

Órtesis mecatrónica para terapias en pacientes con lesiones neuromusculares de mano.

M en C. Alberto Hernández Pérez

Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional, Ingeniería Mecatrónica, Av. Instituto Politécnico Nacional 2580, Barrio La Laguna Ticomán, Gustavo A. Madero, 07340, México, D.F., 01 55 5729 6000.

José Luis Cruz Vargas

Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional, Ingeniería Mecatrónica, Av. Instituto Politécnico Nacional 2580, Barrio La Laguna Ticomán, Gustavo A. Madero, 07340, México, D.F., 01 55 5729 6000.

cruz.jpc06@gmail.com

Merith Saraí Martínez Valdes

Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional, Ingeniería Mecatrónica, Av. Instituto Politécnico Nacional 2580, Barrio La Laguna Ticomán, Gustavo A. Madero, 07340, México, D.F., 01 55 5729 6000.

Dr. Adrián Antonio Castañeda Galván

Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas del Instituto Politécnico Nacional, Ingeniería Mecatrónica, Av. Instituto Politécnico Nacional 2580, Barrio La Laguna Ticomán, Gustavo A. Madero, 07340, México, D.F., 01 55 5729 6000.

Dr. David Elías Viñas

Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica Av. Instituto Politécnico Nacional 2508, Col. San Pedro Zacatenco, Gustavo A. Madero, 07360, México, D.F., 01 55 5747 3800

M en C. Jessica Cantillo Negrete

Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica Av. Instituto Politécnico Nacional 2508, Col. San Pedro Zacatenco, Gustavo A. Madero, 07360, México, D.F., 01 55 5747 3800

Dra. Josefina Gutiérrez Martínez

Instituto Nacional De Rehabilitación. Subdirección de Investigación Tecnológica. Calzada México Xochimilco No. 289 Col. Arenal de Guadalupe, Tlalpan, México D.F. C.P.14389
delias@cinvestav.mx

Resumen

En este trabajo se presenta un prototipo de una estructura para una órtesis mecatrónica activa de mano derecha con la finalidad de realizar el movimiento de pinza gruesa que apoya al paciente con lesiones neuromusculares sujetando objetos cilíndricos no mayores a 2 kilogramos. La estructura es, en su mayor parte, manufacturada a partir de prototipado rápido y es accionada a través de Bluetooth por medio de una aplicación móvil.

Este prototipo tiene como características: ser funcional, ligero, portátil, y únicamente para la mano derecha, el paciente puede ser indistintamente hombre o mujer y se recomienda de edad adulta.

Palabras clave: biomecatrónica, lesión neuromuscular, órtesis activa.

1. Introducción

En la actualidad, la tecnología está inmersa en muchos ámbitos de trabajo, tales como la industria, la medicina, el militar, entre otros, siendo la medicina uno de los impulsores más importantes de los avances tecnológicos debido a la necesidad del desarrollo de herramientas especializadas que faciliten el trabajo médico y la recuperación de los pacientes; la implementación de nuevos dispositivos es más común y más frecuente y una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida en las personas, son las órtesis. Las órtesis son mecanismos externos acoplados al cuerpo para modificar, corregir o facilitar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético, cuyas juntas y eslabones corresponden a las de la

parte del cuerpo humano que emula [1]. Estos aparatos permiten ahorrar energía y proporcionar seguridad en las actividades o desplazamiento de las personas con discapacidad; pueden ser pasivos o activos, asisten en las terapias de rehabilitación guiando las trayectorias correctas de los movimientos de la extremidad para ayudar al paciente a reaprender los patrones de motricidad y dar fuerza de soporte; cuando contienen sistemas motorizados como los actuadores, reciben el nombre de órtesis activa [2].

En este proyecto, se propone la construcción de un prototipo de órtesis activa de mano que realice el movimiento de pinza gruesa y que permita a una persona que ha perdido la funcionalidad de la mano a causa de lesiones neuromusculares, como lesión medular, evento vascular cerebral o lesión en el plexo braquial, recuperar la movilidad para sujetar objetos cilíndricos.

En la literatura podemos encontrar desde sistemas con actuadores eléctricos lineales y rotativos, hasta la implementación de músculos neumáticos artificiales [3]. Existen pocas aplicaciones de estos exoesqueletos activos para la extremidad superior con fines terapéuticos, la mayoría son pasivos o se han diseñado para realizar tareas de la manipulación en ambientes virtuales [4]. También podemos encontrar guantes como el desarrollado en la NASA para la prevención de lesiones en los astronautas, al monitorear los movimientos de la mano con sensores de presión para contrarrestar la rigidez del traje espacial presurizado [5]; sin embargo, la aplicación principal de una órtesis es la rehabilitación de la mano. En este sentido, por un lado el grupo de Wege y Cols, [6] y por otro lado Wang y Cols [7] han diseñado dispositivos de cuatro grados de libertad, los primeros controlan los movimientos de los dedos mediante una unidad deslizante que recibe información a través de sensores de efecto hall para cada articulación de la estructura, mientras que los segundos utilizan sensores de fuerza para el mismo propósito.

