a 20 s. Esto explica por qué la Figura 3 es simétrica con un eje justo a los 10 s.

También se observa que las gráficas correspondientes a la desviación cúbito-radial y la pronosupinación prácticamente permanecen con valores constantes de 0°, esto significa que estas articulaciones no presentan cambio en su posición angular a lo largo de toda la trayectoria del ejercicio. Así mismo en la Figura 3 se puede observar que la dinámica de las curvas no presenta cambios abruptos en velocidad excepto cuando termina la fase 1 del ejercicio y esto se debe al cambio de dirección en el movimiento.

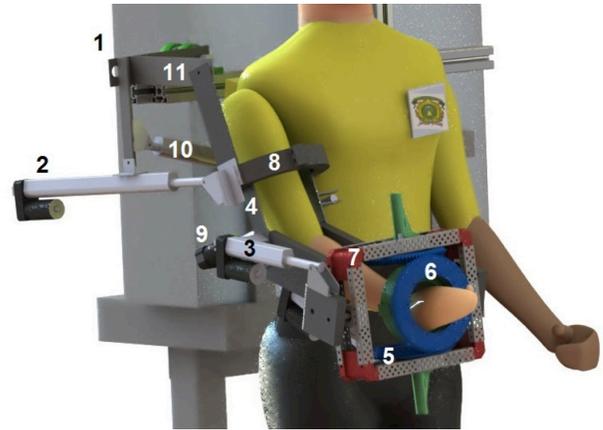


**FIGURA 3. Datos experimentales obtenidos con la red de goniómetros instrumentados.**

### Diseño mecánico del ERMIS

El ERMIS es propuesto de tal forma que garantice funcionalidad para los 4 casos de estudio planteados. Para su diseño y selección de las longitudes de enlace entre el brazo y el exoesqueleto se consideraron las dimensiones de los diferentes segmentos del brazo de una persona adulta de 1.80 m de altura [27]. El exoesqueleto se considera montado en una base móvil donde el paciente se coloca en bipedestación y la altura de la base es ajustable. La Figura 4 muestra el modelo CAD (diseño asistido por computadora por sus siglas en inglés) del ERMIS, montado en la cara lateral de la parte superior del brazo derecho. El hombro cuenta con 3 GDL: la ABD-ADD (ver elemento 1 de la Figura 4), la flexo-extensión (ver elemento 11 de la Figura 4) y la rotación interna-externa (ver elemento 8 de la Figura 4); estos tres movimientos se logran mediante tres actuadores lineales eléctricos con encoder, como se muestra en los elementos 2, 9 y 10 de la Figura 4. La articulación del codo cuenta con 2 GDL formados por los movimientos de la flexo-extensión (ver elemento 4 de la Figura 4) y por la articulación de pronosupinación (ver elemento 6 de la Figura 4); el codo se flexiona mediante el actuador lineal con encoder que se observa en el elemento 3 de la Figura 4. Por último, los 2 GDL correspondientes a la articulación de la muñeca, uno

asociado a su movimiento de flexo-extensión (ver elemento 5 de la Figura 4) y otro para la desviación cúbito-radial (ver elemento 7 de la Figura 4). Los movimientos de la pronosupinación y la flexo-extensión de la muñeca son producidos por un par de motores eléctricos acoplados al conjunto de engranes diferenciales que se muestra en los elementos 5 y 6 de la Figura 4.



**FIGURA 4. Modelo en CAD del ensamblaje del ERMIS.**

### Simulación

Con la herramienta Simscape Multibody® de Simulink® de Matlab se importa el CAD del ERMIS para generar el modelo dinámico que contiene las características de masa, momento de inercia, velocidad y aceleración de todos los elementos que forman la cadena cinemática del exoesqueleto. Todo esto esquematizado mediante bloques que pueden representar: cuerpos rígidos (vínculos, engranes y actuadores), articulaciones o relaciones de posición (articulación de rotación, prismática o diferencial). Además, al modelo se le han anexado sensores, actuadores, restricciones, etc.

Los sólidos rígidos importados con sus propiedades se conectaron entre sí siguiendo una cuidadosa selección de sus marcos de referencia dando como resultado la obtención de los modelos cinemático y dinámico del exoesqueleto.

