



VII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

16-18 junio 2016
Unidad de Seminarios, BUAP

"GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"



SÍNTESIS Y DISEÑO DE UN SISTEMA MECATRÓNICO PARA LA REHABILITACIÓN MOTRIZ EN LA ARTICULACIÓN TIBIOTARSIANA

J. A. Ordaz-Rivera^a, E. Jimenez-Dominguez^a, M. García-Juárez^a, G. J. Lozano -Perera^a
L. M. Ramírez-Ramírez^a, D. B. Monterde-Reséndiz^a

^aFacultad de Ciencias de la Electrónica, Universidad Autónoma de Puebla, CP 72050, Puebla, Pue., México

j.a.ordaz@live.com.mx

RESUMEN. El presente trabajo propone un sistema mecatrónico para dar solución a una problemática en el ámbito de la salud, específicamente en el área de terapia física motriz; este sistema tiene por objetivo el participar en la tarea de la reproducción de los movimientos esenciales de las articulaciones del tobillo, en este caso el movimiento de flexoextensión de la articulación tibiotalar. El prototipo obtenido es un sistema funcional que es capaz de alcanzar los ángulos de flexión y extensión sobre el plano sagital para el movimiento del tobillo con un monitoreo y control de velocidad incorporado.

1. INTRODUCCIÓN

En los años recientes se ha despertado el interés de desarrollar máquinas de rehabilitación en compañías de desarrollo tecnológico, instituciones y universidades de varias partes del mundo para rehabilitar y fortalecer completamente la parte afectada (por ejemplo: rodilla, tobillo, cadera, etc.); recuperar la movilidad; disminuir el trabajo repetitivo del experto en terapia física; incrementar el número de servicio de terapias; reducir el tiempo de recuperación y ofrecer una mayor diversidad de terapias personalizadas con movimientos precisos y seguros [1]. La articulación del tobillo es una de las estructuras de mayor soporte de peso del cuerpo humano. Como resultado de su función y configuración, el tobillo es la articulación más comúnmente lesionada [2].

En la actualidad existen prototipos para la rehabilitación del tobillo, los cuales están diseñados a base de actuadores neumáticos y/o eléctricos con interfaz para la interacción virtual con el paciente [3, 4], o también existen prototipos con actuadores solamente eléctricos [5], y algunos otros con m3 grados de libertad y con implementación del control de fuerza para evitar lesionar al paciente [6]. Estos prototipos tienen muchos grados de libertad y pretenden simular más de un movimiento del tobillo dificultando la precisión y utilizando varios actuadores elevando el costo del sistema. Por otro lado, existe un prototipo de un solo grado de libertad enfocado en el esguince de tobillo el cual contiene una interfaz gráfica con videojuegos online [7].

2. TEORÍA

La articulación del tobillo, debido a su configuración anatómica, es una de las más congruentes y por tanto de las más estables de nuestra extremidad inferior. A través de ella se realizan los movimientos de flexión y extensión del pie.

El tobillo presenta un movimiento principal que tiene lugar en el plano longitudinal, y que es el de flexión plantar y dorsal del pie. Su valor es difícil de determinar con exactitud con mediciones no invasivas, ya que son movimientos que se amplían con los de las articulaciones subastragalina y mediotarsiana. En general se acepta que existe alrededor de 15°-20° de dorsiflexión y 40-50° de flexión plantar [8]. Los tres ejes principales del complejo articular se interrumpen aproximadamente en el retropié. Cuando el pie está en una posición de referencia estos tres ejes son perpendiculares entre sí, como se muestra en la figura 1.

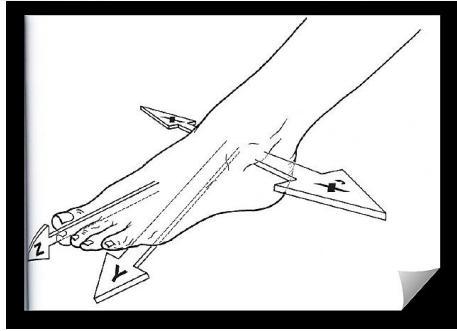


Figura 1. Ejes principales del complejo articular del tobillo.