2. Desarrollo

Existen diversas metodologías de diseño, pero en este trabajo se utiliza la metodología para modelado funcional de procesos IDEF0 (ver Fig. 1) [8] [9], que permite la representación de manera estructurada y jerárquica de las actividades que conforman al sistema.

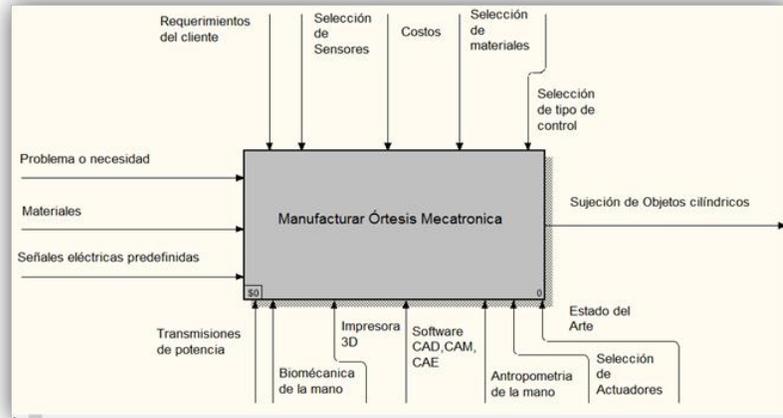


Fig. 1. Modelado funcional general del proceso de manufactura (IDEF0).

El boceto de la estructura se diseñó con el software de dibujo asistido por computadora (CAD) SolidWorks™, dividiendo la estructura en subsistemas de la siguiente manera:

2.1 Mecanismo de transmisión

Consta de un sistema tornillo-tuerca que permite la transformación del movimiento del actuador, que es circular a un desplazamiento longitudinal. Por cada vuelta del tornillo la tuerca solamente avanza la distancia que tiene de separación entre filetes (paso de rosca) por lo que la fuerza de apriete (longitudinal) es muy grande. Esto permite obtener un control mecánico respecto al número de vueltas del actuador.

Para este caso, se utilizó una rosca de 60° , se uso es general y es fácilmente obtenida en el mercado. Si bien esta rosca no es utilizada para transmitir potencia como lo son la ACME (29°) o la DIN (30°), la estructura no se encontrará sometida a una carga excesiva por lo que el efecto de plano inclinado que causa un mecanismo tornillo-tuerca no tendrá un cambio significativo al aplicar una carga de la magnitud que se requiere en el sistema [11].

Se calculó el par torsional cuerda arriba y cuerda abajo que necesita el sistema para mover el objeto (500 g). Hacia arriba T_u (para la flexión de un dedo), de acuerdo a la ecuación (1) y hacia abajo T_d (para la extensión), según la ecuación (2). La descripción detallada del procedimiento se encuentra en el trabajo de Mott [10].

El par torsional para mover la carga hacia arriba es:

$$T_u = \frac{F * D_p}{2} \left[\frac{(\cos\phi \tan \lambda + f)}{(\cos\phi - f \tan \lambda)} \right] \quad (1)$$

Y el par torsional para mover la carga hacia abajo es:

$$T_d = \frac{F * D_p}{2} \left[\frac{(f - \cos\phi \tan \lambda)}{(\cos\phi + f \tan \lambda)} \right] \quad (2)$$

Donde:

F = Fuerza a mover

D_p = Diámetro de Paso del tornillo

f = Coeficiente de Fricción del material

λ = Ángulo de avance del tornillo

ϕ = Ángulo de rosca

El tornillo utilizado fue de un material de acero inoxidable 316 con una rosca de uso general de 3/16 in y 24 hilos, a partir de esto, se obtuvo que, el par torsional requerido para flexionar un dedo (1) es de $T_u = 0.0195 \text{ N.m}$ y el par torsional requerido para extender el dedo $T_d = 0.0115 \text{ N.m}$ a partir los parámetros mostrados (ver tabla 1).

PARÁMETRO	DESCRIPCIÓN	
Carga a Sujetar	500 g	
Fuerza a Mover	12.5 N (según datos encontrados en la literatura [11])	
Distancia a Recorrer	40 mm	
Material	Acero Inoxidable 316	Coefficiente de Fricción: 0.3-0.5
Elemento de Transmisión de Movimiento	Tornillo-Tuerca rosca uso general de 3/16"-24	Diámetro de Paso: 0.1334in
		Ángulo de Rosca: 30°
		Ángulo de Avance del Tornillo: 5.6789°

Tabla 1. Parámetros para sujetar un objeto de 500 gramos con un sistema tornillo-tuerca de 3/16"-24.

Este elemento se monta a una chumacera con sus respectivos rodamientos, que a su vez, se encuentra montada a una base que permita el movimiento del tornillo longitudinalmente por medio de una guía lineal (ver Fig. 2), se muestran los elementos ensamblados del sistema.