Con el modelo cinemático inverso se logró conocer las posiciones articulares para que la trayectoria del

extremo del exoesqueleto corresponda al movimiento efectuado por el timón, la cual se generó a partir de un arreglo compuesto por tres funciones  $x(t)$ ,  $y(t)$ ,  $z(t)$  mediante el bloque Signal Builder que les da las características de velocidad y aceleración del ejercicio.

Por otra parte, la dinámica directa del exoesqueleto permitió conocer las fuerzas de cada actuador lineal y los torques de la transmisión diferencial que intervienen en la dinámica deseada a partir de la evolución de las coordenadas articulares obtenidas por la cinemática inversa.

La simulación habilitó la comparación entre las 7 trayectorias simultáneas capturadas del ejercicio de timón a lo largo del brazo con las trayectorias medidas en el modelo dinámico. Cada archivo con los datos adquiridos por articulación se interpoló linealmente y fue importado en la simulación del ERMIS, así se logró cuantificar el error.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se discuten los resultados obtenidos para el caso de estudio 4, correspondiente al ejercicio de emulación del timón. La simulación se alimenta con la trayectoria semicircular que equivale al movimiento del timón. Se agregó el CAD de un timón ubicado frente al exoesqueleto para que sirva como referencia.

En la Figura 5 se muestra una secuencia de imágenes de la simulación de la trayectoria de la fase 1 que va de  $30^\circ$  a  $180^\circ$  respecto a la vertical. Las capturas inician en la Figura 5.1 en un tiempo de 0 s y continúan a intervalos de 1.6 s hasta llegar a la posición que se observa en la Figura 5.6 con una duración de 10 s.

En las Figura 6, 7, 8, 9 y 10 se muestran las dinámicas de la simulación para cada GDL y se comparan con la adquisición de datos experimentales para así poder establecer el error que existe al realizar el ejercicio de timón de frente.

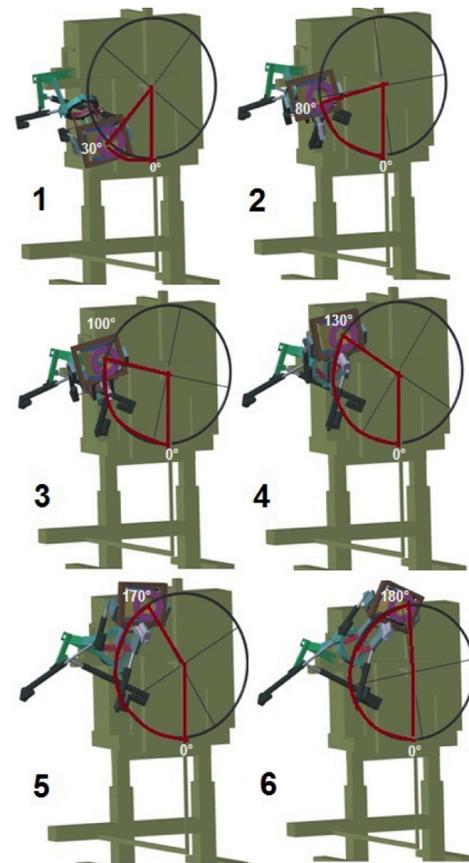
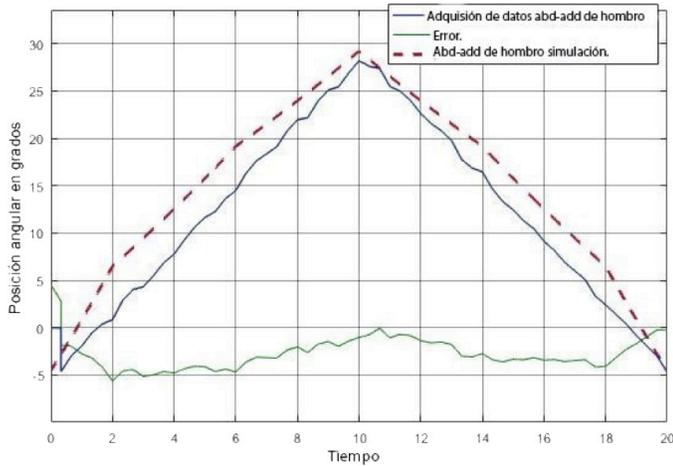


