

Diseño de un Sistema de Adquisición de Datos y su Interfaz Gráfica para Monitorear un Dispositivo Servo Actuado

Designing a Data Acquisition System and its Graphical Interface to Monitor a Servo-Actuated Device

Z. I. Bautista Bautista ^a, J. N. Mondragón Medina ^b, O. Chávez Mora ^c

Abstract:

In this work we present the design of a system that reproduces the movement of the right upper extremity in the left upper extremity using a data acquisition system, a microcontroller and a servo actuated device for its application in the physical rehabilitation of upper extremity injuries in specific movements. A data acquisition system is made that, by means of a motion capture system, acquires the coordinates of the joints of the right arm. Communication is carried out by means of a microcontroller that achieves the imitation of the movement of the right upper limb to the left upper limb. A left extremity rehabilitation device is developed with two degrees of freedom for the specific movements of elbow flexion-extension and vertical shoulder flexion-extension, and it is achieved through the device, that a passive rehabilitation can perform as active rehabilitation, monitored with a graphical interface.

Keywords:

Data Acquisition, Microcontroller, Graphical Interface, Rehabilitation, Monitoring.

Resumen:

En este trabajo se presenta el diseño de un sistema que reproduce el movimiento de la extremidad superior derecha en la extremidad superior izquierda utilizando un sistema de adquisición de datos, un microcontrolador y un dispositivo servo actuado para su aplicación en la rehabilitación física de lesiones de extremidades superiores en movimientos específicos. Se realiza un sistema de adquisición de datos que, mediante un sistema de captura de movimiento, adquiere las coordenadas de las articulaciones del brazo derecho. La comunicación se realiza mediante un microcontrolador que logra la imitación del movimiento de la extremidad superior derecha a la extremidad superior izquierda. Se desarrolla un dispositivo rehabilitador de extremidad izquierda con dos grados de libertad para los movimientos específicos de flexo-extensión de codo y flexo-extensión vertical de hombro, y se consigue a través del dispositivo, que una rehabilitación pasiva pueda desempeñarse como rehabilitación activa, monitoreado con una interfaz gráfica.

Palabras Clave:

Adquisición de datos, Microcontrolador, Interfaz Gráfica, Rehabilitación, Monitoreo.

Introducción

Las técnicas tradicionales de terapia para rehabilitación de brazo implican a un fisioterapeuta y el control de fuerza y movimientos que realizan en el brazo del paciente para trabajar los músculos particulares. La imprecisión que esto presenta en algún momento lleva a ejercicios inconsistentes, mediciones inexactas y principalmente, una inadecuada rehabilitación del paciente. Investigaciones han demostrado que los dispositivos

robóticos resultan ser herramientas valiosas en una terapia física. Al emular de forma similar el movimiento de alguna extremidad o articulación, pero la mayoría de los mecanismos desarrollados para miembro superior no están presentes en México y no todos son destinados a la rehabilitación [1].

Con base en los altos costos que estos sistemas pueden adquirir para su desarrollo o adquisición, la baja cantidad de prototipos desarrollados nacionalmente, los grandes

^{a,b,c} Instituto Politécnico Nacional | Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco | Ciudad de México | México,
<https://orcid.org/0000-0001-8614-6032>, Email: zbautista@ipn.mx; <https://orcid.org/0009-0009-7379-0035>, Email: nmondragon@ipn.mx;
<https://orcid.org/0009-0007-9088-1110>, Email: omchavez@ipn.mx

resultados que han sido obtenidos cuando un dispositivo mecánico se utiliza en rehabilitación física y el actual recorte presupuestal se ve afectado en el sector salud, y por esta razón es necesario generar la ingeniería básica e ingeniería de detalle para el desarrollo de un dispositivo servoactuado de bajo costo diseñado específicamente para rehabilitación [1].

Los exoesqueletos pueden clasificarse dentro del grupo de las órtesis. Las órtesis son de dos tipos según su principio de funcionamiento: pasivas como se muestra en la figura 1 y activas como se muestra en la figura 2.