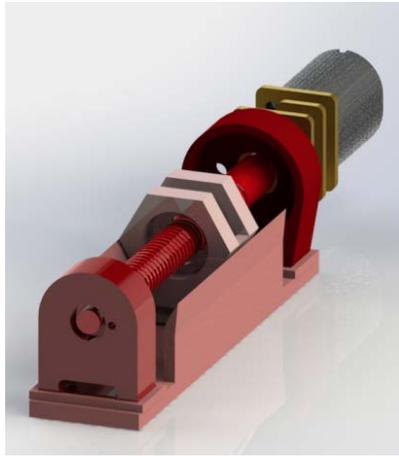


Fig. 2. Vista Isométrica del Mecanismo Tornillo-Tuerca.

2.2 Sistema articulado de los dedos

Este sistema emula únicamente el movimiento de rotación de cada una de las falanges limitando el movimiento de rotación a un solo plano. Para esto, se determinó utilizar una unión de un vástago que en su extremo distal fuera de un diámetro mayor para que atravesase un barreno en la otra pieza e impide la separación de los mismos; esto limita el movimiento a un solo plano. Este tipo de uniones son comúnmente denominadas pin. Se encuentran a la misma posición de cada una de las articulaciones interfalángicas permitiendo girar al mismo tiempo y en el mismo sentido en el que se está asistiendo el movimiento. Este tipo de uniones son parte de un elemento que sirve de recubrimiento por la parte superior en cada una de las falanges; en cuanto a la parte inferior, se utiliza el sistema de apertura y cierre “Velcro” para sujetar los recubrimientos a cada una de las falanges del dedo (ver Fig. 3).



Fig. 3. Estructura para cada dedo CAD.

2.3 Sistema de flexión - extensión de los dedos

Para suministrar el movimiento del mecanismo a cada una de las falanges del dedo se utiliza un eje flexible, que pueda estar sometido a flexión sin romperse y que, al mismo tiempo, pueda soportar las fuerzas de tensión y compresión a las que estará sometido el elemento al transmitir el movimiento del mecanismo tornillo-tuerca a los eslabones sujetos en cada una de las falanges del dedo (ver Fig. 4). Esto permite que el mecanismo sea sub-actuado, es decir, un sistema que posea un mayor número de grados de libertad que el de actuadores. En este caso se tiene un actuador y tres grados de libertad, uno por falange en cada dedo, exceptuando el dedo pulgar que se encuentra fijo. Se aprovechó la maleabilidad de los metales, obteniendo un elemento que pudiese actuar como tendón y transmitir el movimiento del mecanismo hacia los eslabones.

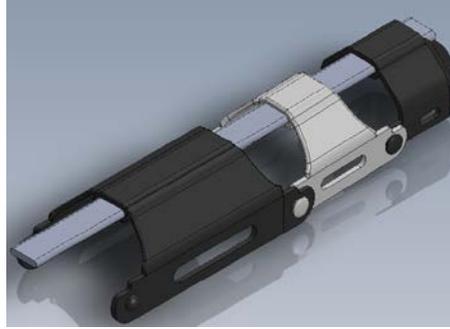


Fig. 4. Sistema de flexión y extensión del dedo.

2.4 Sistema para el dedo pulgar

El dedo pulgar posee una configuración distinta a los otros cuatro dedos de la mano (ver Fig. 5). El eje longitudinal del pulgar se encuentra rotado 90° con respecto del resto de los dedos, de modo que la yema del pulgar apunta en sentido al plano medio de la mano. Es por eso que se requiere un cambio en el sistema para este dedo. Este sistema se encuentra fijo, impidiendo el movimiento alguno en esta extremidad y únicamente sirviendo de apoyo en el momento que los otros 4 dedos se acerquen para cerrar la pinza y sostener un objeto.



Fig. 5. Sistema para dedo Pulgar.

2.5 Ensamble del dispositivo

Cada mecanismo va sujetado a una base que cubre la parte dorsal de la palma (ver Fig. 6). Esta pieza también contiene los cuatro motores que habilitan el movimiento al mecanismo.

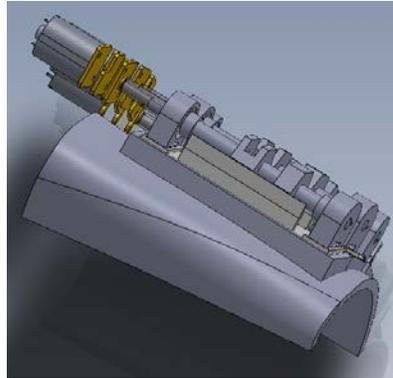


Fig. 6. Estructura de la palma.

