

Prototipo de un dispositivo mecatrónico para apoyo terapéutico de movilidad pasiva controlado con un sistema microcontrolador y pantalla táctil para personas con lesión osteomuscular de muñeca y antebrazo en centros de rehabilitación

Fabio Andrés Casanova Álvarez¹

Jhonatan Daniel Ruiz Quenán²

Cómo citar este artículo: Casanova-Álvarez, F. A. y Ruiz-Quenán, J. D. (2022). Prototipo de un dispositivo mecatrónico para apoyo terapéutico de movilidad pasiva controlado con un sistema microcontrolador y pantalla táctil para personas con lesión osteomuscular de muñeca y antebrazo en centros de rehabilitación. *Revista Biumar*, 6(1), 27-36. <https://doi.org/10.31948/Biumar6-1-art4>

Fecha de recepción: 14 de agosto de 2022

Fecha de aceptación: 23 de octubre de 2022

Resumen

En el ámbito cotidiano, el uso de las extremidades superiores del cuerpo humano es parte fundamental del mismo, para la realización de sus actividades. Tareas como: escribir o sostener un dispositivo electrónico han hecho que la muñeca y el antebrazo se vean mayormente comprometidos en afecciones que producen un desgaste de sus ligamentos, músculos y huesos. La implementación de un dispositivo controlado en centros de rehabilitación se hizo con base en los tipos de lesiones que allí tratan. Como es un trabajo diario, bien sea de muñeca o antebrazo, se requiere un prototipo mecatrónico capaz de realizar tres tipos diferentes de movilizaciones, que ayuden en la recuperación de estas articulaciones, el cual será el eje principal para generar un soporte a los profesionales fisioterapéuticos en su labor diaria.

Palabras clave: antebrazo; muñeca; ligamentos; músculos; huesos; dispositivo; rehabilitación; movilizaciones.

¹ Estudiante Ingeniería Mecatrónica, Universidad Mariana. Correo electrónico: fcasanova@umariana.edu.co

² Estudiante Ingeniería Mecatrónica, Universidad Mariana. Correo electrónico: jhrui@umariana.edu.co

Prototype of a mechatronic device for passive mobility therapeutic support controlled with a microcontroller system and touch screen for people with musculoskeletal wrist and forearm injuries in rehabilitation centers

Abstract

In the daily environment, the use of the upper extremities of the human body is a fundamental part of it, for carrying out activities. Tasks such as typing or holding an electronic device have caused the wrist and forearm to be more compromised in conditions that cause wear on their ligaments, muscles, and bones. The implementation of a controlled device in rehabilitation centers was made based on the types of injuries that are treated there. As it is a daily job, either wrist or forearm, a mechatronic prototype is required, capable of performing three different types of mobilizations, which help in the recovery of these joints, which will be the main axis to generate support for physiotherapeutic professionals in their daily work.

Keywords: forearm; wrist; ligaments; muscles; bones; device; rehabilitation; mobilizations.

Protótipo de dispositivo mecatrônico para suporte terapêutico de mobilidade passiva controlado com sistema microcontrolado e ecrã táctil para pessoas com lesões musculoesqueléticas de pulso e antebraço em centros de reabilitação

Resumo

No ambiente cotidiano, a utilização das extremidades superiores do corpo humano é parte fundamental do mesmo, para a realização das atividades. Tarefas como digitar ou segurar um dispositivo eletrônico têm feito com que o pulso e o antebraço fiquem mais comprometidos em condições que causam desgaste em seus ligamentos, músculos e ossos. A implementação de um dispositivo controlado em centros de reabilitação foi feita com base nos tipos de lesões que ali são tratadas. Por se tratar de um trabalho diário, seja pulso ou antebraço, é necessário um protótipo mecatrônico capaz de realizar três tipos diferentes de mobilizações, que auxiliam na recuperação dessas articulações, que serão o principal eixo para gerar suporte aos profissionais fisioterapêuticos em seu trabalho cotidiano.