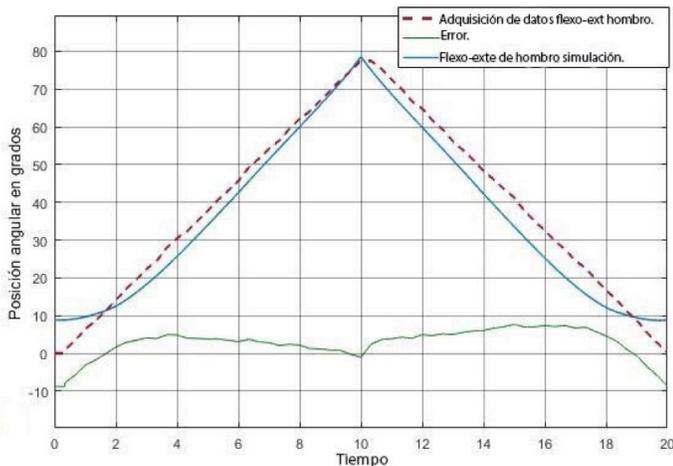
FIGURA 5. Secuencia de movimiento generadas por la simulación del ejercicio de timón con el exoesqueleto.

El movimiento de ABD-ADD de hombro ocurre cuando el miembro se aleja o se acerca al eje vertical anatómico [28]. En la Figura 6 la abducción se realiza cuando las curvas provenientes de la adquisición y la simulación tienen pendientes positivas y la aducción se estimula cuando se realiza el regreso hacia el punto neutro o  $0^\circ$ . Para evaluar la capacidad del ERMIS al seguir las trayectorias del ejercicio del timón en la ABD -ADD, se comparan la amplitud de la curva de  $32^\circ$  proveniente de los datos muestreados contra los  $35^\circ$  provenientes de la simulación. A partir de este comportamiento se calcula el error mostrado en la Figura 6. Para evaluar el caso de estudio 4 emulación de timón, en la ABD-ADD, se compara la amplitud de movimiento anteriormente medida en la adquisición de datos contra los  $45^\circ$  de amplitud de movimiento funcional [29] de la misma articulación.



**FIGURA 6. Movimiento de abducción y aducción del hombro durante el ejercicio del timón.**

El movimiento de flexo-extensión de hombro es el aumento o reducción del ángulo formado por dos elementos anatómicos del hombro [28]. En la Figura 7, la extensión del hombro se ejercita cuando las pendientes de las curvas de la simulación y la adquisición de datos son positivas y la flexión aparece cuando las curvas regresan a  $0^\circ$ .

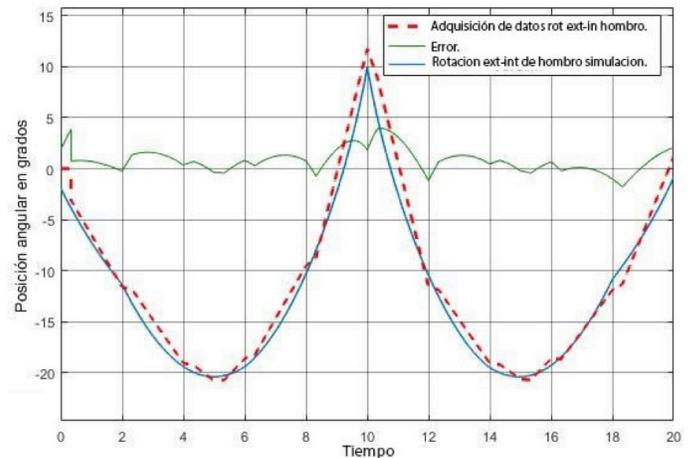


**FIGURA 7. Movimiento de flexo-extensión de hombro durante el ejercicio de timón.**

Para evaluar el desempeño del ERMIS siguiendo trayectorias en la flexo-extensión del hombro se comparan la amplitud del movimiento en los datos muestreados de  $78^\circ$  contra la amplitud de movimiento de la simulación de  $76^\circ$ , de esta forma se obtiene el error que

aparece en la Figura 7. Para evaluar el caso de estudio 4 en la flexo-extensión del hombro se contrasta la amplitud de movimiento en la adquisición de los datos previamente calculada contra los  $80^\circ$  de amplitud de movimiento funcional [29] de la misma articulación.