Figura 1. Órtesis pasiva. Clasificación por su funcionamiento

Las órtesis pasivas son dispositivos que no permiten movimiento, pero mantienen una determinada postura. Se utilizan como un soporte rígido en fracturas, condiciones inflamatorias de tendones y partes blandas e injurias nerviosas”. Las órtesis activas son dispositivos que permiten y/o facilitan el movimiento de miembros o extremidades. Las órtesis activas se utilizan principalmente para asistir movimientos de músculos debilitados [2].



Figura 2. Órtesis activa. Clasificación por su funcionamiento pasiva

Una aplicación de las órtesis activas son los exoesqueletos, los cuales se integran por un mecanismo

estructural externo acoplado por diversos medios al cuerpo y por una etapa de transferencia de información que permite al usuario realizar el movimiento conjunto de cuerpo y mecanismo.

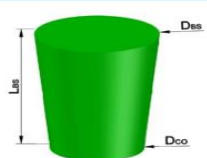
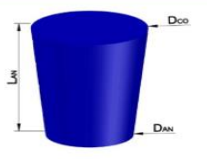
Un exoesqueleto, se define como un sistema biomecánico, donde el mecanismo está adaptado a la estructura física del cuerpo humano, con un control que puede provenir de las mismas señales del cerebro, con sensores conectados a la piel humana y con actuadores que son análogos a las funciones del cuerpo, estos elementos pueden actuar como un solo sistema integrado que pueden desarrollar varias funciones [3].

Metodología de diseño

El dispositivo rehabilitador final está pensado como un exoesqueleto, es decir, un dispositivo que rodea una extremidad superior de tal manera que al ejecutar movimientos sea capaz de mover paralelamente a la extremidad, teniendo en cuenta que el movimiento debe ser lo más natural posible y sin causar un daño o dolor, considerando que la extremidad a la que se encuentre adherido será una extremidad que necesite rehabilitación por lo cual se encuentra débil, sensible o adolorida.

El dispositivo rehabilitador muestra una gran fidelidad, adaptabilidad a distintos tipos de brazo. Hablando de características físicas no es engorroso, es ligero y de fácil localización. El cual consiste en modelar el brazo superior y el antebrazo como elementos individuales de geometría, en este caso, conos truncados, donde las medidas de cada uno están relacionadas con la talla de la persona como se observa en la tabla 1.

Tabla 1. Resultado de los parámetros de las partes del brazo mediante el modelo de Hanavan

Parte anatómica	Geometría	Relación
Brazo Superior		$L_{BS} = talla \cdot 0.2167$ $= 39.006cm$ $D_{BS} = talla \cdot 0.0888$ $= 15.984cm$ $D_{CO} = talla \cdot 0.0667$ $= 12.006cm$
Antebrazo		$L_{AN} = talla \cdot 0.1611$ $= 28.998cm$ $D_{AN} = talla \cdot 0.0388$ $= 6.984cm$ $D_{CO} = talla \cdot 0.0667$ $= 12.006cm$

El dispositivo, mecánicamente hablando, consta de tres partes principales que funcionan como eslabones del mecanismo. Los segmentos corporales en los que están basados estos eslabones fueron obtenidos a través del modelo propuesto por Hanavan [4].

Eslabón 1 o eslabón humeral. Es un eslabón que se considera fijo o estático que tiene la función de ser la base de apoyo para realizar el movimiento entre éste y eslabón [5]. Como se mencionó, no tiene movimiento y debe localizarse fijo al hombro. Debe ser resistente y cómodo de usar ya que aquí se soporta todo el peso del dispositivo y sirve de soporte para todos los elementos del dispositivo. Está construido de PVC espumado de 5mm. de espesor y sujetadas con piezas de aleación de hierro y carbón. El servomotor que sirve para ejercer movimiento se encuentra en la parte lateral, en la parte superior y con el eje apuntando hacia dentro, como se muestra en la figura 3.