En la figura 2 se muestra la posición de referencia que es aquella en la que la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna (A). A partir de esta posición, la flexión del tobillo (B), se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna; también se denomina flexión dorsal o dorsiflexión. Por el contrario, la extensión de la articulación tibiotalariana (C) aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna, mientras que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna. Este movimiento también se conoce o denomina como flexión plantar, aunque no es la denominación más adecuada, puesto que la flexión siempre corresponde a un movimiento que aproxima los segmentos de los miembros al tronco.

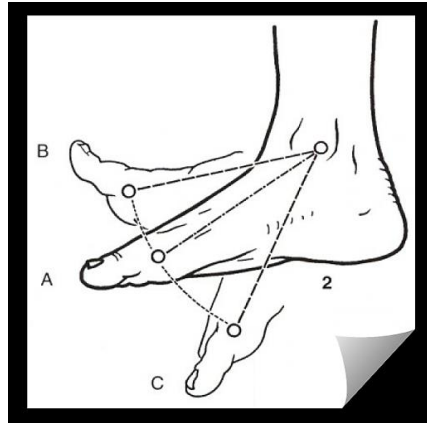


Figura 2. Flexoextensión de la articulación tibiotalariana.

En la figura 3 se puede ver que se ha comprobado que la amplitud de la extensión es mucho mayor que el movimiento de flexión. Para medir estos ángulos es mejor valorar el ángulo entre la planta del pie y el eje de la pierna que tomar como referencia el centro de la articulación tibiotalariana. Cuando este ángulo es agudo (b), se trata de una flexión. Su amplitud es de 20° a 30°. La zona sombreada en la imagen indica el margen de variaciones individuales de amplitud, la cual es de 10°. Sin embargo, para cuando el ángulo es obtuso (c), se puede afirmar entonces que se trata de una extensión. Su amplitud es de 30° a 50°. El margen de variaciones individuales es mayor (20°) que el de la flexión.

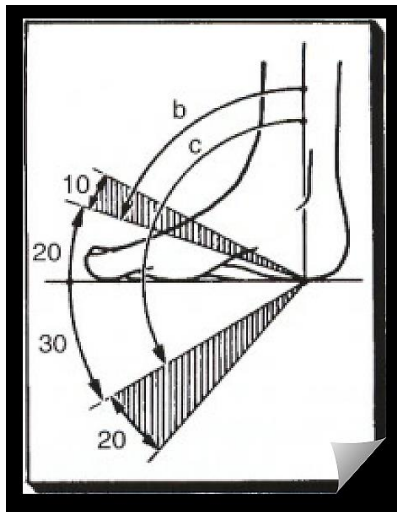


Figura 3. Amplitud del movimiento de flexoextensión del tobillo.

En los movimientos extremos no solo intervienen la tibiotarsiana, sino que se añade la amplitud propia de las articulaciones del tarso, que no por ser menos importante debe despreciarse.

La amplitud de los movimientos de flexoextensión está, ante todo, determinada por el desarrollo de las superficies articulares. Sabiendo que la articulación tibial tiene un desarrollo de 70° de arco y que la polea astragalina se extiende de 140° a 150° , se puede deducir, por una simple resta, que la amplitud global de la flexoextensión es de 70° a 80° . También se puede constatar que el desarrollo de la polea es mayor por detrás que por delante, lo que explica el predominio de la extensión sobre la flexión [9, 10].

3. PARTE EXPERIMENTAL

La implementación del sistema se inició con el diseño de la plataforma y el sistema de palancas para la transferencia de fuerzas del movimiento de flexión y extensión en el tobillo. Se obtuvieron los parámetros geométricos de la plataforma para ubicar los centros de gravedad de cada elemento que estuviera sujeto a un punto de rotación hacia el pivote modificando su geometría con la finalidad de obtener la mejor transferencia de movimiento en la pieza para aplicar la menor fuerza necesaria.