Palavras-chave: antebraço; pulso; ligamentos; músculos; ossos; dispositivo; reabilitação; mobilizações.

Introducción

En el desarrollo del proyecto investigativo se tomó en cuenta las bases principales respecto a los temas anatómicos del cuerpo humano: partes como ligamentos conectados a la zona ósea de la muñeca y las falanges; igualmente, ligamentos conectados al antebrazo. Se consultó con base en las bibliografías que previamente se ha investigado respecto a esta problemática; ángulos de movimiento en torno al propio eje de la muñeca y antebrazo correspondieron a las bases de datos buscadas principalmente.

Comprender el movimiento que estas articulaciones ejecutan de manera conjunta y separada fue parte de los objetivos que se debía considerar para la realización del dispositivo movilizador, además de incluir los movimientos que son capaces de realizar. Predeterminar un dispositivo funcional a través de un software de diseño aportó una amplia perspectiva de lo que podía ser el prototipo funcional, implementando los mecanismos planteados y los actuadores correspondientes a las movilizaciones. Para la funcionalidad del dispositivo se creó una interfaz gráfica interactiva que estuviera implementada directamente con el dispositivo, que fuera capaz de recibir y enviar los datos ingresados por el usuario; subsecuentemente, se procedió con la etapa final, en la cual se verificó de manera externa e interna la realización de estas movilizaciones y el funcionamiento del prototipo, de acuerdo con una rúbrica propia que comprendiera todos los parámetros de cumplimiento para el dispositivo propuesto.

Con relación a lo planteado, se tiene que, las lesiones que se presentan en el antebrazo o muñeca son atendidas de manera común en los centros de rehabilitación fisioterapéuticos; las lesiones en la zona del antebrazo son debidas a las cargas axiales que se ejerce sobre la muñeca, creando una inestabilidad longitudinal en el radio y cúbito. Este tipo de lesiones radica en daños de naturaleza crónica o aguda, que son el resultado de problemas en la cabeza radial, la membrana interósea y la articulación radiocubital distal (Phadnis y Watts, 2016). En el caso de una lesión en la zona de la muñeca, se debe determinar si se ejerció una sobrecarga en ella; es necesario comprender las acciones que la produjeron, el tiempo de impacto y el paciente. Un adulto hombre joven suele presentar más comúnmente algún tipo de lesión en el ligamento o una fractura ósea, creando una compresión en el nervio mediano, debido a contusiones asociadas al codo (Obert et al., 2016). El tratamiento médico para la recuperación de una lesión osteomuscular puede ser: reposo o intervención quirúrgica; en los dos casos se debe inmovilizar la extremidad afectada. La rehabilitación del miembro afectado, posterior a un proceso quirúrgico, debe ser gradual, calculada y precisa, con el fin de no lesionar al paciente o producirle demasiado dolor. Este tipo de intervenciones debe ser realizado y guiado por el fisioterapeuta, quien debe tener un alto nivel de destreza para cumplir con el proceso de rehabilitación del paciente.

Antecedentes

La bibliografía usada para el desarrollo del prototipo mecatrónico comprende proyectos previamente realizados, bien sea de dispositivos similares que adapten esta misma problemática o, movilizadores que cuenten con la implementación de actuadores que trabajen las extremidades superiores, además de incluir datos bibliográficos de rangos y ángulos de movimientos de la muñeca y el antebrazo.

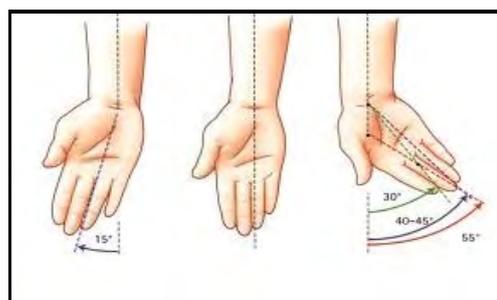
Los dispositivos rehabilitadores diseñados para la articulación de la muñeca datan desde los años 1969 a 1994, en los cuales su monitoreo no fue controlado hasta inicios del siglo XXI; su finalidad era generar fuerza en los músculos de la articulación afectada (Nordin y Frankel, 2013).