La rotación del hombro es el movimiento del húmero alrededor de su eje longitudinal. La rotación externa del hombro requiere de la sinergia de la abducción [28]. En la Figura 8 cuando las pendientes de las curvas de la rotación del hombro son negativas se está estimulando la rotación externa y cuando las pendientes son positivas se estimula la rotación interna.



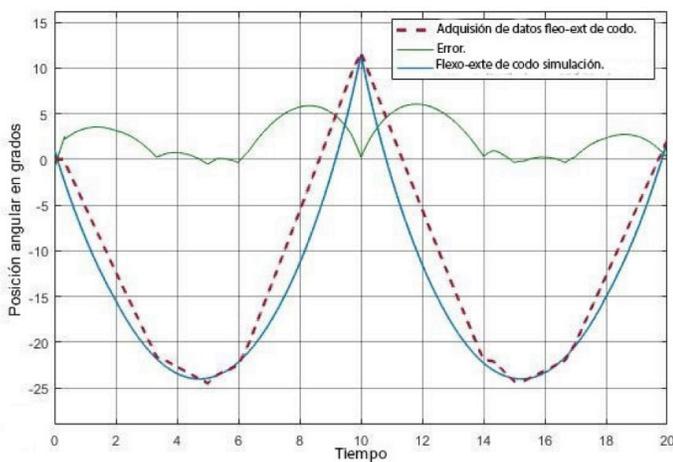
**FIGURA 8. Movimiento de rotación interna y externa del hombro durante el ejercicio de timón.**

Tanto la amplitud de movimiento de la rotación interna-externa del hombro con los datos muestreados como la obtenida de la simulación tienen una amplitud de  $53^\circ$ , sin embargo, los desfases entre ambas generan la curva del error de la Figura 8. Para evaluar el caso de estudio 4 se compara la amplitud previamente calculada de la adquisición de datos contra los  $70^\circ$  de amplitud del movimiento funcional [29].

El movimiento de flexo-extensión de codo es el incremento o reducción del ángulo formado entre el húmero y la unión cúbito-radial [28]. En la Figura 9 la extensión del codo ocurre cuando las curvas provenientes de la

simulación y la adquisición de datos tienen pendientes negativas y la flexión se da cuando las pendientes de las curvas son positivas.

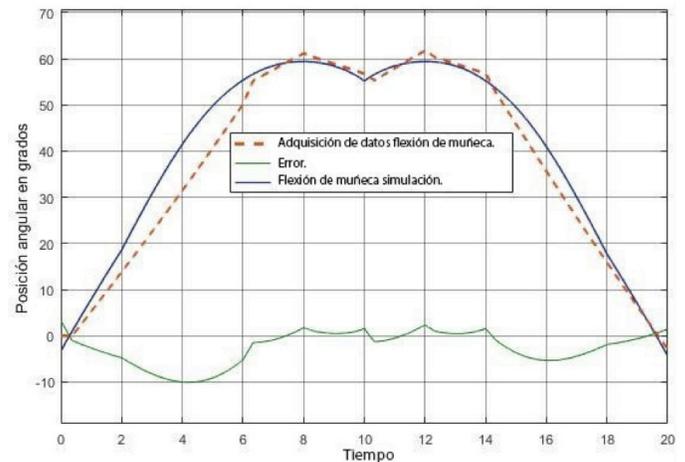
Para evaluar el ERMIS en su capacidad de seguir la trayectoria en el codo, se contrasta la amplitud angular de los datos muestreados de  $37^\circ$  contra la amplitud del movimiento en la simulación de  $36^\circ$ , los desfases entre ambas curvas generan la dinámica de error mostrada en la Figura 9. Para evaluar el caso de estudio 4 en la flexo-extensión del codo se contrasta la amplitud de movimiento en la adquisición de los datos previamente calculada contra los  $50^\circ$  de amplitud de movimiento funcional [29] de la misma articulación.



