

DISPOSITIVO CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA

*John Calle Sigüencia⁹, Pablo Ávila Cárdenas¹⁰,
Luis Benavides Paredes¹¹, Micaela Villa Rosero¹².*

El siguiente capítulo presenta el diseño de un dispositivo que tiene la capacidad de rehabilitar los movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión de la muñeca de una persona con diagnóstico de angioedema hereditario conocido como AEH. El producto permite su uso diario, doméstico, confortable y menos costoso que una terapia en un lugar especializado debido al cuadro clínico del paciente. El dispositivo, con dos grados de libertad (GDL), es comandado mediante programación y servomotores, mientras que para la parte constructiva se hace uso de materiales como acero, bronce, aluminio, polímero y madera.

Palabras clave: AEH, GDL, muñeca, rehabilitación, terapia física.

INTRODUCCIÓN

El uso de dispositivos mecánicos en el área médica es cada vez más común hoy en día. Estos pueden ser manuales, automáticos o una mezcla

⁹ *Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalles@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}*

¹⁰ *Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalles@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}*

¹¹ *Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalles@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}*

¹² *Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalles@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}*

de ambos. La finalidad de estos dispositivos ha sido crear confort y una mejora para una o varias partes del cuerpo de un paciente.

La mano es una de las áreas de mayor interés en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación robótica, ya que es un órgano de prensión y como tal es símbolo de la fuerza y del poder, así como un instrumento de trabajo (Ballina y Rodríguez, 1999) de obligado uso en la vida diaria, así que cualquier discapacidad que presente producirá una disminución en la capacidad de movimiento (Geznin, Chang y Akhan, 2016).

La biomecánica de la muñeca, analizada desde las articulaciones, es una de las más complejas del cuerpo humano debido a las siguientes características: gran movilidad, alta resistencia a cargas de compresión, cizallamiento y torsión sin desestabilizarse (Voegeli, 2001).

La funcionalidad de la muñeca se puede ver afectada por enfermedad, lesiones por deporte u otro tipo provocadas por movimientos fuera de los límites de la muñeca o por la sujeción de cargas superiores a las admisibles para un determinado individuo. Los diagnósticos de estas lesiones suelen ser difíciles y con esto no se alcanza siempre el tratamiento apropiado de inmediato (Thomas y Zanin, 2016).

El angioedema (AE) es un tipo de edema que se ubica en el tejido subcutáneo y/o submucoso. El AE se puede asociar o no a urticaria y puede ser clasificado en hereditario y adquirido. Las formas hereditarias están relacionadas con una alteración del complemento sérico al mostrarse una disminución o pérdida completa de la fracción de C1 de complemento (inhibidor C1 [C1-Inh]) (Caballero, y col., 2015). El déficit de C1-Inh provoca un aumento de la calicreína y la producción de la bradisinina; como consecuencia de esto se produce un aumento en la permeabilidad vascular y así aparece el AE. Si la enfermedad es hereditaria (AEH), este se transmite de forma autosómica dominante, aun así, el 25% de los casos se debe a mutaciones de novo o mutaciones que aparecen por primera vez en una familia. La incidencia de la enfermedad se estima en 1/50.000 personas y más de 200 mutaciones distintas, teniendo cada familia una propia. Cuando hay antecedentes familiares, los síntomas pueden presentarse antes de los 15 años de vida e incluso después. La enfermedad puede afectar la cara, los miembros superiores, el aparato digestivo o las vías respiratorias. Estas afecciones se conocen como

crisis, y las causas de ellas pueden ser traumatismos, infecciones y uso de fármacos. El tratamiento que se aplica se basa en medidas terapéuticas específicas como el uso de danazol, un esteroide anabolizante y de ácido tranexámico que actúa como antifibrinolítico. El uso de un tratamiento adecuado ha logrado reducir de manera considerable la frecuencia de las crisis y actualmente se dispone de un inhibidor de C1 purificado a partir del plasma humano, que es normalmente utilizado en pacientes con crisis que comprometen un pronóstico vital (Laurent, y col., 2007)