A. Movimiento Aducción - Abducción

La amplitud de aducción o inclinación cubital debe ser de 45° , cuando se toma la medida del ángulo con la línea que une al centro de la muñeca con respecto a la porción distal del tercer dedo. No obstante, la amplitud difiere, según se considere el eje de la mano, en el cual este debe ser de 30° o, con el eje del dedo de en medio, llamado dedo corazón, dedo medio o dedo mayor, en cuyo caso es de 55° (Kapandji, 2007).

Figura 1

Aducción - Abducción de la muñeca



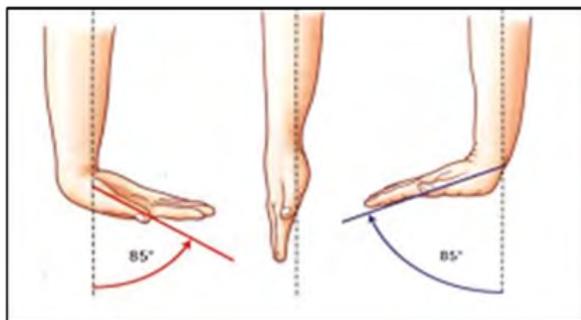
Fuente: Anónimo (s.f., p. 2)

B. Movimiento Flexión - Extensión

La amplitud de la flexión activa debe ser de 85° o, alcanzando los 90° . De igual forma, la amplitud de la extensión debe ser de 85° , alcanzando los 90° (Kapandji, 2007).

Figura 2

Flexión - Extensión de la muñeca

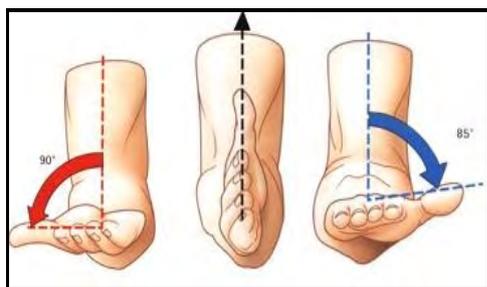


C. Figuras

En una posición de supinación, se sitúa en el plano horizontal; la amplitud del movimiento de supinación es, entonces, de 90° y, en una posición de pronación, apenas alcanza el plano horizontal; la amplitud del movimiento de pronación es de 85° (Kapandji, 2007).

Figura 3

Pronación - Supinación Antebrazo Muñeca



Fuente: Torres (2022)

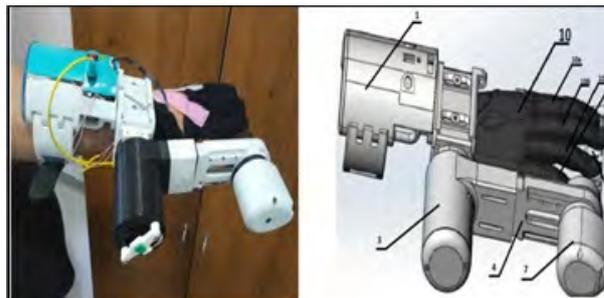
D. Flex05

El prototipo FLEX05 fue un rehabilitador ruso, encargado de ejercitar y hacer retroalimentación biológica, en la rehabilitación de articulaciones y manos y, explicar su método de su funcionamiento; fue construido a causa de lesiones o enfermedades que impedían el rango de movimientos en las articulaciones de muñeca y manos.

El prototipo provee (50,0,50) (x,y,z) de movilidad flexo - extensión; (90,0,90) de rotación, trabajando a una velocidad máxima de 210°/min y, mínima de 30°/min; es alimentado por una batería eléctrica de 220 voltios (Martinez et al., 2013).