**FIGURA 9. Movimiento de flexo-extensión de codo durante el ejercicio de timón.**

El movimiento de flexo-extensión de muñeca es el incremento o reducción del ángulo formado entre el radio y los huesos carpianos [28]. En la Figura 10 se observa que la extensión de la muñeca se ejercita cuando las pendientes de las curvas provenientes de la simulación y la adquisición son negativas y la flexión se estimula cuando las pendientes son positivas. La evaluación del ERMIS siguiendo la trayectoria de la flexo-extensión de la muñeca se hace comparando los  $61^\circ$  de la amplitud del movimiento de los datos muestreados contra los de los  $66^\circ$  de amplitud obtenidos de la simulación, la diferencia entre ambas curvas genera

la curva del error en la Figura 10. Para evaluar el caso de estudio 4 en la articulación de la flexo-extensión de la muñeca, se contrasta la amplitud de movimiento previamente medida con la red de goniómetros contra los  $45^\circ$  de amplitud del movimiento funcional.



**FIGURA 10. Movimiento de flexo-extensión de la muñeca durante el ejercicio de timón.**

Los resultados se han resumido en la Tabla 1, donde se puede observar la información de cada grado de libertad que participa en el ejercicio, esto incluye: el rango en grados que cubre el movimiento capturado por los goniómetros, el rango de movimiento obtenido de la simulación del exoesqueleto, la dinámica del error que se calculó con base en la desviación estándar, la media del error entre los datos experimentales y la simulación del ERMIS. En las últimas dos columnas se presentan los datos correspondientes a los rangos de movimiento funcionales [29] y anatómicos [30].

## CONCLUSIONES

En este artículo se han identificado 4 casos de estudio para atender la rehabilitación pasiva de miembro superior que incluyen todos sus movimientos anatómicos y funcionales. Se caracterizó el caso de estudio 4 por medio de la obtención de los rangos de movimiento experimentales con una red de goniómetros instrumentados y se confrontaron con la amplitud de movimiento funcional para cada articulación del brazo.

**TABLA 1. Resumen de los resultados obtenidos en la adquisición de datos y en la simulación del ejercicio del timón.**

Articulación	Adquisición de datos	Datos obtenidos de Simulación	Media del error	Rango de movimiento Funcional	Rango de movimiento anatómico
Aducción-abducción de hombro	-5° a 28°	-5° a 30°	-2.8148	0° a 45°	0° a 180°
Flexión-extensión de hombro	0° a 78°	8° a 80°	-2.8896	0° a 80°	0° a 180°
Rotación interna y externa de hombro	-21° a 11°	-21° a 12°	-0.8119	-30° a 40°	-90° a 80°
Flexo- extensión de codo	-25° a 12°	-23° a 12°	-2.3474	0° a 50	-20° a 140°
Flexo - extensión de muñeca	-14° a 61°	-8° a 58°	-2.5252	-30° a 45°	-60° a 80°

El caso de estudio 4 abarca los siguientes porcentajes de los rangos funcionales: el 71.1% en la ABD-ADD del hombro, el 97.5% de la flexo-extensión del hombro, el 45.7% de la rotación interna-externa del hombro, el 74% en la flexo-extensión del codo y el 100% en la flexo-extensión de la muñeca. Los rangos funcionales son una guía para saber si se cumple con el objetivo principal de la rehabilitación. Los casos de estudio se plantearon para ser complementarios entre sí, el caso de estudio 4 abarca un promedio de 77.7% de rangos funcionales.