Las consecuencias del AEH pueden involucrar cirugía, sobre todo dental o faríngea, maniobras endoscópicas o la inmovilización de algún miembro del cuerpo humano (Laurent, 2007). En el caso que tratamos en esta investigación se presenta un paciente con diagnóstico de AEH y una lesión de la extremidad izquierda que impide un correcto funcionamiento de la muñeca para ejecutar actividades de uso diario por las que se requieran movimientos con la mano en los diferentes grados de libertad y la presencia de AEH ha causado que no pueda tener una correcta recuperación. El efecto positivo que puedan causar las terapias o rehabilitación dadas específicamente para la parte afectada se ve disminuido por las crisis del AEH. Es así como este trabajo trata del desarrollo de un producto que permita rehabilitar los movimientos de la muñeca y que además sea de uso diario, haciendo de esta manera que una terapia física compense o contrarreste los efectos de la enfermedad causados en la extremidad izquierda, además de producir una mejoría en sus movimientos. El producto se basa en el mecanismo Ojo Ágil o mecanismo paralelo simplificado de dos ejes, el cual permitirá simular los movimientos de una muñeca con otros generados por servomotores.

La rehabilitación asistida por robot ofrece varias ventajas potenciales en comparación con la terapia convencional, entre ellas, alta repetibilidad, control preciso a la asistencia robótica o niveles de resistencia y medición objetiva del rendimiento cinemático y dinámico de los pacientes (Marini y col., 2017). Además, se debe considerar que la asistencia de rehabilitación se enfoca en el desarrollo de sistemas que apoyan a las personas con discapacidad para encontrar una forma de rehabilitación autónoma que permita recuperar las funciones perdidas en un tiempo aceptable. El funcionamiento eficaz del sistema requiere el asesoramiento apropiado

de los terapeutas relacionados a las condiciones de los pacientes y dependiendo de cada caso (Mouri y col., 2009).

Un dispositivo háptico se basa en el sentido del tacto. La sensación táctil combina las sensaciones táctiles y kinestésicas (O'Malley y Gupta, 2008). El método de accionamiento más común para los dispositivos hápticos son los motores eléctricos, cuyas ventajas son: bajo costo y precisión de velocidad, además de control en su actuación (Senkal y Gurocak, 2011).

Un mecanismo o manipulador mecánico está constituido por varios eslabones conectados por juntas. El número de grados de libertad depende del número de enlaces y articulaciones y los tipos de articulaciones utilizadas para las construcciones del mecanismo (Tsai, 1999). Los manipuladores paralelos tienen las ventajas de que ofrecen alta velocidad y alta precisión en la teoría de los mecanismos, sin embargo, aún resulta difícil hacer uso de manipuladores paralelos en aplicaciones reales. Una de las limitaciones radica en el diseño del controlador de los manipuladores paralelos. Debido a las limitaciones de bucle cerrado inherentes, las juntas de los manipuladores paralelos están estrechamente acopladas y las características dinámicas son siempre altamente no lineales (Zhang y col., 2007).

En 1996 se presenta un diseño llamado Ojo Ágil, un mecanismo de alto rendimiento capaz de orientar una cámara dentro de un espacio de trabajo más grande que el de un ojo humano y con velocidad y aceleraciones mayores que las de este último. Los eslabones móviles del mecanismo están hechos de aluminio. La masa móvil total es de 356 g. Además, el centro de masa del efector final está muy próximo al de rotación del mecanismo que minimiza las fuerzas. El mecanismo permite ajustar la cámara de imagen para que se sitúe exactamente en su centro de rotación, lo que descarta completamente los efectos de traslación de la imagen (Gosselin, Pierre, Gagne, 1996).