Figura 4

FLEX 5

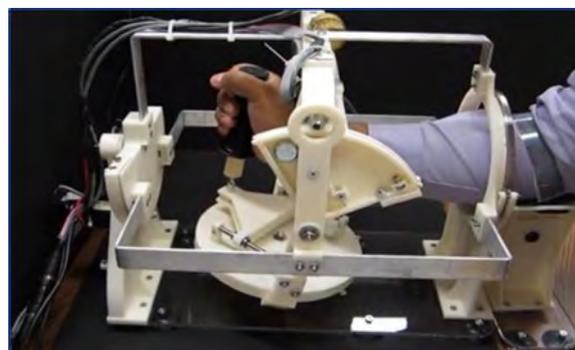


E. Robótica de rehabilitación de cardán de muñeca (Wrist Gimbal Rehab Robot)

Es un dispositivo enfocado en la rehabilitación de muñeca; cuenta con tres grados de libertad para que esta realice los movimientos de pronación-supinación, desviación radial-desviación cubital y flexión-extensión; para ello se usa el robot Gimbal de terapia de rehabilitación, el cual es controlado a través de motores DC y drivers en la realización de giros. La estructura del robot se basa en materiales como el aluminio y, piezas impresas en 3D.

Figura 5

Wrist Gimbal Rehab Robot



Fuente: Martinez et al. (2013, p. 2)

Materiales

Los materiales usados para el dispositivo fueron predestinados a través del diseño que se dio en el software de *Solid Works*, en el cual se realizó su construcción completa. Para la selección de materiales de todo el dispositivo, inicialmente, se optó por la construcción del sistema mecánico que constituye la movilizadora que tendrá respecto al antebrazo y muñeca; a razón de esto, los movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación serán efectuados por unos actuadores que tendrán la tarea y labor

de ejecutar cada movimiento, según los parámetros establecidos. La selección de materiales fue cambiante a lo largo del proceso investigativo; un planteamiento inicial fue con PLA, el cual posee una densidad promedio de $1,24 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$ (el valor puede variar según los parámetros que se establezca) y un coeficiente de Poisson (0,38 - 0,4). Según estos valores se había predeterminado que, tanto la estructura estática como la mecánica, serían construidas a partir de este material.

Figura 6

Material PLA



Fuente: 3Dnatives (2022)

Sin embargo, a través de la experimentación de las piezas iniciales, se observó que la resistencia de este material no era la más adecuada. Con el planteamiento previo se buscó el uso de uno que tuviera una accesibilidad económica similar y cumpliera los requerimientos que no se logró a través del PLA. De esta forma, ciertas partes del dispositivo fueron acomodadas a un nuevo diseño y a un nuevo material; así, la parte estática del dispositivo cambió su material inicial por un Acero A36 y aluminio; se procedió con la parte mecánica del prototipo, el cual incluiría un buje de teflón para la parte superior del primer actuador; para ello se implementó una balinera creada a partir de la impresión 3D; se tomó como material adecuado para esta tarea, unos balines metálicos galvanizados lubricados con vaselina industrial que ayudaron en la movilización de flexión-extensión y abducción-aducción.

Figura 7

Acero A36



Fuente: Aceros Global (2021)

Figura 8

Tubo hueco de aluminio



Fuente: Gnee Pipe (2008)

Tomando en cuenta los materiales que se seleccionó, se efectuó un cambio no tan significativo en la carcasa del dispositivo, debido a las capacidades que presentan dimensionalmente las diversas impresoras 3D, como puede ser, la capacidad de imprimir el alto o el ancho de una pieza en específico. Se observó que, para las necesidades que los autores del estudio actual tenían, no correspondía el tamaño dimensional que producía la impresora; con esto en mente, se consideró un material que fuera de fácil accesibilidad y de un precio económico, no tan exorbitante. El piso y el recubrimiento del dispositivo fueron cambiados por un acrílico que se adaptaba fácilmente a la construcción del dispositivo mecatrónico, sin mostrar obstrucción al material previamente seleccionado; se atendió la inclusión de tornillos, tuercas y remaches, pero, al observar que la selección del material de estos elementos no podía ser preseleccionada dado que su comercialización no está tan definida según el material que se desea, se optó por tornillos que poseen mayor comercialización.