Mediante el uso de SolidWorks se verificó el centro gravedad de las piezas a manufacturar, la cantidad de material necesario para su producción y el tiempo por ejecutarse para dicha tarea, predisponiendo su posición en la bancada del centro de maquina por utilizar, para este caso se realiza la manufactura de dichas piezas mediante la incorporación de HSMWorks para el pos-procesado y obtención del código G, para el centro de maquinado de 5 ejes y de control HAAS. En la figura 4 se puede observar el diseño de la plataforma que hará el movimiento de flexión y extensión del tobillo.

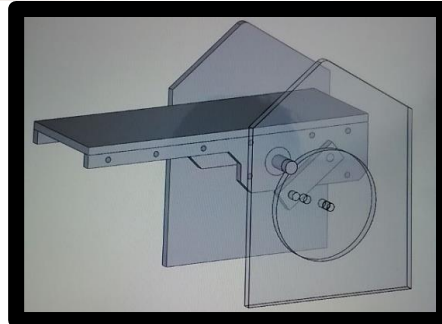


Figura 4. Plataforma para flexión y extensión del tobillo.

Para el desarrollo de la rehabilitación, se contempla que el paciente estará sentado, lo cual significa que la rodilla estará en una posición de flexión. En esta posición la mayor parte del peso corporal se encuentra distribuido en la silla y una base, con la finalidad de mantener en una posición vertical a la pierna, de esta manera el peso del sistema mecánico estará sostenida únicamente al peso del pie del paciente. En la figura 5, se puede observar el diseño de la plataforma y la posición de la pierna del paciente. Se utilizó 2 kg de Nylamid para la fabricación de los elementos del sistema al igual que el eje de rotación debido a que este material presenta características de rigidez y auto lubricación al estar sujeto a movimientos rotacionales.

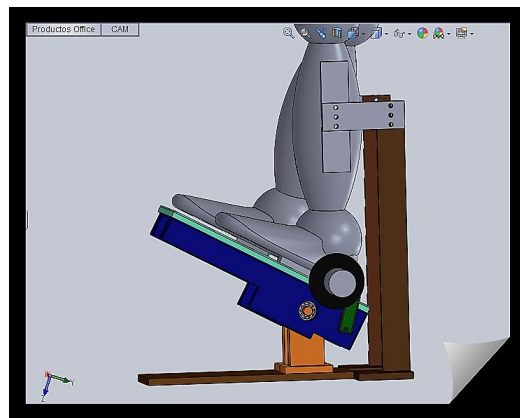


Figura 5. Diseño de la plataforma posición de la pierna del paciente.

Se utilizó un actuador eléctrico para realizar los movimientos del sistema, en este caso fue un motor DC con alimentación de entrada de 24 V, con un torque de 60 Kg.cm. Por otro lado, se utilizó una etapa de potencia con un driver CI L298N capaz de soportar 35 V de alimentación externa para el actuador y de suministrar hasta un máximo de 4 A en operación. Su funcionamiento es el de conducir una corriente en cualquier polaridad y ser controlado por modulación de ancho de pulso. (PWM). Por otro lado, se realizó la programación y la interfaz para controlar la velocidad del movimiento así como el número de repeticiones. En esta parte se utilizó un microcontrolador PIC18F4550 junto con un teclado matricial 4x4 y una pantalla LCD. También se utilizó el mismo circuito integrado para la implementación de la señal PWM que se utilizó para generar distintas velocidades. En la figura 6 se puede observar la simulación del funcionamiento del PWM con el teclado matricial y el LCD a través del programa PROTEUS.