En 1999 se patenta la versión simplificada del manipulador, ahora con 2 grados de libertad (2 GDL). La invención hace referencia a un dispositivo de orientación esférica simple de dos grados de libertad y que puede ser utilizado para cargas puntuales como cámaras, espejos láseres, antenas y similares. El funcionamiento se basaba en un mecanismo esférico de cinco barras con soporte de carga útil accionado por dos actuadores

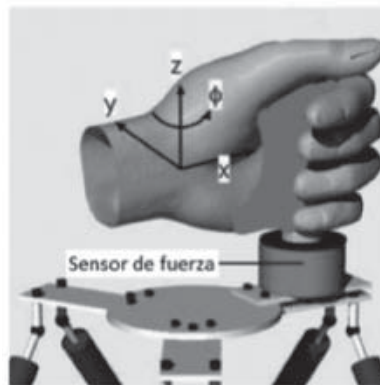


Figura 2. Diagrama esquemático del manipulador paralelo neumático (Takaiwa y col., 2012)

Mirui Wang, en su tesis de maestría de Ciencias Aplicadas (Wang, 2014) crea un diseño y análisis de un robot de rehabilitación de muñeca ajustable. Propone un sistema de rehabilitación para una persona que ha perdido capacidad motora en las manos debido a un accidente cardiovascular. El robot permite recuperar la capacidad de movimiento basándose en la teoría de la plasticidad; el diseño propuesto utiliza completamente los tres movimientos de rotación para rehabilitar la muñeca humana, además de procesos de optimización y análisis FEA para asegurar la rigidez y la destreza del robot.

Se han patentado también mecanismos que permitan dar rehabilitación a la muñeca. En el 2010 se patenta un dispositivo de este tipo que permite mediante un entorno virtual de bajo costo un sistema de rehabilitación para uso independiente en el hogar destinado a pacientes que sufren de accidentes cardiovasculares u otras alteraciones neurológicas. El dispositivo tiene por finalidad el mejorar la función motora de las extremidades superiores incluyendo el control de manos y dedos. La figura 3 describe parte de esta patente (US20120157263 A1, 2012).



Figura 3. Dispositivo para rehabilitación patentado - (US20120157263 A1, 2012)

Un sistema universal de accionamiento háptico es una invención relacionada con un sistema para la rehabilitación del brazo y la muñeca. La invención está constituida por un accesorio de mano, un mango sustancialmente vertical para llevar el accesorio de mano y movable en un plano transversal. El conjunto está compuesto por una junta universal con capacidad de bloqueo que cuando está desbloqueada se puede efectuar la rehabilitación en la muñeca, mientras que cuando está bloqueada provoca una rigidez del mango que permite movimientos verticales para la rehabilitación del brazo (ES2539521T3, 2015). Una imagen de la invención se observa en la figura 4.

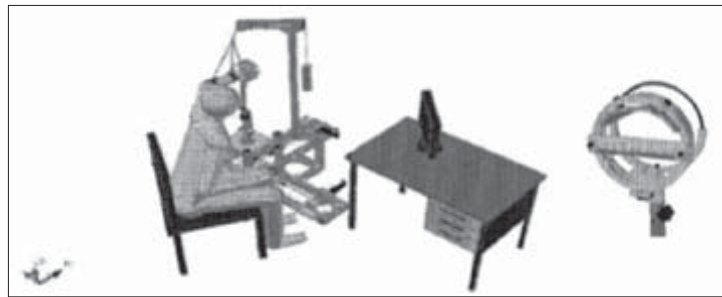


Figura 4. Dispositivo para la rehabilitación de la muñeca y brazo
(ES2539521T3, 2015)

En el apartado 1 se describen las condiciones de diseño según el estado actual del paciente en cuestión, mientras que en el apartado 2 se explican materiales y métodos

DESARROLLO

Apartado 1. Condiciones de diseño

Las condiciones de diseño para el producto hacen referencia a las limitaciones que este puede tener con respecto a la situación del paciente. Los movimientos de la muñeca que se tomarán en cuenta para la rehabilitación son los que se listan a continuación y se presentan en la figura 5.

- **Flexión.** Es la inclinación de la palma de la mano hacia el antebrazo, y va desde 0 a 90° (Alter, 2004).
- **Extensión.** La palma de la mano es alejada del antebrazo, y va desde 0 a 85° (Alter, 2004).

Los movimientos de las articulaciones radiocarpiana mediocarpiana se producen al mismo tiempo. La amplitud total de flexión y extensión se determina en 85° para ambas direcciones (Palastanga, Field, y Soames, 2007). Este valor se puede ver reducido con el puño cerrado, con un valor promedio de 65° (Voegeli, 2001).