Figura 9

Lámina de acrílico



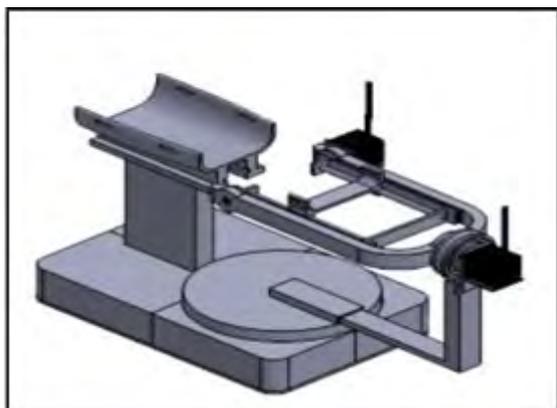
Fuente: Woodmart (2018)

Métodos

Los métodos de verificación que se usará para la comprobación del funcionamiento del prototipo están dirigidos a las acciones que este mismo realizará, acorde a las especificaciones acerca de sus ángulos de trabajo y funcionamiento electrónico. Su funcionamiento será secuencial; esto es, a medida que avance cada etapa de construcción. De esta manera, se hizo los primeros métodos de comprobación respecto al uso de los actuadores, habiendo estipulado previamente, que se haría uso de tres motores Nema17 paso a paso, debido a lo cual el diseño preliminar que se tenía del prototipo, constaba de todos estos actuadores en cuanto a cada movilización propuesta.

Figura 10

Prototipo inicial

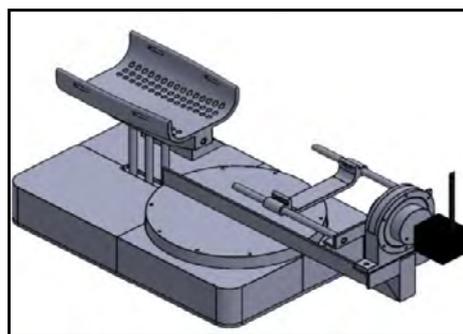


Gracias a la intervención de un profesional fisioterapéutico, se estipuló que el uso de un tercer actuador no era necesario, dado que las movilizaciónes que este realizaría podrían ser ejecutadas por solo dos de ellos; con esto se logró avanzar en el respectivo diseño y se determinó

el uso de un actuador diferente para la ejecución de las dos movilizaciónes que este mismo debía efectuar; para ello se cambió el actuador superior por un servomotor MG995, el cual cumple con una capacidad de torque similar al actuador paso a paso, generando un cambio en el diseño del prototipo, para que abarcara el espacio del otro actuador.