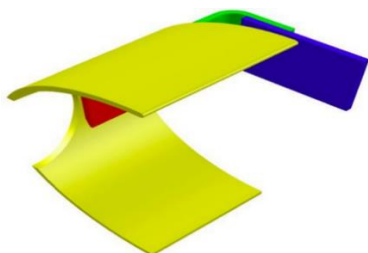


Figura 3. Eslabón Humeral

Eslabón 2 o eslabón de conexión. Es el primer eslabón con movimiento, es decir, es el primer eslabón de la cadena que tendrá movimiento provocado por un servomotor. El movimiento realizado por este eslabón en conjunto con el eslabón 1 es la flexo-extensión vertical de hombro, por lo que su localización debe ser fija al brazo. Aparte de la función de movimiento, tiene la función de servir como punto de apoyo para el movimiento del eslabón 3. Al igual que el eslabón 1, está construido de PVC espumado de 5mm de espesor y sujetado con piezas de una aleación de hierro y carbón. El servomotor que efectúa el movimiento se encuentra en la parte lateral con el eje justo en la articulación entre este eslabón y el eslabón 3, con el eje apuntando hacia dentro. Además, en la parte central se encuentra una órtesis para fijar el eslabón al brazo superior, como se muestra en la figura 4.

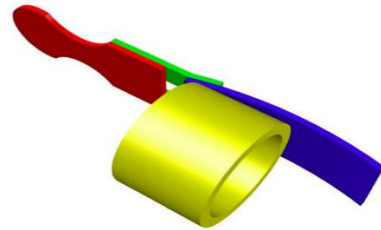


Figura 4. Eslabón de conexión

Eslabón 3 o eslabón brazal. Es el segundo eslabón con movimiento y el último de la cadena. Su función es realizar en conjunto con el eslabón 2 el movimiento flexo-extensor de codo por lo que su localización debe ser fija al antebrazo. Al igual que los eslabones que lo preceden en la cadena, está construido de PVC espumado de 5mm. de espesor y sujetado con piezas de hierro y carbón. Cuenta con una órtesis, para fijarlo al antebrazo, localizada a la mitad de la pieza, como se muestra en la figura 5.

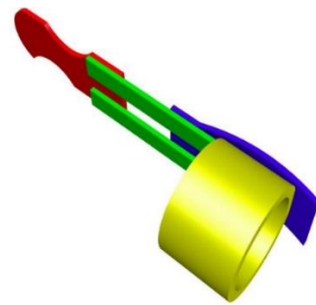


Figura 5. Eslabón brazal

Cada eslabón está diseñado de tal manera que puede nombrarse armonioso con el brazo humano por su capacidad de adaptación a distintas fisionomías naturales de brazo, ya que cuenta con un mecanismo de ajuste para modificar la longitud, el cual está formado por cuatro piezas perforadas que se ajustan y se fijan a distancias preestablecidas como se muestra en la figura 6.

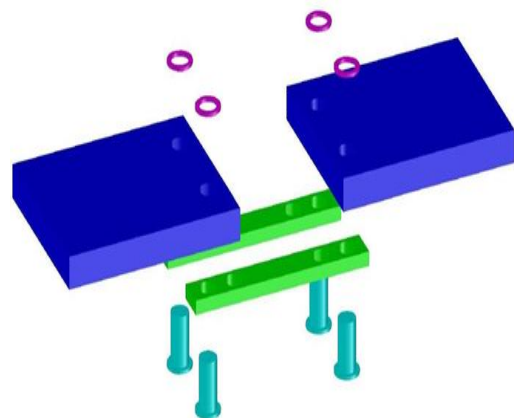


Figura 6. Sistema de los eslabones

El dispositivo armado y con las piezas para el punto de sujeción debe quedar estructurado como se muestra en la figura 7.

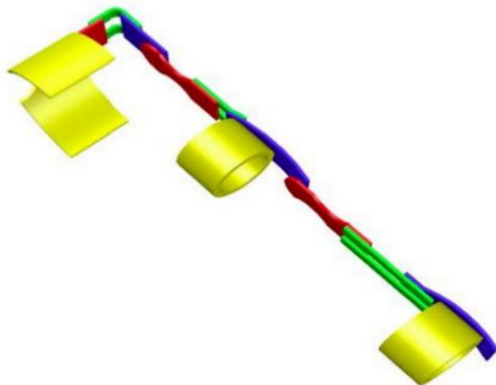


Figura 7. Dispositivo rehabilitador final

Desarrollo de la electrónica

Además de utilizar la plataforma de código abierto ARDUINO™, se realizó un shield, o placa de conexiones, para alimentar a éste y a los diversos componentes del proyecto con diferentes voltajes. El diagrama electrónico de dicha placa se muestra en la figura 8.