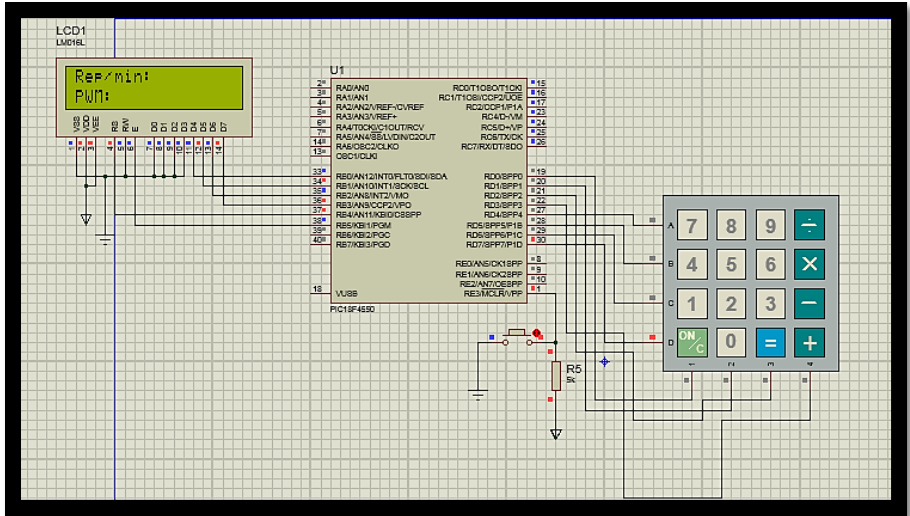


Figura 6. Simulación del funcionamiento del PWM controlado mediante un teclado matricial.

La etapa de potencia del sistema se implementó con un driver que se desarrolló mediante el uso de un circuito integrado CI L298N, este driver soporta hasta 35 V de alimentación externa para el actuador y hasta 4 amperios de corriente. Este driver controla el sentido del movimiento de rotación del actuador por medio de un puente H. El control de velocidad será mediante entradas de PWM y, como se había mencionado antes, este driver puede llegar a soportar hasta 4 A por lo que lo hace ideal para un motor que trabaja hasta 3 A. En la figura 7, se observa la imagen del driver en funcionamiento.

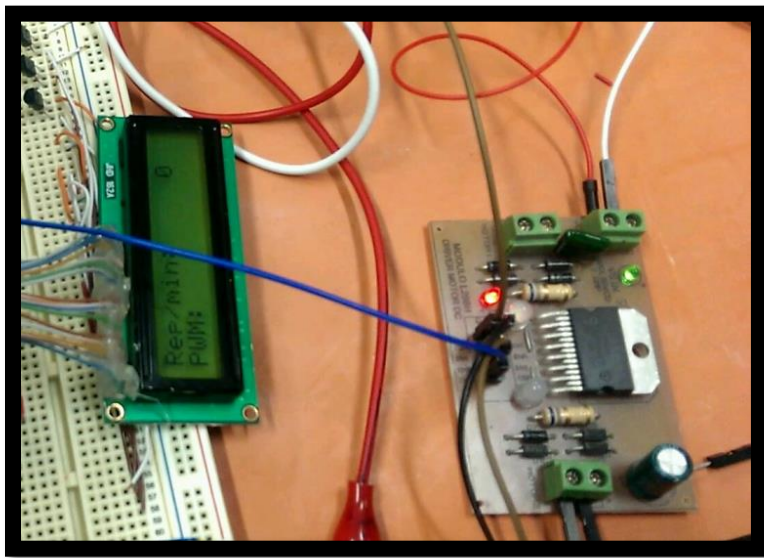


Figura 7. Circuito del driver en funcionamiento.



4. RESULTADOS

El sistema de rehabilitación se realizó y se implementó obteniendo resultados favorables, este sistema es capaz de alcanzar los ángulos mencionados de flexión y extensión sobre el plano sagital para el movimiento del tobillo, incorporando un sistema de monitoreo y control de velocidad. En la figura 8 se puede observar el prototipo del sistema que se obtuvo en donde se agregó 2 piezas de aluminio y un soporte para la parte posterior de la pierna con la finalidad de reducir el peso de la pierna.