Figura 11

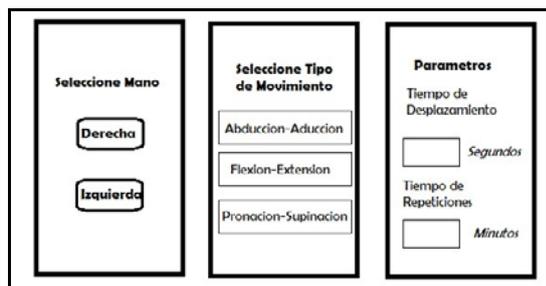
Prototipo final



Una vez verificada la parte mecánica correspondiente a los actuadores, se debía proseguir con el funcionamiento electrónico del dispositivo y, determinar una fuente de voltaje que fuera capaz de aportar la energía suficiente a todos los elementos electrónicos, en los cuales se incluiría el panel táctil ILI9341, el actuador Nema17 paso a paso, el servomotor MG995 y la tarjeta electrónica con microcontrolador AT Mega 2560. La verificación que se le dará a este dispositivo en su etapa eléctrica será a través de la capacidad que esta misma posee, para que cada elemento electrónico funcione correctamente, según lo planteado. El funcionamiento que tendrá la interfaz gráfica será la etapa final de este proceso, por lo cual es necesario el funcionamiento y ensamble total del dispositivo, en aras de efectuar esta evaluación; el parámetro que se tendrá en cuenta será la respuesta que tiene el panel táctil a la información suministrada para que realice de forma sincronizada este tipo de movilizaciónes; el diseño correrá por parte propia de los creadores, tratando de tener un interfaz similar a los dispositivos electrónicos táctiles que son usados comúnmente.

Figura 12

Boceto inicial interfaz gráfica



La verificación final del prototipo será el funcionamiento del mismo en su totalidad; para ello se deberá comprender cuáles eran las funciones necesarias para su correcto funcionamiento electromecánico; subsecuentemente, la evaluación esencial se dará de manera externa e interna, al comprobar el rango de movimientos que este posee y, que estos sean controlados con exactitud. La evaluación de la parte interna se dará a través de un goniómetro que otorgará las medidas exactas de los rangos de movimiento, según su respectivo ángulo.

Figura 13

Goniómetro



Fuente: CCamusV (s.f.)

A continuación, se procederá con la realización de las mismas movilizaciones sin el dispositivo, para tener una comparación de tiempos; estos datos ayudarán a corroborar la exactitud del mismo. Una vez finalizada esta parte, la evaluación externa que se dará por el profesional fisioterapéutico tendrá los mismos conceptos; además, se le suministrará una rúbrica que él mismo comprobará según su propio criterio, con las necesidades que él planteó y la efectividad de los movimientos que se propuso.

Resultados

Los resultados obtenidos a través de la creación del dispositivo se ven relacionados en torno a los objetivos propuestos en un inicio, en cuanto a obtener los referentes bibliográficos acorde a los movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación, gracias a las investigaciones de anatomía del cuerpo humano y así, conocer cuál es el peso aproximado del antebrazo, como el radio y el cúbito en conjunto, dando un peso de 2kg en promedio. Estos datos sirvieron de referente para crear una tabla de datos que señala cada uno de los movimientos a ejecutar, con su respectivo ángulo.

Tabla 1

Ángulos de movilidad antebrazo y muñeca

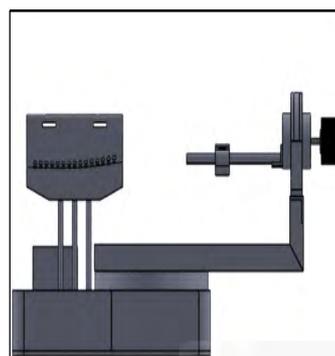
Movimiento	Grados de movilidad
Abducción o inclinación radial	0 - 15
Aducción o inclinación	0-45 con el centro de la muñeca
Flexión	0- 90
Extensión	0- 90
Supinación	0 -90
Pronación	0 - 85

Al tener estos datos, se estimó los ángulos que cada motor debía controlar. Cabe recalcar que, los ángulos de la extremidad derecha varían respecto a la extremidad izquierda, debido a lo cual, cada extremidad deberá ser controlada de modo separado; para ello, se hará el monitoreo de cada movilización que se realice.

El diseño del prototipo correspondía a uno de los objetivos que se tenía respecto a su desarrollo; a través del software de diseño *Solid Works* se logró realizar este dispositivo, con sus respectivas medidas y dimensiones, para proceder con su construcción.