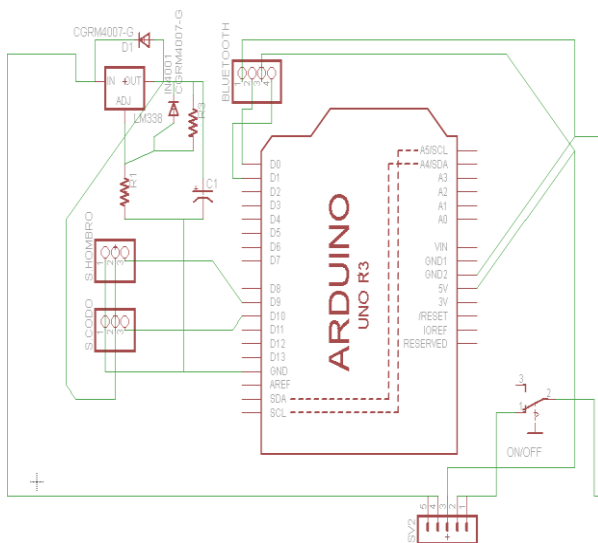


Figura 8. Diagrama electrónico para el shield de Arduino™

El regulador de voltaje LM338 es un regulador variable el cual fue adecuado para que entregue una salida de 7.2 V que será la alimentación de los servomotores. En el componente SV2 distribuye los voltajes de operación, 12 V para el LM338 y 5V para el Arduino™ y el adaptador Bluetooth.

Para el diseño del circuito impreso del shield se utilizó el Software EAGLE®, como se muestra en la figura 9, ya que es un software que en sus librerías tiene los diferentes modelos de ARDUINO™, esto se toma como ventaja para realizar de manera precisa las conexiones.

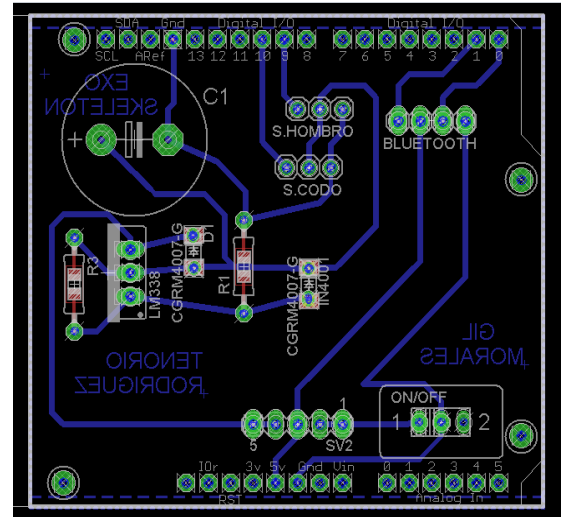


Figura 9. Circuito impreso diseñado en software EAGLE

Se optó por esta forma de conexión debido a que debe ser lo más portátil posible ya que el circuito se encontrará adherido a la estructura del dispositivo rehabilitador. El ARDUINO™ armado con el shield se muestra en la figura 10.

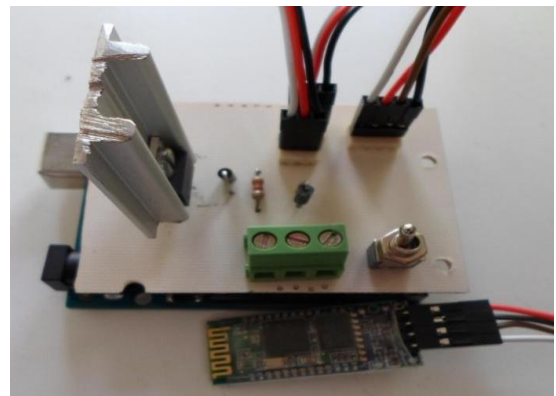


Figura 10. Shield montado en Arduino™

Análisis de resultado

Una vez concluida la etapa de desarrollo se ejecutan las pruebas del dispositivo, de la electrónica y la programación para revisar su comportamiento. Las etapas del dispositivo son cuatro: Datos, proceso, comunicación y resultado. Antes de iniciar con la ejecución del programa se realizan ajustes necesarios para el funcionamiento. Se muestra en la figura 11 el rehabilitador final colocado al usuario, y en la figura 12 se muestra el diagrama de flujo.