En la Fig. 7 se muestra un ensamble de todo el dispositivo, cuenta con 3 eslabones para cada falange de cada dedo, en total son 12, contemplando el ancho, largo y espesor de cada falange. Existe un recubrimiento en la parte dorsal de la palma donde se encuentran los mecanismos de tornillo-tuerca, uno para cada dedo excluyendo al pulgar. La tuerca, al igual que las chumaceras donde se colocan los rodamientos, poseen ranuras que permiten el movimiento guiado del eje flexible hacia ambos lados. El elemento que se coloca a la altura de la palma, contiene 4 soportes para que puedan sujetarse los motores. El pulgar consta de 3 piezas que únicamente mantienen la misma posición sirviendo de apoyo al momento de acercarse los otros 4 dedos y sujetar un objeto.

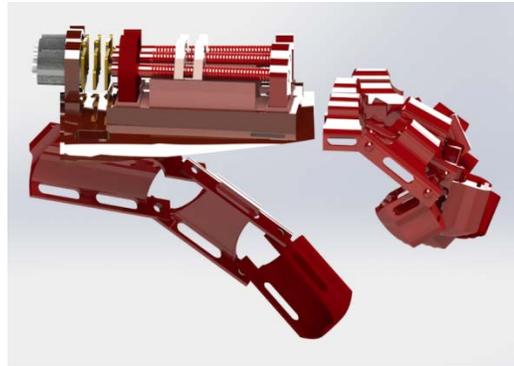


Fig. 7. Ensamble del dispositivo Renderizado.

2.6 Medición de la corriente del motor

En un motor de corriente continua la velocidad y la corriente que necesita el motor dependen de la carga que tenga aplicada. En este tipo de motor, parte de la tensión aplicada se pierde en la resistencia interna (Resistencia del devanado de excitación). El resto de la tensión se utiliza para hacer girar el motor. Cuando la carga de un motor de corriente continua se aumenta, también aumenta la corriente que consume. Debido a que la corriente máxima que consume el motor es de 600 mA, es posible realizar la medición de corriente por medio de una resistencia que se coloca en alguno de los pines que sean Tierra (GND) del integrado L293DD, esta resistencia proporciona una caída de tensión en sus terminales la cual permite que indirectamente se mida la corriente demandada en cada sentido de giro y así obtener una relación proporcional entre el voltaje y la corriente consumidas.

El valor de esta resistencia es tal, que no afecta el funcionamiento del puente H, por ello se propuso de 1Ω a $\frac{1}{2}$ Watt.

La potencia máxima que disipa la resistencia es de:

$$P = \frac{V^2}{R} = \frac{(600 \text{ mV})^2}{1\Omega} = 360 \text{ mW} \quad (3)$$

Sin embargo, la caída de tensión proporcionada en la resistencia es de un valor muy pequeño; para solucionar este problema, se decidió amplificar el valor obtenido con la implementación de 2 amplificadores operacionales.

El primer amplificador operacional (OPAM), tiene una configuración de seguidor que ofrece una tensión de salida igual a la tensión de entrada, no produciéndose ganancia alguna (ver Fig. 8). Su función es el desacoplo de etapas y que el efecto de las resistencias de entrada y salida no influyan en la amplificación posterior.

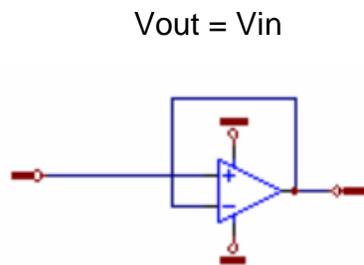


Fig. 8. Amplificador operacional seguidor.

La segunda configuración es un amplificador no inversor (ver Fig. 9), capaz de amplificar la tensión de entrada dependiendo de la ganancia calculada a través de la siguiente fórmula:

$$V_{out} = V_{in} * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (4)$$

Los cálculos para esta etapa son:

-Se tiene un $V_{in} = 0.6$ V.

-Se desea un $V_{out} = 3.3$ V.

-Se propone una de las resistencias, en este caso $R_1 = 1k$ y, a partir de la ecuación 4, se obtiene:

$$R_2 = \left(\frac{3.3 V}{0.6 V} - 1 \right) * 1K = 4.5 K$$

La resistencia comercial más cercana a este valor es de **4.7 k**

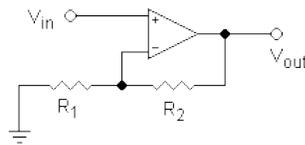


Fig. 9. Amplificador No inversor.

De esta manera se podrá amplificar la tensión para que esta pueda servir como entrada analógica al microcontrolador a través de un Convertidor Analógico- Digital (ADC). Por último, se muestra el esquema del circuito propuesto. En este esquema, se colocan dos salidas provenientes del microcontrolador, una inversa de la otra para poder controlar el sentido de giro del motor; el esquema de un L293DD que actúa como puente H en el sistema, la resistencia de sensado y la etapa de amplificación (ver Fig. 10).

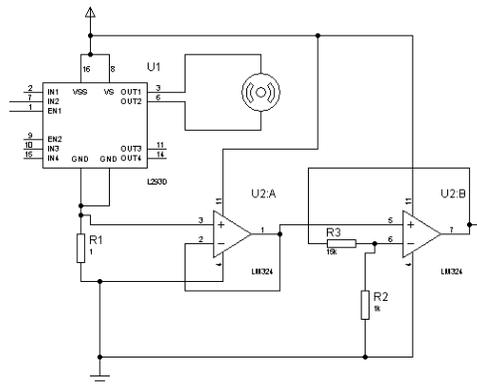


Fig. 10. Esquema del circuito de etapa de potencia y medición de corriente.