Figura 14

Dispositivo movilizador en Software CAD

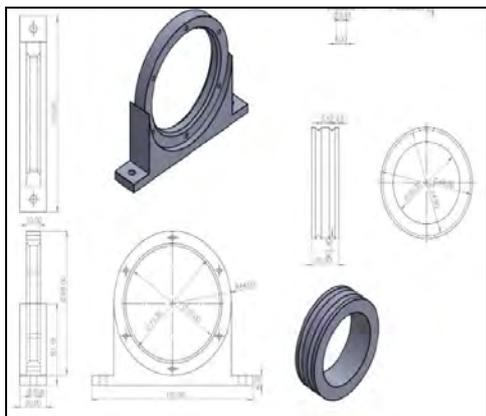


Una de las principales razones del modelamiento de este dispositivo en un software CAD es que, gracias a este, se puede obtener cada una de las piezas en un formato que sea procesado por una impresora 3D; debido a ello, cada una de las piezas del prototipo fue elaborada y creada por separado, con precisión, para obtener la mayor similitud posible de las mismas, cuando sean implementadas en el dispositivo.

Para ello se tomó como referente, la construcción de una chumacera hecha en una impresora 3D, la cual representa la funcionalidad que tendrá todo el prototipo cuando esos materiales trabajen en conjunto; como ejemplo, está la chumacera hecha en el *Solid Works*, la cual fue despiezada para que la impresora 3D fuera capaz de generar este modelado correctamente.

Figura 15

Chumacera modelada en Software CAD



Todas las piezas del dispositivo estuvieron basadas siguiendo el modelado previamente realizado; cada una de ellas debía cumplir los parámetros establecidos, para generar en conjunto, los planos de todo el dispositivo, incluyendo los tamaños estimados.

La realización de una interfaz gráfica para el panel táctil que se había predestinado, formaría parte esencial del prototipo creado ya que, a través de ella, ingresarían los datos de tiempo que cada una de las movilizaciones debía tener. Inicialmente, se creó un diagrama de flujo con el cual se dio una guía de paso para la creación de la interfaz gráfica.

En el diagrama de flujos se expuso, principalmente, cada uno de los procesos por los cuales debía pasar la información premeditada, como puede ser: la selección de la extremidad y la movilización a realizar.

Como resultado, se obtuvo el funcionamiento parcial del panel táctil según lo planeado; además

de ello, se tomó en cuenta un cambio de interfaz, debido a las propiedades oportunas del panel táctil, como puede ser, tener un cambio en la fuente, el posicionamiento de los botones y, un teclado particular para el ingreso de datos numéricos.

Figura 16

Selección de extremidad derecha o izquierda



La selección de movimientos se dará según la extremidad deseada; para ello, se creará un panel de control diferente que responda a los ángulos correctos respecto a la extremidad que se estará usando; no obstante, el menú de movilizaciones será igual en ambos, teniendo en cuenta que están diseñados por separado.

Figura 17

Selección de movilización



Para el desarrollo del dispositivo se empleó la impresión en 3D, a través de las propiedades que posee, con un plástico PLA que permite que se pueda moldear cada una de las piezas a través de un software de diseño. Como se evidencia, el prototipo cuenta con estructuras de aluminio, acero, acrílico y PLA; estos elementos componen el dispositivo, además de incluir velcro y cuero sintético en las zonas de contacto con la piel.