Figura 11. Dispositivo rehabilitador final colocado en el usuario

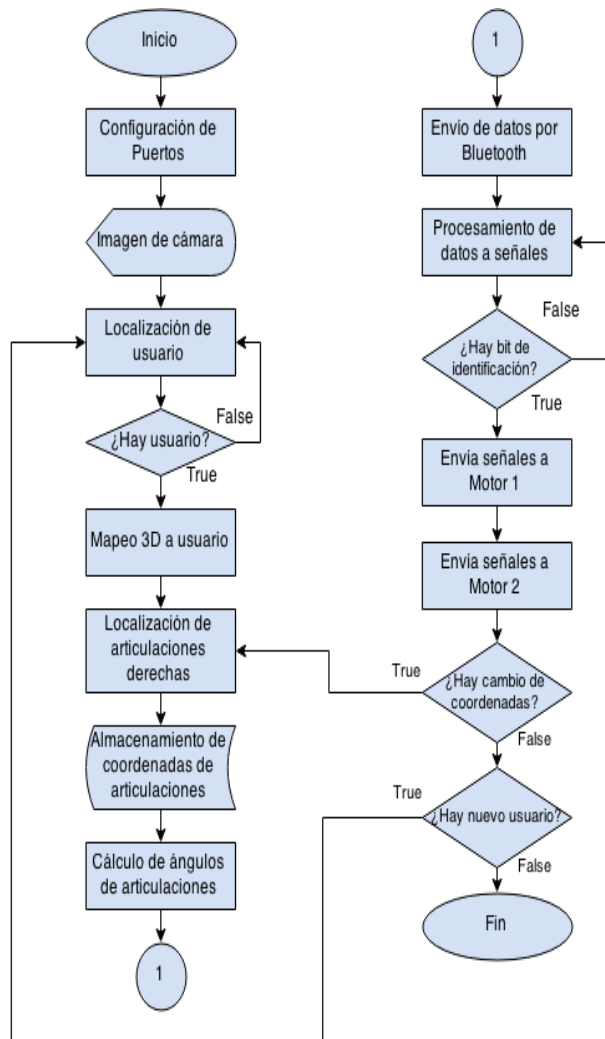


Figura 12. Diagrama de flujo

- 1) Se realizó la sincronización mediante el protocolo de comunicación Bluetooth para comunicar a la computadora y al adaptador Bluetooth del microcontrolador.
- 2) Una vez hecha la conexión Bluetooth se conecta el sensor Kinect™ a la computadora mediante el cable USB [6].
- 3) Se coloca el dispositivo rehabilitador al usuario, como se muestra en la figura 11.
- 4) Una vez realizados estos pasos previos se direccionan las cámaras del sensor Kinect™ hacia el objetivo y se ejecuta el programa para iniciar el mapeo 3D la captura de movimiento [7].
- 5) Cuando el software Visión Artificial Kinect detecta al usuario inmediatamente procede con el tracking de las articulaciones y con el cálculo de los ángulos, como se muestra en la figura 13. Hasta este punto han realizado las dos primeras etapas: datos y procesamiento.
- 6) Para cumplir la tercera etapa de comunicación, los datos se envían a través del puerto Bluetooth y son recibidos por el adaptador del microcontrolador quien envía las señales a los servomotores para realizar el movimiento.

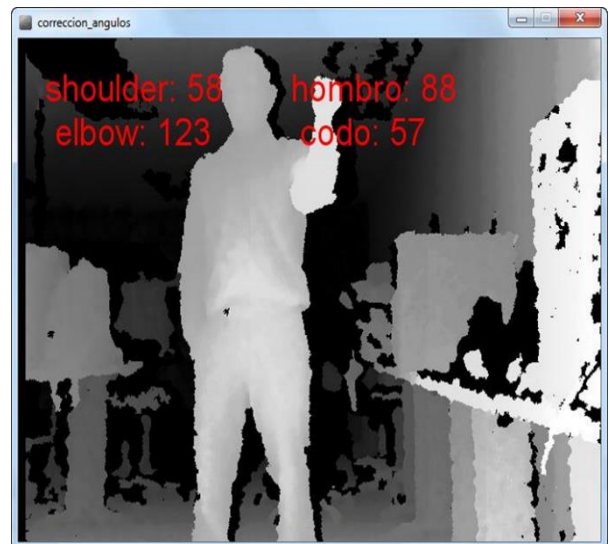


Figura 13. Programa para detección de articulaciones en funcionamiento calculando ángulos

La gráfica de la figura 14 muestra la respuesta de posición de ambos servomotores al ejecutar el programa.