Figura 8. Sistema de rehabilitación motriz del tobillo (prototipo a escala real).

Por otro lado, se realizó un recubrimiento de malla de metal para el pedal que sostiene el pie, para generar mayor cuerpo y estabilidad a la estructura en el momento de realizar los movimientos a través de las palancas con el actuador rotacional. En la figura 9 se puede ver la parte del pedal y el actuador del sistema que proporciona los movimientos para la rehabilitación.

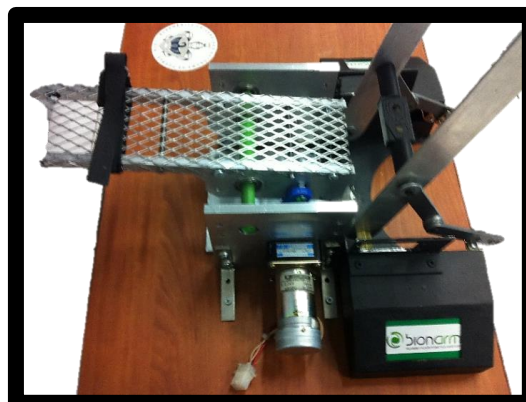


Figura 9. Transmisión y elementos de actuación del sistema.



5. CONCLUSIONES

El prototipo construido realiza satisfactoriamente los movimientos de flexión y extensión sobre el plano sagital para el movimiento del tobillo y que además cuenta con un sistema de monitoreo y control de velocidad. Este proyecto cuenta con la capacidad de expansión para alcanzar todos los movimientos funcionales de la articulación del tobillo, así como la incorporación de un sistema de control de posición y optimización del consumo energético requerido para su actuación.

BIBLIOGRAFÍA

1. A. G. Evans, "Perspectiva on the development of high-toughness ceramics", J. Am. Ceram. Soc., Vol. 73, 2, 1990, pp. 187-206.
2. T. Kreis, "Speckle Metrology," in *Holographic Interferometry* (Akademie Verlag Inc., New York, NY, 1996), Chapter 4, pp. 125-149.
3. Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M. "The Rutgers Ankle Orthopedic Rehabilitation Interface". Proceedings of the ASME Haptics Symposium, 1999, Vol. 67, 305-312.
4. Z. Zhou, Y. Zhou, N. Wang, F. Gao, K. Wei, Q. Wang, "On the design of a robot-assisted rehabilitation system for ankle joint with contracture and/or spasticity based on proprioceptive neuromuscular facilitation", 2014 IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA) Hong Kong Convention and Exhibition Center May 31 - June 7, 2014. Hong Kong, China, 978-1-4799-3685-4/14, pp. 736-741.
5. Liu, G., Gao, J., Yue, H., Zhang, X., Lu, G. (2006). "Design and Kinematics Simulation of Parallel Robots for Ankle Rehabilitation". Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, 2006, 1109-1113.
6. Tsoi, Y. H., Xie, S. Q., "Design and Control of a Parallel Robot for Ankle Rehabilitation". 15th International conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, 2008, 515- 520.
7. Z. Zhou, Y. Zhou, N. Wang, F. Gao, K. Wei, Q. Wang, "On the design of a robot-assisted rehabilitation system for ankle joint with contracture and/or spasticity based on proprioceptive neuromuscular facilitation", 2014 IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA) Hong Kong Convention and Exhibition Center May 31 - June 7, 2014. Hong Kong, China, 978-1-4799-3685-4/14, pp. 736-741.
8. Petcu Daniel, Pantazi Mirela, Mihai Georgescu, "The influence of the rocker sale profile's orientation on the sagittal plane ankle range of motion", The 4th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB 2013, 978-1-4799-2373-1/13.
9. A. ViladotVoegeli, "Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor", Springer-Verlag Ibérica, Barcelona, 2001.
10. .I. Kapandji, "Fisiología Articular", 5 Edición, Tomo II, Editorial Médica Panamericana. Madrid España, 2003.