Figura 18

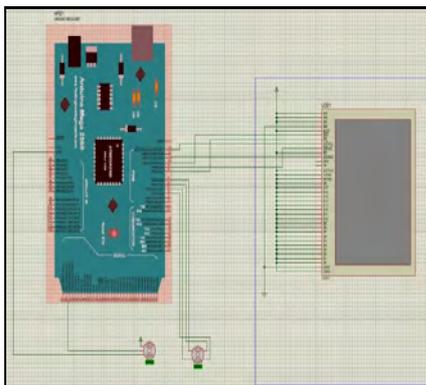
Chumacera con elementos en conjunto



Además de la construcción del prototipo, el uso de elementos electrónicos es indispensable al realizar el dispositivo. Hasta el presente, se tiene un modelado simple de cómo será el esquemático electrónico en el software de diseño electrónico Proteus, el cual, a través de este diseño, dará una primera imagen de cómo será el circuito electrónico a realizar, señalizando las tres partes principales que lo conformarán, como el microcontrolador AT Mega 2560, el panel táctil y los actuadores correspondientes a su simbolización en dicho programa. Conviene señalar que, la fuente de voltaje solo está simbolizada y no se expresará todos los componentes que esta tiene internamente, dado que esta ya posee unas especificaciones de fábrica predeterminadas que brindan sus valores de trabajo.

Figura 19

Diseño electrónico



Para finalizar, se tuvo la verificación del dispositivo, además de comprobar su funcionamiento, de observar la ductilidad que tienen las piezas creadas y de cómo responden a su proceso. Hasta el momento, el funcionamiento de los mecanismos propuestos y actuadores usados responden correctamente según lo planteado; para ello se debe priorizar

que, las necesidades que se tenía en un inicio cambiaron según el tiempo, teniendo en cuenta los métodos de verificación expuestos. Los datos bibliográficos usados corresponden correctamente al planteamiento que se tenía en mente; a través del proceso de creación se logró obtener los datos que finalmente se necesitaba.

Conclusiones

El prototipo creado cumple con las movilizaciones necesarias para los tipos de lesiones osteomusculares, con la característica de ser un dispositivo no invasivo y, además, sus materiales lo hacen de fácil transporte.

Se logró obtener los datos biomecánicos de las extremidades propuestas con sus respectivas dimensiones.

El software de diseño CAD cumplió con todas las características que se propuso para el diseño del prototipo.

La verificación de las movilizaciones se desarrolla según lo planteado con los actuadores, trabajando con los ángulos que se ha ido suministrando.

Referencias

- Aceros Global. (2021). Vigas. <https://aceros.com.pe/tienda/perfiles-de-acero/vigas-de-acero-vigas-h/>
- Anónimo. (s.f.). Muñeca y Mano. <https://www.amicivirtual.com.ar/Anatomia/11MucaMano.pdf>
- CCamusV. (s.f.). Evaluación. <https://store.ccamusv.cl/insumos-kinesiologia/evaluacion>
- Gnee Pipe. (2008). Tubería de acero 410L inoxidable. <http://m.baogangpipe.com/stainless-steel-pipe/410l-steel-pipe-stainless.html>
- Kapandji, A. I. (2007). *Fisiología Articular* (6.ª ed.). Médica Panamericana.
- Martinez, J. A., Ng, P., Lu, S., Campagna, M. S., & Celik, O. (2013). Design of wrist gimbal. A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation. *International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE*. 10.1109/ICORR.2013.6650459
- Nordin, M. y Frankel, V. H. (2013). *Bases biomecánicas del Sistema Musculoesquelético* (4.ª ed.). Wolters Kluwer Health.
- Obert, L., Loisel, F., Jardin, E., Gasse, N., & Lepage, D. (2016). High-energy injuries of the wrist. *Orthopedics and Traumatology Surgery and Research, OTSR, 102*(1), S81-93. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.05.009>
- Phadnis, J. & Watts, A. C. (2016). Longitudinal instability of the forearm. *Leitthema, 45*(10), 861-869. <https://doi.org/10.1007/s00132-016-3329-7>
- Torres, A. (2022). Pronación y supinación. <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/pronacion-y-supinacion>
- 3Dnatives. (2022). Guía completa: plásticos en la impresión 3D. <https://www.3dnatives.com/es/plasticos-impresion-3d-22072015/#!>
- Woodmart. (2018). Display Wall. <https://shandong.com.pe/producto/display-wall/>