2.7 Etapa de Potencia

Para realizar el control de los motores se utilizó el integrado L293DD, el cual incluye cuatro circuitos para manejar cargas de potencia media, en especial pequeños motores y cargas inductivas, con la capacidad de controlar corriente hasta 600 mA en cada circuito y una tensión entre 4.5 V a 36 V. Se configura el integrado para obtener un control bidireccional (ver Fig. 11) [12].

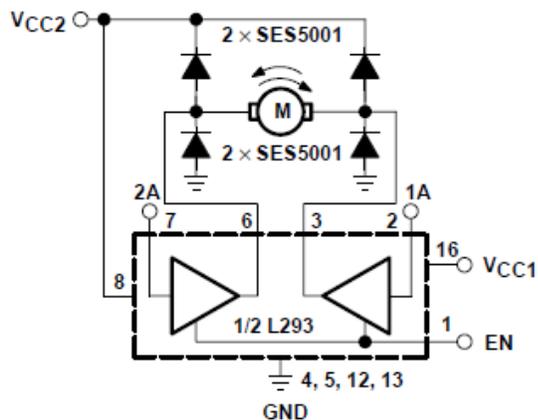


Fig. 11. Conexión para control bidireccional de un motor de DC [12].

2.8 Accionamiento por Voz mediante el uso de bluetooth

App Inventor™ es una herramienta vía web que puede crear aplicaciones para Android de forma visual y a partir de un conjunto de herramientas básicas [13], el usuario puede ir enlazando una serie de bloques para crear la aplicación. El sistema es gratuito y se puede descargar fácilmente de la red. Las aplicaciones fruto de App Inventor están limitadas por su simplicidad, aunque permiten cubrir un gran número de necesidades básicas en un dispositivo móvil. Permite asociar a una cuenta de Google todos aquellos

proyectos que se tengan, lo que da la opción de poder continuarlos en cualquier ordenador.

La aplicación cuenta con dos apartados, la de diseñador y la de bloques. En la primera, el usuario puede definir la interfaz que tendrá la aplicación. En el caso de la aplicación requerida, la interfaz únicamente debe contener botones, por lo que se muestra un botón que sirva para flexionar o extender cada uno de los dedos por separado o flexionar y extender toda la mano. También habrá un botón de emergencia para detener el movimiento de todo el dispositivo. En la interfaz también se encontrará un apartado donde el usuario podrá seleccionar el Bluetooth del dispositivo siempre y cuando este en el alcance de 10 metros que posee el módulo Bluetooth HC-06 [14] que es un emulador de UART RS-232. Del mismo modo, se utilizará un apartado que permita el uso del Google Speech Recognizer™ que permita la conversión de un enunciado hablado en uno escrito para después compararlo con frases previamente predefinidas. En la Fig. 12 se muestra la interfaz para la aplicación de dispositivo móvil (Sistema operativo Android).



Fig. 12. Apartado de Diseño App Inventor

El primer bloque es configuración del cliente Bluetooth, para esto, se le asignará al botón “SELECCIONAR BT” una selección de lista, donde el usuario puede escoger a que bluetooth se desea conectar por medio de una visualización de todos los dispositivos que estén a su alcance. Al conectar el LED que se encuentra en el HC-06 deja de parpadear, esto implica que el bluetooth ya está conectado al dispositivo.

El segundo bloque es el apartado de los botones que sirven para la flexión y extensión de cada uno de los dedos, o bien, la mano en conjunto. Para este caso, cuando el usuario apriete el botón, y si el bluetooth está conectado al dispositivo, se envía un carácter a este indicándole que acción debe de realizar.

2.9 Dispositivo de control

Un microcontrolador es un circuito que consta de una unidad central de procesamiento, memoria y puertos de entrada y salida. Existen gran variedad de microcontroladores con dimensiones y características versátiles.

Se eligió el uso de una tarjeta de desarrollo basada en un microprocesador ARM de 32 bits (ver Fig. 13), *LaunchPad TivaC* fabricada por Texas Instruments, debido a las características que ofrece y las dimensiones de la misma.