- **Abducción (desviación ulnar).** Es la flexión de la mano hacia el lado del segmento del antebrazo (hueso ulnar). Su amplitud está comprendida entre 0 y 15° (Alter, 2004).
- **Aducción (desviación radial).** Es la flexión de la mano hacia el hueso del radio. Va desde 0 a 45° (Alter, 2004).

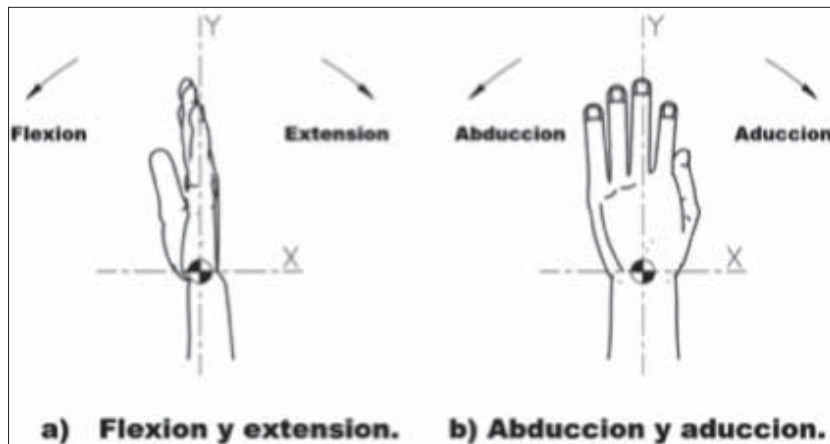


Figura 5. Movimientos de la muñeca. (a) Flexión y extensión. (b) Abducción y aducción

Se ha demostrado que la distribución de la carga a través del radio distal y el cúbito depende de la varianza ulnar. En una muñeca cúbito-neutra, el 82% de la transmisión de fuerza atraviesa la articulación radiocarpiana y el 18% cruza la articulación ulnocarpiana (Slutsky & Osterman, 2008).

Dentro de las otras condiciones de diseño se establece el confort que debe proveer el producto, ya que la extremidad lesionada debe permanecer en una determinada posición por el tiempo que se indique médicamente para completar la rehabilitación. Otra de las motivaciones que promueven la creación de un producto de este tipo es el costo que puede generar una terapia física cuando ha de hacerse de manera continua y permanente. La fuerza que el mecanismo ejerce en la muñeca debe ser

regulable, pues la terapia efectuada en el producto mejorará la capacidad de movimiento y, por tanto, el cambio de la fuerza debe ser progresiva con respecto a esto. Además, se debe considerar que el paciente tiene AEH y eso influye en la fuerza aplicada por el mecanismo.

En la selección de los servomotores que se utilizarán para el movimiento del mecanismo se consideró el cálculo de las fuerzas necesarias para ejecutar dichos movimientos. Para estos cálculos, los datos conocidos fueron: la distancia desde el eje del motor al centroide de la mano, el peso promedio de la mano, la fuerza de resistencia ejercido por el paciente y un factor de seguridad de 1.3. Los valores que se obtuvieron de estos cálculos son de 19.30 kg/cm y 13.15 kg/cm para los movimientos transversales y longitudinales respectivamente, cuya variable para los dos casos es la resistencia que ejercía el paciente. Se consideran máximos estos valores.

Apartado 2. Materiales y métodos

El producto cuenta con las siguientes partes:

- Soporte brazo. Permite sujetar el brazo de una manera confortable y asegurar al mismo tiempo que el paciente pueda hacer la terapia. Fig. 6 (1). Los materiales utilizados para esta parte son aluminio y un material acolchado para la zona cóncava, mientras que para los parantes se utilizó acero ST-37.
- Servomotor transversal. Genera los movimientos de abducción y aducción Fig. 6 (2).
- (2) En esta parte se ubica el servomotor como tal, además de los parantes que lo sostienen, estos son de acero ST-37, al igual que los del servomotor longitudinal. Los servomotores se unen al conjunto móvil por un matrimonio fabricado con bronce.
- Servomotor longitudinal. Genera los movimientos de flexión y extensión. Fig. 6 (4)
- Soportes. Comunican los movimientos de los servomotores al mecanismo para que este sea funcional. Fig. 6 (3). Estos fueron fabricados con aluminio.
- Conjunto móvil. Se compone de un pomo, que es en donde reposará la mano, y de un acople que permite conectar a este

conjunto con los soportes. Figura 6 (5). La parte roscada que se ajusta con una tuerca y contratuerca fue manufacturada en aluminio, mientras que el pomo en donde se asienta la mano del paciente fue fabricado con nylon 66.