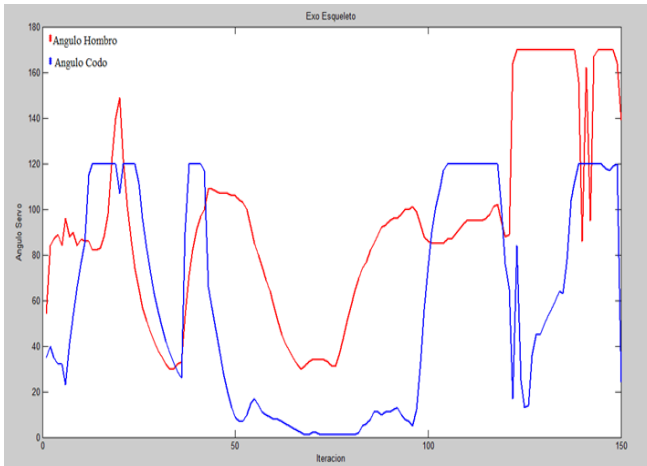


Figura 14. Gráfica de los ángulos recibidos y ejecutados por cada servomotor

Conclusiones

Se realizó la investigación enfocada hacia la rehabilitación de los movimientos de miembro superior a través de la implementación de un dispositivo servo actuado integrado a una interfaz gráfica, en donde el usuario pueda ser autosuficiente en esta tarea y evaluar su progreso.

Al final del proyecto se obtuvo un modelo viable de un dispositivo rehabilitador de miembro superior que se usará para continuar la investigación en esta área que involucra a las disciplinas biomecánica, electromecánica, electrónica, visión artificial, sistemas de captura de movimiento y fisioterapia.

Se consideró al brazo como un sistema mecánico aislado compuesto de eslabones unidos en cadena permitiendo desarrollar una estructura mecánica capaz de adaptarse a la fisionomía humana del brazo y realizar un movimiento producido por servomotores, lo cual permite más investigaciones en distintos campos de aplicación de rehabilitación y no limitarse a la fisioterapia.

Utilizar un sistema de adquisición de datos conformado por un sistema de visión artificial que trabaja como un sistema de captura de movimiento, ha permitido comprender los avances que la ciencia ha desarrollado en esta disciplina como el análisis de imágenes en 3D, el mapeo y el tracking de formas y siluetas, y el reconocimiento de siluetas. Sin embargo, a pesar de ser un área que puede explotarse de diversas maneras, poco se ha incursionado en sectores de beneficio a la sociedad. Este artículo queda como antecedente para trabajos a futuro.

Referencias

- [1] Rodríguez, I. (2012). Entrenamiento robótico como medio de rehabilitación para la marcha. *Evidencia médica e investigación en Salud*.
- [2] Arce, C. (2005). Órtesis de Miembros Superiores. Clasificación – Funciones – Prototipos – Características – Indicaciones. *Medicina de Rehabilitación* , 1-2.
- [3] Pons, J. L. (2008). *Wearable Robots. Biomechatronic Exoskeleton*. Ed. John Wiley & Sons Ltd.
- [4] Hanavan, E. P. (1964). *Mathematical Model of the Human Body*. Ohio: Wright-patterson.
- [5] Ayala, J. F. (2012). *Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior*. México DF: ESIME Zacatenco.
- [6] Gómez, M., Anzola, J. N., & Barrero, D. (2010). Sistemas de Captura de Movimiento - EXOCAP. *LOOP de Animación*.
- [7] Rodríguez, I. (2012). Entrenamiento robótico como medio de rehabilitación para la marcha. *Evidencia médica e investigación en Salud*.