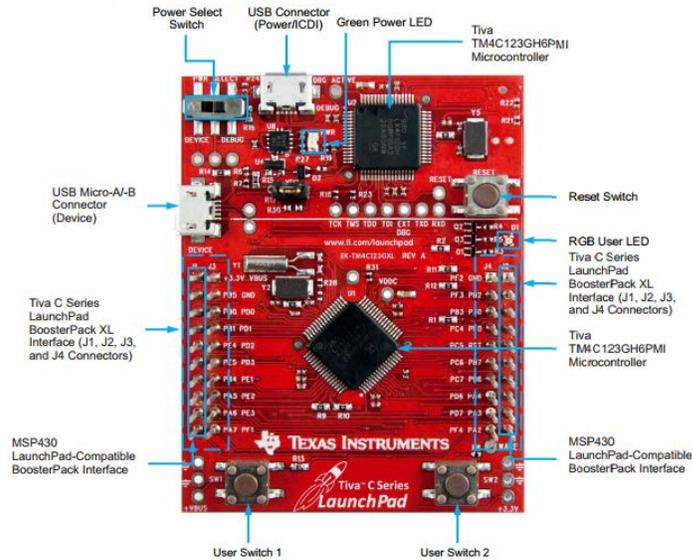


Fig. 13. Tarjeta de desarrollo LaunchPad TivaC

Características:

- Tiva C Serie MCU - 80 MHz ARM CPU Cortex-M4 w / Floating Point.
- 256KB Flash, 32KB RAM, 2 KB EEPROM, ADC de 12 bits, temporizadores 6x64 bits y 6x32 bits.
- Hasta 16 PWM, 8 UART, I2C 4, 4 SSI, 2 CAN, 1 USB.
- Amplia base de software TivaWare.

A partir del esquema de circuito de potencia y medición de corriente, así como el dispositivo de control, se realizaron 2 PCBs mediante Protel™, el primero, contiene un circuito de potencia para cada uno de los 4 dedos que se van a mover, y además añadiendo la conexión del módulo HC-06 a la TIVA C. Se utilizó una batería tipo Li-Po para el suministro de energía de 11.3 V y 1300 mAh pesando 112 g. Adicionalmente en el segundo PCB, se añadió un sistema de protección de voltaje y corriente para el suministro de energía así como 3 botones, 2 de accionamiento y uno de emergencia en caso de que no se cuente con la aplicación móvil para el accionamiento.

3. Resultados

En la Fig. 14 se muestra el resultado del desarrollo de cada placa realizada con una técnica de diseño de circuitos impresos (*DRY FILM*), estas fueron ensambladas al dispositivo de control.

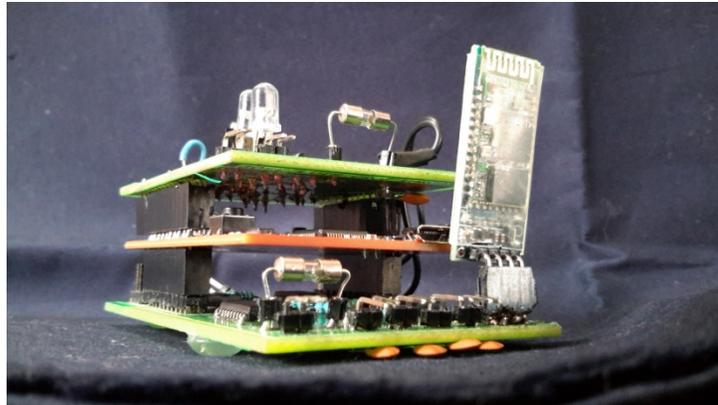


Fig. 14. Dispositivo de control ensamblado.

3.1 Manufactura de la mano

La manufactura se realizó a partir de una máquina de prototipado rápido por medio de inyección de capas de Poliácido Láctico (PLA). El prototipado rápido que se utilizó, implica calentar un filamento de polímero termoplástico, y extrusionarlo siguiendo la forma de las secciones para formar las piezas por capas.

Una cabeza extrusionadora es controlada por un manipulador cartesiano, se mueve en dos direcciones principales sobre una mesa, la mesa puede bajar según se vaya requiriendo y se extruye un filamento termoplástico o de cera a través del pequeño orificio de la matriz caliente.

Para la manufactura de las piezas de la órtesis, se utilizaron dos impresoras 3D, una que presentaba una tolerancia de 0.3 mm y otra que presentaba una tolerancia de 0.1 mm,

por lo tanto, se debe considerar que, cuando la pieza a manufacturar presente geometría del orden de estas magnitudes, la impresión no se puede hacer, o tarda más tiempo del estimado en realizarse e incrementando el costo de la misma. La manufactura de la órtesis se estimó en 20 horas de continua impresión quedando la estructura como se muestra en la figura 15.



Fig. 15. Órtesis Manufacturada.

3.2 Diseño de control

Para la función de pinza gruesa en la órtesis se utilizó un diagrama de control tipo on-off (ver Fig. 16).

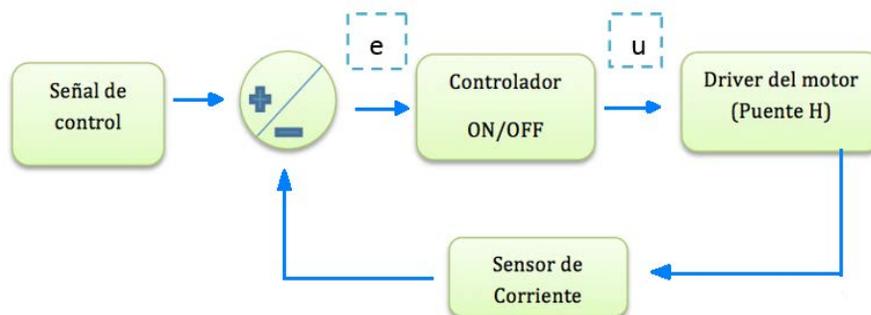


Fig. 16. Diagrama de Control del Sistema.