- Base. Es en donde descansa todo el mecanismo. Figura 6 (6). Fabricada en madera.

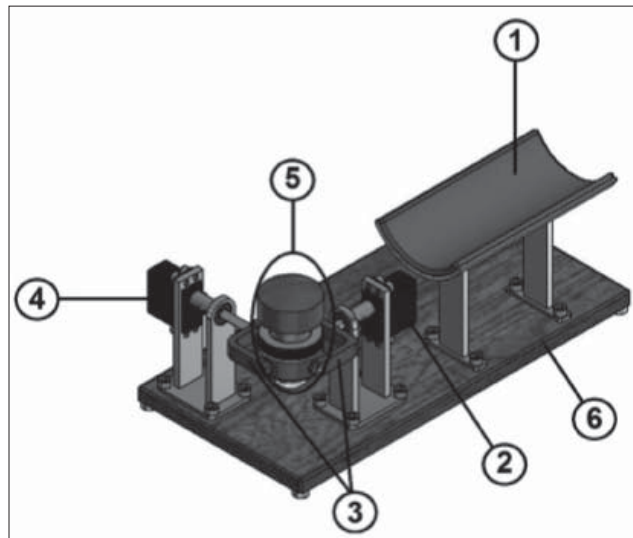


Figura 6. Dispositivo diseñado para la rehabilitación de la muñeca

Los materiales fueron escogidos en función del peso que debería tener todo el equipo, por eso los componentes que se relacionan con los servomotores mediante movimientos son de materiales más ligeros como aluminio o nylon 66, mientras que los otros componentes que son parte de la estructura y no influyen en el movimiento de los servomotores, son de acero.

Los servomotores son de 20 kg y 15 kg para los movimientos transversales y longitudinales respectivamente. Estos valores cumplen con los que fueron estimados por las ecuaciones convencionales de la mecánica de Newton, teniendo como datos iniciales los valores establecidos en las condiciones de diseño anteriormente. Es necesario conocer que el torque sea capaz de mover los elementos del dispositivo y la extremidad del paciente (Moya & Vásquez, 2014) "publisher": "Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE", "publisher-place": "Ecuador", "genre": "Tesis", "source": "repositorio.espe.edu.ec", "event-place": "Ecuador", "abstract": "El

presente proyecto describe el desarrollo de un prototipo de rehabilitación para el codo y la muñeca, destinado a usarse en la primera y segunda etapa de rehabilitación, donde el paciente debe realizar ejercicios pasivamente para lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de sus articulaciones. Se han tomado en consideración la biomecánica y antropometría del brazo para así llevar a cabo los movimientos de flexión- extensión, pronación-supinación del codo, flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca mediante un diseño adaptable a cada paciente, siendo útil para la rehabilitación del brazo izquierdo o derecho del paciente. Además el proyecto consta de una interfaz gráfica amigable al usuario, para el control del proceso de rehabilitación, haciendo su utilización de fácil entendimiento lo que permite utilizar rápidamente el prototipo y adaptarlo al proceso de rehabilitación requerido por el paciente.”, ”language”: ”spa”, ”author”: [{ ”family”: ”Moya”, ”given”: ”Patricia” }, { ”family”: ”Vásquez”, ”given”: ”Stephanie” }], ”issued”: { ”date-parts”: [[”2014”]] }, ”accessed”: { ”date-parts”: [[”2017”, 7, 19]] } } }, ”schema”: ”https://github.com/citation-style-language/schema/raw/master/csl-citation.json” } .