El análisis de los casos de estudio estableció un conjunto de requerimientos y restricciones a partir de los cuales se formuló un exoesqueleto para rehabilitación llamado ERMIS validado mediante la simulación de su modelo dinámico ejecutando los ejercicios de rehabilitación asociados a cada caso de estudio. Se compararon las trayectorias obtenidas de la simulación contra los datos de la red de goniómetros con el fin de obtener el error angular presente en cada GDL. Se selecciona los resultados obtenidos del caso de estudio 4 para discutirse ampliamente debido a la complejidad de su ejercicio asociado. Se determinó que ERMIS durante la ejecución del ejercicio de timón cubre los siguientes porcentajes de seguimiento de las trayectorias: el 91.2% del

movimiento de ABD-ADD, el 96.2%, de la flexo-extensión de hombro, el 97.4% de la rotación externa-interna de hombro, el 93.6% para la flexo-extensión de codo y finalmente el 96.6% para la flexo-extensión de muñeca.

Debido a que se trata de un sistema redundante de 7 GDL, existe un número múltiple de configuraciones del exoesqueleto que podrían seguir el movimiento semicircular del timón; sin embargo, las configuraciones que se obtuvieron garantizan la rehabilitación del miembro superior de acuerdo con los rangos de movimiento anatómicos y funcionales.

También se analizaron los valores máximos del error que se presentaron en la simulación del ERMIS durante la ejecución del ejercicio del timón. Se compararon cada uno de los rangos de los movimientos anatómicos con la respectiva suma del rango más el error máximo del movimiento de cada articulación del exoesqueleto. Así se determinó que aun en las posiciones más comprometidas, los rangos de movimiento del exoesqueleto no superan los rangos anatómicos de cada articulación y por lo tanto no produce lesiones en el paciente como luxaciones, concluyendo que el diseño del ERMIS es seguro.

Actualmente se está trabajando en el desarrollo y manufactura del modelo físico experimental del ERMIS para retroalimentar las propiedades del modelo

dinámico. Posteriormente se planea seguir una metodología para el desarrollo de productos que permitan llegar a un prototipo que opere en entornos clínicos.