La acción de control Encendido-Apagado es también muy conocida por su nombre en inglés *On-Off*. Para esta acción de control el elemento de actuación sólo tiene dos posiciones fijas que en la mayoría de los casos son apagado y encendido.

Si tenemos una señal de salida del controlador $u(t)$ y una señal de error $e(t)$, en el control de dos posiciones, la señal $u(t)$ permanece en un valor ya sea máximo o mínimo, dependiendo de si la señal de error es positiva o negativa.

De este modo,

$$\begin{aligned} u(t) &= U_1, & \text{para } e(t) > 0 \\ u(t) &= U_2, & \text{para } e(t) < 0 \end{aligned}$$

Para este diseño se realizó una caracterización del sensor de corriente y fuerza de forma experimental, en donde se midió la fuerza aplicada por cada dedo y se midió la corriente que consume cada motor. En la caracterización de corriente-fuerza, se realizaron 30 mediciones por cada dedo con diferentes pesos, los cuales se promediaron para obtener el valor de corriente sensada en cada caso. Dedo índice (ver Fig. 17), dedo medio (ver Fig. 18), dedo anular (ver Fig. 19), dedo meñique (ver Fig 20)

Dedo índice

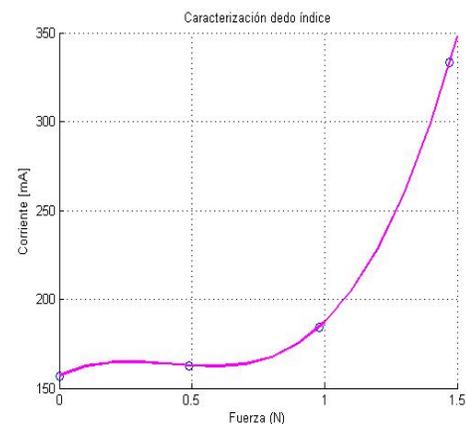


Fig. 18. Caracterización dedo Índice.

Dedo medio

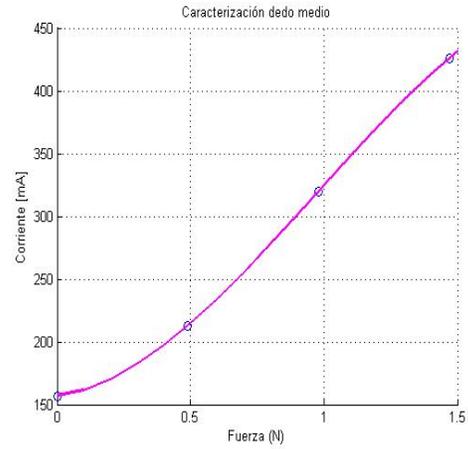


Fig. 19. Caracterización dedo Medio.

Dedo Anular

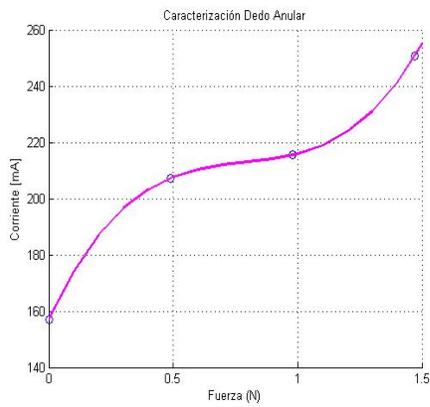


Fig. 20. Caracterización dedo Anular.

Dedo Meñique

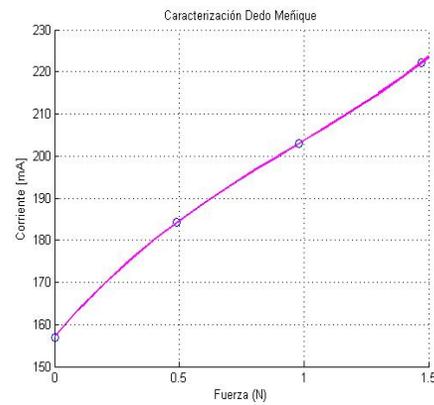


Fig. 21. Caracterización dedo Meñique.

Aplicación

El dispositivo tiene como finalidad, asistir en terapias de rehabilitación para la mano derecha, el tiempo de uso y el paciente candidato deberá ser determinado por un terapeuta. A partir de la aplicación móvil, el dispositivo cuenta con la capacidad de mover cada dedo independientemente de los demás, o en conjunto si es que se desea efectuar el movimiento de pinza gruesa; el dedo pulgar se encuentra totalmente fijo. También cuenta con 3 botones capaces de flexionar, extender y parar los 4 dedos en conjunto respectivamente. Para el caso del movimiento de pinza gruesa, la estructura flexionara primero el dedo meñique seguido del dedo a su costado y así respectivamente.