La selección para los motores de tipo servomotor se basa en que cumple con requerimientos de ajuste de velocidad (pudiendo ser esta baja), y eso resulta vital al ser la rehabilitación un proceso pasivo y de movimientos lentos. Además, se consideran otras características como ruido, ángulo de giro y precisión (Moya & Vásquez, 2014)”publisher”: ”Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE”, ”publisher-place”: ”Ecuador”, ”genre”: ”Tesis”, ”source”: ”repositorio.espe.edu.ec”, ”event-place”: ”Ecuador”, ”abstract”: ”El presente proyecto describe el desarrollo de un prototipo de rehabilitación para el codo y la muñeca, destinado a usarse en la primera y segunda etapa de rehabilitación, donde el paciente debe realizar ejercicios pasivamente para lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de sus articulaciones. Se han tomado en consideración la biomecánica y antropometría del brazo para así llevar a cabo los movimientos de flexión- extensión, pronación-supinación del codo, flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca mediante un diseño adaptable a cada paciente, siendo útil para la rehabilitación del brazo izquierdo o derecho del paciente. Además el proyecto consta de una interfaz gráfica amigable

al usuario, para el control del proceso de rehabilitación, haciendo su utilización de fácil entendimiento lo que permite utilizar rápidamente el prototipo y adaptarlo al proceso de rehabilitación requerido por el paciente.”, ”language”: ”spa”, ”author”: [{ ”family”: ”Moya”, ”given”: ”Patricia” }, { ”family”: ”Vásquez”, ”given”: ”Stephanie” }], ”issued”: { ”date-parts”: [[”2014”]] }, ”accessed”: { ”date-parts”: [[”2017”, 7, 19]] } }, ”schema”: ”https://github.com/citation-style-language/schema/raw/master/csl-citation.json”} . Las características de los servos de 20 Kg y 15 Kg se presentan en las tablas 1 y 2 respectivamente.

Tabla 1. Características del servomotor de 20 Kg (Ji Xian Technology Co., Ltd., 2017b)

Tipo	PDI-6221MG
Frecuencia de trabajo	1520 μ s / 330hz
Velocidad de funcionamiento (6 V)	0.16 s/60°
Par de torsión (6V)	20.32 kg/cm
Dimensiones	40.5X20.2X38 mm
Peso	62 g
Longitud del cable del conector	JR 265 mm
Rodamiento	2BB

Tabla 2. Características del servomotor de 15 Kg (Ji Xian Technology Co., Ltd., 2017a)

Tipo	PDI-5515MG
Frecuencia de trabajo	1520 μ s / 330hz
Velocidad de funcionamiento (6 V)	0.16 s/60°
Par de torsión (6V)	15.32 kg/cm
Dimensiones	40.5X20.2X38 mm
Peso	55.6 g
Longitud del cable del conector	JR 265 mm
Rodamiento	2BB

Para la elaboración del producto se hace uso de técnicas de manufactura convencionales, mientras que para el control de los servomotores se usa

programación en Arduino, en este caso de lazo abierto, pues no se tiene una retroalimentación para los movimientos del dispositivo y la conexión a este se efectúa mediante cableado electrónico. La programación permitirá manipular la posición de acuerdo con los grados de movimiento de la muñeca afectada. En la figura 7 se observa el flujograma de programación.

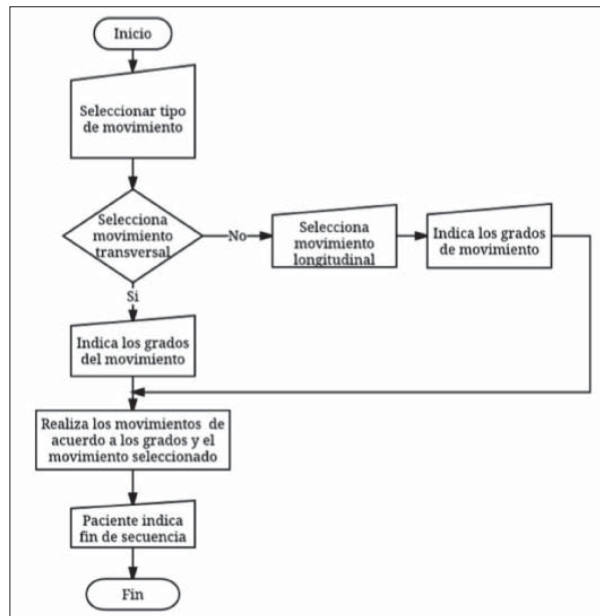


Figura 7. Flujograma para la programación en Arduino

La simulación de los movimientos generados por el mecanismo, a diferentes grados, se puede observar en la figura 8.