## REFERENCIAS

- [1] INEGI. Estadísticas a propósito del Día Internacional de las Personas con Discapacidades. [Online].; 2015 [cited 2017 Marzo 12. Available from: "http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/discapacidad0.pdf" http://www.inegi.org.mx/saladeprensa/aproposito/2015/discapacidad0.pdf .
- [2] Organización Mundial de la salud. Atención médica y rehabilitación. [Online]. [cited 2017 Febrero 10. Available from: "http://www.who.int/disabilities/care/es/" http://www.who.int/disabilities/care/es/ .
- [3] Brigham&Women's Hospital. Physical therapy protocols. [Online]. [cited 2016 Mayo 26. Available from: "https://goo.gl/KjYtJD".
- [4] National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Post-Stroke Rehabilitation Fact Sheet. [Online].; 2011 [cited 2017 Marzo 13. Available from: "https://stroke.nih.gov/materials/rehabilitation.htm"
- [5] Stokes M, Stack E. Fisioterapia en la rehabilitación neurológica. Tercera ed. Barcelona: ELSEVIER; 2013.
- [6] Huang HC, Chung KC, Lai DCSF. The impact of timing and dose of rehabilitation delivery on functional recovery of stroke patients. J. Chin. Med. Assoc.72(5). 2009 Mayo; 75(5): p. 257-264. DOI:10.1016/S1726-4901(09)70066-8
- [7] INEGI. Instituto Nacional de Geografía y Estadística. Ciudad de México: INEGI ; 21 abril 2016.
- [8] Prange GB, Jannick MA, Groothuis-Oudshoorn HH, Ijzerman MJ. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. Rehab. Res. Dev. 2006 Abril; 43(2): p. 171-184.
- [9] Kwakkel G, Kollen BJ, Krebs HI. Effects of robot assisted therapy on upper limb recovery after. Neurorehab. Neural. 2008 Abril; 22(2): p. 111-121. DOI: 10.1177/1545968307305457
- [10] Winstein CJ, Merians AS, Sullivan KJ. Motor learning after unilateral brain damage. Neuropsychologia 37(8). 1999 Julio; 37(8): p. 975-987.
- [11] Krebs HI, Volpe BT, Williams D, Celestino J, Charles SK, Lynch D, et al. Robot-aided neurorehabilitation: A robot for wrist rehabilitation. IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.15(3). 2007 Septiembre; 15(3): p. 327-335. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903899
- [12] Brose SW, Weber DJ, Salatin BA, Grindle GG, Wang H, Vazquez JJ, et al. "The role of assistive robotics in the lives of persons with disability". Am. J. Phys. Med. Rehabil.89(6). 2010 Junio; 89(6): p. 509-521. DOI:10.1097/PHM.0b013e3181cf569b
- [13] Arce G C. Ortesis miembros superior. [Online].; 2005 [cited 2016 Marzo 8. Available from: "http://www.arcesw.com/o\_m\_s.pdf" http://www.arcesw.com/o\_m\_s.pdf .
- [14] Pons JL. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeleton Chichester, England: Jhon Wiley & Sons; 2008.
- [15] Gopura RARC, Kiguchi K, Yang L. SUEFUL-7: A 7-DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot with Muscle-Model-Oriented EMG-Based Control. In IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2009); Octubre 11-15, 2009; Piscataway, NJ. p. 1126-1131. DOI:10.1109/IROS.2009.5353935
- [16] Nagai K, Nakanishi I, Hanafusa H, Kawamura S, Makikawa M, Tejima N. Development of an 8-DOF Robotic Orthosis for Assisting Human Upper Limb Motion,. In IEEE International Conference on Robotics and Automation; 1998; Leuven, Belgium. p. 3486-3491. DOI: 10.1109/ROBOT.1998.680977
- [17] Tanaka TNaT. Application of rubber artificial muscle manipulator as a rehabilitation robot. IEEE/ASME Trans. Mechatronics2(4). 2002 Agosto; 2(4): p. 259-267. DOI: 10.1109/3516.653050
- [18] Tsagarakis NG, Caldwell DG. Development and control of a 'soft-actuated' exoskeleton for use in physiotherapy and training. Auton. Robot.15(1). 2003 Julio; 15(1): p. 21-33.
- [19] Rahman MH, Saad M, Kenne JP, Archambault PS. Robot-assisted rehabilitation for elbow and forearm movements. Int. J. Biomechanics Biomed. Robot. 2011; 1(4): p. 206-218. DOI: 10.1504/IJBBR.2011.043748
- [20] Yupeng R, Hyung-Soon P, Li-Qun Z. Developing a Whole-Arm Exoskeleton Robot with Hand Opening and Closing Mechanism for Upper Limb Stroke Rehabilitation. In IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: Reaching Users & the Community (ICORR '09); Junio. 23-26, 2009; Piscataway, NJ. p. 761-765. DOI: 10.1109/ICORR.2009.5209482
- [21] Perry JC, Rosen J, Burns S. Upper-limb powered exoskeleton design. IEEE/ASME Trans Mechatronics 12(4). 2007 Agosto; 12(4): p. 408-417. DOI: 10.1109/TMECH.2007.901934
- [22] HOCOMA. ARMEO POWER. [Online].; 2011 [cited 2016 Diciembre 2. Available from: "https://www.hocoma.com/us/solutions/armeo-power/" https://www.hocoma.com/us/solutions/armeo-power/ .
- [23] Sosa D, Montiel M, González E. Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 2017 Abril; 38(1) DOI: 10.17488/RMIB.38.1.29
- [24] Quesnot A, Chanussot JC. Rehabilitación del miembro superior Madrid: Editorial medica panamericana S.A ; 2010.
- [25] Guzmán DE, Londoño J. Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 2016 Septiembre; 37(3). DOI: 10.17488/RMIB.37.3.8
- [26] Haro DM. Laboratorio de análisis de marcha y movimiento del cuerpo. Revista Médica Clínica Las Condes. 2014 Marzo; 25(2). DOI: 10.1016/S0716-8640(14)70034-3
- [27] Hamilton N, Weimar W, Luttgens K. Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion. Onceaba ed. Boston, MA: McGraw-Hill; 2008.
- [28] Nordin M, Frankel VH. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético España: Mc Graw Hill; 2001.
- [29] Kapandji AI. Fisiología articular miembro superior. quinta ed. Madrid: Panamericana; 2001.
- [30] Taboada CH. Goniometría una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales Buenos Aires: Asociart; 2007.