4. Discusión

Se utilizaron objetos cilíndricos de diferentes diámetros y de 500 gramos. Se midió la corriente (fuerza) necesaria para lograr el agarre del objeto sin romperlo o dañar al usuario. Se observaron los comportamientos del sensor de corriente para cada caso y se observó que los resultados fueron muy similares por lo que se determinó que no importa el diámetro del objeto, si no la fuerza con la que se desea agarrar el objeto y el material del que está hecho. En la tabla 3 se muestran los resultados obtenidos.

	<i>Dedo índice</i>	<i>Dedo medio</i>	<i>Dedo anular</i>	<i>Dedo meñique</i>
Mayonesa	316.8	309.8	269.25	279
Botella	290.6	266.6	190.16	274.5
Botella de 600ml	252.3	259.6	210.3	290.25
Vaso	277.8	269.5	218	245.8
Promedio	284.6	276.3	221.9	272.3

Tabla 3. Resultados obtenidos de medición de corriente en agarre de objetos

5. Conclusiones

Este prototipo ha sido diseñado para un tamaño de mano, en trabajos futuros se propone diseñar estructuras adaptables a cualquier mano humana, para lo cual se tiene que hacer un estudio sobre los parámetros antropométricos de la mano (largo de los dedos, el ancho, el área de la palma), para encontrar valores normalizados en población mexicana. El peso total de la estructura del prototipo es de 480 g, ya considerando los actuadores y la batería. En comparación con dispositivos encontrados en la literatura (Exok^áb) [15] la propuesta de este trabajo es más ligera. El sistema es sub-actuado por lo que se lograron 3 grados de libertad con el uso de un solo actuador por dedo dándole un total de 12 grados de libertad al sistema. Se determinó que no importa el diámetro del objeto, si no la fuerza con la que se desea agarrar el objeto y el material del que está hecho.

Como trabajo futuro, está la posibilidad de modificar la estructura para que el sistema del pulgar no fuese fijo, sino que la órtesis pudiera brindar el movimiento de oposición del mismo. Se propone mejorar la calidad del material del dispositivo a partir de un distinto método para la manufactura como lo es el sinterizado. Debido a que la capacidad del

dispositivo de control es muy grande, se puede trabajar en conseguir un control de fuerza no lineal más robusto que mejore las capacidades del controlador ON-OFF implementado. Por último, se podría mejorar el método de accionamiento del sistema implementando alguna señal electroencefalografía (EEG), electromiografía (EMG) o bien, mejorando la aplicación móvil.

6. Referencias

- [1] Zambudio R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas Editorial Elsevier España 2009. ISBN 84-458-1969-0, 9788445819692.
- [2] Chávez MA, Rodríguez F, Baradica A. Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica* 2010; 4(7):63-73.
- [3] Daerden F, Lefeber D. Pneumatic Artificial Muscles: actuators for robotics and automation, *European Journal of Mechanical and Environmental Engineering* 2002; pp. 4711-21.
- [4] Amat J, Frigola M, Casals A. Virtual exoskeleton for telemanipulation. *Experimental Robotics VII*. Springer-Verlag, 2000; pp. 21-30.
- [5] Shields BL, Main JA, Peterson SW, Strauss AM. An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans* 1997; 27(5):668-673.
- [6] Wege A, Kondak K, Hommel G. Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation. *Proceedings of the international IEEE Conference on Mechatronics and Automation* 2005; 1:155-159.
- [7] Wang J, Li J, Zhang Y, Wang S. Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE- EMBS* 2009; pp. 5957-60.

- [8] IDEF0. Integration Definition for Function Modeling. National Institute of Standards and Technology. 1993; pp. 7-30.
- [9] Cross, N. Métodos de diseño: Estrategias para el diseño de productos, Limusa Wiley, 2008.
- [10] Robert L. Mott. Diseño de elementos de máquinas. Editorial Pearson Education, 4a Edition. p.p. 690-705.
- [11] Nordin M. Basic biomechanics of the muskuloskeletal system. Lea & Febiger Philadelphia London. 2a Edición. p.p. 275-301.
- [12] Datasheet L293: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/l293d.pdf> consultado el 18 de Junio de 2014.
- [13] APP INVENTOR: <http://ai2.appinventor.mit.edu/> consultado el 18 de Junio de 2014.
- [14] Datasheet HC-06: http://makezineblog.files.wordpress.com/2014/03/hc_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf consultado el 18 de Junio de 2014.
- [15] Sandoval O, Villegas J, Hernández M. Exoesqueleto de mano para Rehabilitación Motriz Disponible en: <http://sitio.dgest.gob.mx/dgest.mx/ciencia-y-tecnologia/presenta-instituto-tecnologico-de-orizaba-exoesqueleto-de-mano-para-rehabilitacion-motriz-dp1.2013>.