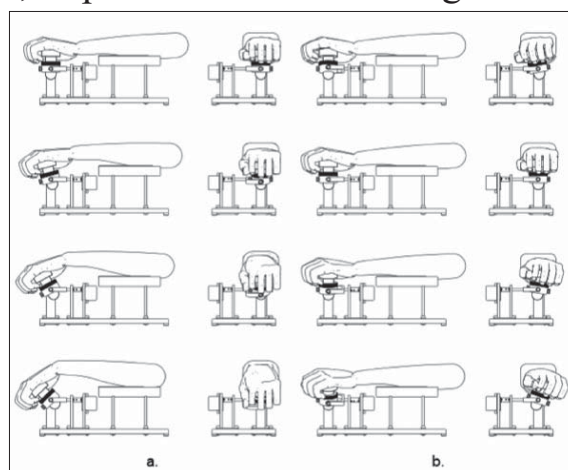


Figura 8. Simulación de movimientos generados por el dispositivo para rehabilitación de la muñeca. (a) Flexión y extensión. (b) Abducción y aducción

Además, se han llevado a cabo pruebas de montaje del dispositivo y sus componentes, con lo cual se ha comprobado sus partes funcional y estética. En la figura 9 se muestra el dispositivo parcialmente armado.

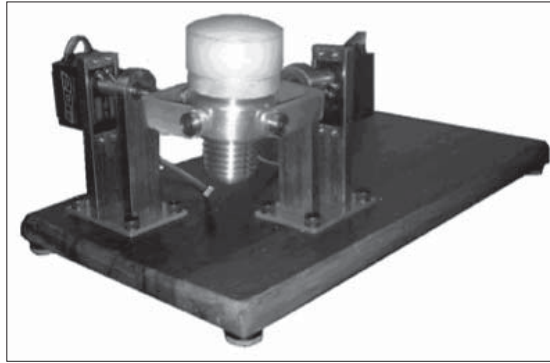


Figura 9. Ensamble parcial del dispositivo

CONCLUSIONES

Los mecanismos paralelos pueden ser ampliamente utilizados en aplicaciones de biomecánica simulando los movimientos de ciertas partes del cuerpo humano. El presente producto se basa en el diseño, ya patentado, Ojo Ágil simplificado de 2 GDL con funcionalidad para cámara.

Los movimientos del dispositivo para la rehabilitación de la muñeca presentados en este capítulo son generados por los servomotores, y a su vez, estos son comandados mediante programación en Arduino. Las condiciones de diseño se limitan principalmente por la presencia de AEH, lo que puede hacer que una crisis retrase o limite la recuperación de la muñeca mediante terapia. El uso del dispositivo debe estar guiado por recomendaciones médicas para que la terapia permita obtener resultados efectivos y seguros para el paciente.

Las pruebas de montaje efectuadas en el dispositivo han determinado que cumple con las condiciones de diseño y que además posee las características ergonómicas deseadas.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la Universidad Politécnica Salesiana por facilitarnos las herramientas técnicas y teóricas para el desarrollo del producto.

REFERENCIAS

- ALTER, M.J. (2004) *Los estiramientos* (6ª edición). Barcelona: Paidotribo.
- BALLINA, F. J.; Y RODRÍGUEZ, A. (1999) La mano: tarjeta de presentación de las enfermedades reumáticas. En: *Mano y muñeca* (1ª edición). MASSON.
- CABALLERO MOLINA, T.; PEDROSA DELGADO, M.; GÓMEZ TRASEIRA, C. (2015) *Angioedema hereditario*. Medicina Clínica (English Edition), 145(8), 356-365.
- CHAPARRO-RICO, B.D.; CASTILLO-CASTAÑEDA, E. (2016) *Design of a 2DOF parallel mechanism to assist therapies for knee rehabilitation*. Ingeniería e Investigación, 36(1), 98–104.
- GEZGIN, E.; CHANG, P.H.; AKHAN, A.F. (2016) *Synthesis of a Watt II six-bar linkage in the design of a hand rehabilitation robot*. Mechanism and Machine Theory, 104, 177-189.
- GOSSELIN, C.M.; CARON, F. (1999) *Two degree-of-freedom spherical orienting device*. US5966991A. Estados Unidos.
- GOSSELIN, C.M.; PIERRE, E.S.; GAGNE, M. (1996) *On the development of the Agile Eye*. IEEE Robotics Automation Magazine, 3(4), 29-37.
- JI XIAN TECHNOLOGY CO., LTD. (2017a) PDI-5515MG 15KG High Precision Metal Gear Digital Standard Servo. Recuperado a partir de <http://www.jx-servo.com/English/Product/8371562847.html>
- JI XIAN TECHNOLOGY CO., LTD. (2017b). PDI-6221MG 20KG High Precision Metal Gear Digital Standard Servo. Recuperado a partir de <http://www.jx-servo.com/English/Product/49513727.html>
- LAURENT, J.; GUINNEPAIN, M.T.; DRAGON-DUREY, M.A.; FRÉMEAUX-BACCHI, V. (2007) *Angioedemas hereditarios y adquiridos por déficit de inhibidor de C1*. EMC - Dermatología, 41(3), 1-6.
- MARINI, F.; HUGHES, C.M.L.; SQUERI, V.; DOGLIO, L.; MORETTI, P.; MORASSO, P.; MASIA, L. (2017) *Robotic wrist training after stroke: Adaptive modulation of assistance in pediatric rehabilitation*. Robotics and Autonomous Systems, 91, 169-178.

- MATJACIC, Z.; CIKAJLO, I.; OBLACK, J. (2015) *Sistema universal de accionamiento háptico*. ES2539521T3. España.
- MOURI, T.; KAWASAKI, H.; AOKI, T.; NISHIMOTO, Y.; ITO, S.; UEKI, S. (2009) *Telerehabilitation for fingers and wrist using a hand rehabilitation support system and robot hand*. IFAC Proceedings Volumes, 42(16), 603-608.
- MOYA, P.; Y VÁSQUEZ, S. (2014) *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca* (Tesis). Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Ecuador.
- O'MALLEY, M.K.; GUPTA, A. (2008) Chapter 2 - Haptic Interfaces. In: *HCI Beyond the GUI* (pp. 25-73). San Francisco: Morgan Kaufmann.
- PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. (2007) *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
- SENKAL, D.; GUROCAK, H. (2011) *Haptic joystick with hybrid actuator using air muscles and spherical MR-brake*. Mechatronics, 21(6), 951-960.
- SIVAK, M.; HOLDEN, M.K.; MAVROIDIS, C.; BAJPAI, A.; BINTZ, C.; CHRISOS, J.; CLARK, A.; LENTZ, D. (2012) *Multi-user smartglove for virtual environment-based rehabilitation*. US20120157263 A1. ESTADOS UNIDOS.
- SLUTSKY, D.J.; OSTERMAN, A.L. (2008) *Fractures and Injuries of the Distal Radius and Carpus*. Elsevier Health Sciences.
- TAKAIWA, M.; NORITSUGU, T.; SASAKI, D. (2012) *Wrist Rehabilitation Using Pneumatic Parallel Manipulator*. Transactions of the Japan Fluid Power System Society, 43(3), 85-91.
- THOMAS, D.; ZANIN, D. (2016) *Rehabilitación de la muñeca lesionada*. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, 37(2), 1-17.
- TSAI, L.W. (1999) *Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. John Wiley & Sons.
- VOEGELI, A.V. (2001) *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. España: Springer Science & Business Media.

- WANG, M. (2014) *Design and analysis of an adjustable wrist rehabilitation robot* (Thesis). University of Ontario, Canadá.
- ZHANG, Y.X.; CONG, S.; SHANG, W.W.; LI, Z.X.; JIANG, S.L. (2007) *Modeling, identification and control of a redundant planar 2-DOF parallel manipulator*. International Journal of Control Automation and Systems, 5(5), 559–569.