

Prototipo de Robot Terapéutico para la Rehabilitación de las Extremidades Inferiores

Daniela Anchante, Luis Rondon, Franco de la Torre

Asesor: Mg. Ing. Ricardo J. Palomares Orihuela

Escuela de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Ricardo Palma- Perú

anchanteda@gmail.com, Luis_rondong@outlook.com, fr.delatorre21@gmail.com

RESUMEN

La rehabilitación, en un sentido general, tiene como objetivo la reincorporación física de un paciente a sus actividades de la vida cotidiana. Cuando una articulación se encuentra inmovilizada por largos periodos de tiempo tiende a degenerarse. En Perú, es común encontrar centros de rehabilitación saturados, debido al gran número de pacientes que necesitan de una terapia. Para ayudar en el proceso de rehabilitación, se propone un prototipo de robot terapéutico para la rehabilitación de las extremidades inferiores. El resultado obtenido son simulaciones que indican un amplio espacio de trabajo del robot y la posibilidad de ser implementado en terapias de rehabilitación. En conclusión, el nuevo prototipo robótico permite ser utilizado para la rehabilitación de miembros inferiores.

PALABRAS CLAVES: Rehabilitación, Mecatrónica, Robot Terapéutico, Modelo cinemático, Actuadores Lineales.

ABSTRACT

Rehabilitation, in a general sense, aims the physical return of a patient to their activities of daily living. When a joint is immobilized for long periods of time it tends to degenerate. In Peru, it is common to find rehab centers saturated due to the large number of patients who need therapy. To assist in the rehabilitation process, proposes a prototype of therapeutic robot for the rehabilitation of the lower extremities. The results are simulations that indicate a large workspace of the robot and the possibility of being implemented in rehabilitation therapies. In conclusion, the new robotic prototype allows to be used for the rehabilitation of lower limb.

KEY WORDS: Rehabilitation, mechatronics, therapeutic Robot, model servo linear actuators.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la población con discapacidad es un grupo que ha llamado la atención desde diversas perspectivas a las universidades, instituciones privadas y organizaciones no gubernamentales. La discapacidad no sólo afecta a la persona con limitaciones físicas en la realización de sus actividades, también muestran un desajuste psicológico, una limitación en su desarrollo socioeconómico, educativo y cultural [1]. En Perú, de acuerdo a las estadísticas de la Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad (ENEDIS) proporcionado por el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), existen más de 1 millón 575 mil 402 personas que cuentan con una discapacidad, es decir, representa el 5.2% de la población nacional, siendo la discapacidad motriz la más representativa por encima de la auditiva y visual, tal como se muestra en la Figura 1 [2].

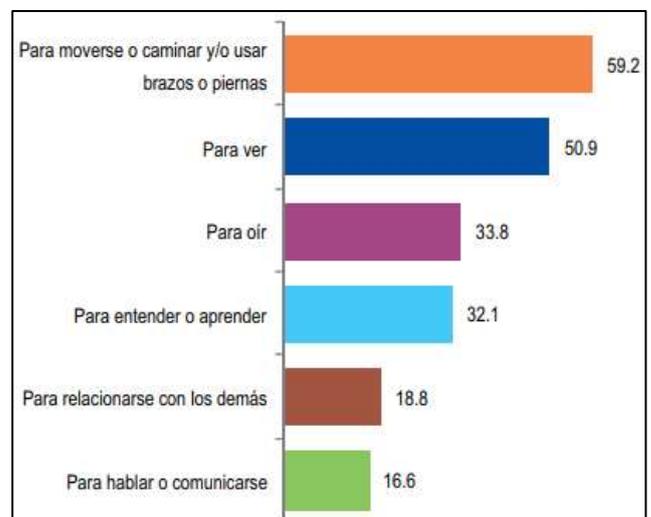


Figura 1. Población por tipo de limitación permanente

Hoy en día, los accidentes cerebrovasculares (ACV) representan la primera causa de discapacidad en los países desarrollados y la tercera causa de muerte en el mundo. Por ende, estos problemas de salud requieren de atención urgente, debido a las limitaciones de movilidad o discapacidad que ocasionan. La hemiplejia es un trastorno en el cual el paciente posee la mitad del cuerpo paralizada, y por lo general, es causada por un ACV [3]. La rehabilitación, en un sentido general, tiene como objetivo mantener, recuperar y desarrollar el movimiento corporal humano mediante terapia física [4]. Las terapias de rehabilitación, aplicadas principalmente por un fisioterapeuta, son procedimientos clave para la reincorporación de una persona a sus actividades de la vida cotidiana [5].

Existen dos tipos de rehabilitación: activa y pasiva [6]. En la primera, el individuo puede realizar los ejercicios por sí mismo de forma voluntaria, y en cuanto a su clasificación se divide en: asistida, libre y resistida. En la segunda, el terapeuta es el que moviliza las extremidades sin ningún esfuerzo del paciente, es decir, la persona no tiene fuerza muscular; un ejemplo de ésta son las personas con hemiplejia. La particularidad que distingue una rehabilitación para pacientes hemipléjicos en comparación de otras, es la de alcanzar los rangos articulares máximos en cada articulación de forma pasiva [7]. Por otro lado, para rehabilitar las articulaciones de una persona con hemiplejia es necesario conocer: (a) la condición, características y limitaciones de cada paciente; (b) el rango máximo de movimiento; (c) la duración y el tipo de ejercicio [8].

2. PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA

Los seres humanos estamos sujetos a presentar incidentes traumáticos los cuales ocasionan que las personas no puedan realizar actividades de la vida cotidiana. Además, existen diversas enfermedades neuromusculares que requieren tratamiento inmediato de recuperación, para evitar daños más severos o permanentes. Cuando un músculo no se utiliza o se debilita, tiende a acortarse, resultando que las articulaciones se vuelvan rígidas, ocasionando deformidades o

ontracturas. Por otra parte, las fracturas obligan a la inmovilización del miembro a fin de que el hueso fracturado pueda soldarse en la posición correcta. Lo que provoca un deterioro muy notable sobre músculos y articulaciones que, sin el estímulo del movimiento o una terapia física, pierden buena parte de sus capacidades.

En la actualidad, la mayoría de los centros de rehabilitación ofrecen un servicio de calidad no adecuada a pacientes que requieren de un proceso de rehabilitación, ya que cuentan con poco personal, el terapeuta puede aplicar movimientos bruscos por varios motivos (cansancio, descuido, distante, etc.) provocando dolor en la parte afectada.

Para lograr una mejor rehabilitación en lesiones de tobillo o pie se han propuesto algunos sistemas que permiten mover y estirar los músculos y tendones suavemente; sin embargo, presentan varias desventajas, tales como, están limitados a movimientos con velocidades constantes; intervalos de movimientos fijos; no coadyuvan a fortalecer el músculo; son de costos elevados; sólo proporcionan dos tipos de movimientos realizados por el tobillo, y no ofrecen la combinación de estos movimientos.

3. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN

El prototipo que se presenta a continuación es el resultado de la teoría previa que se realizó sobre robots en el curso de Robótica, en especial la configuración de robots paralelos, así como del estado del arte de la rehabilitación del tobillo, el tipo de aparatos y/o mecanismos que existen actualmente y algunos en proceso de desarrollo.

En la Figura 2, se puede clasificar el desarrollo del prototipo en:

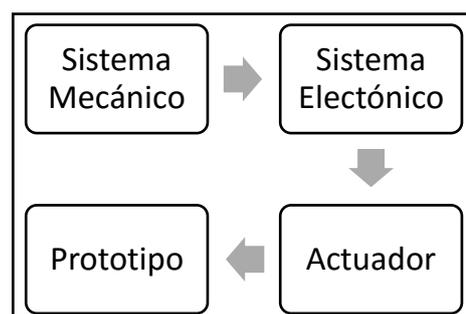


Figura 2. Diagrama de bloques de implementación

Como primer paso, se utiliza la antropometría ya que es una técnica incruenta y poco costosa, portátil y aplicable en todo el mundo para evaluar el tamaño, las proporciones y la composición del cuerpo humano, tal como se aprecia en la Figura 3 [9].

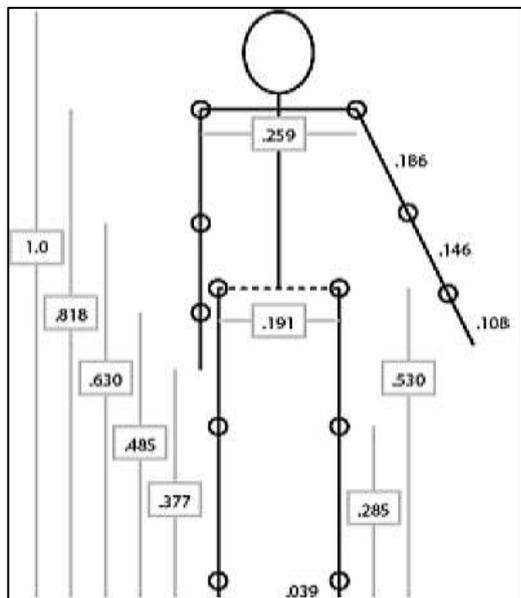


Figura 3. Proporciones de los segmentos corporales

Resumiendo lo mostrado ya que para este prototipo solo necesitamos las dimensiones del pie, pantorrilla y muslo.

Tabla 1. Proporciones del miembro inferior.

SEGMENTO CORPORAL	PROPORCIÓN DE ALTURA TOTAL(H)
Pantorrilla	0.246H
Muslo	0.245H

Utilizando las proporciones de la Tabla 1 procedemos a simular en un software CAD las partes de nuestro sistema mecánico que consisten en una Barra 1 (Pantorrilla) y Barra 2 (Muslo) para el buen funcionamiento de este prototipo, tal como se aprecia en la Figura 4.



Figura 4. Esquema simplificado

Con esta información y otras adicionales se procede con los diagramas de cuerpo libre de cada una de las barras como se muestra en la Figura N°5.

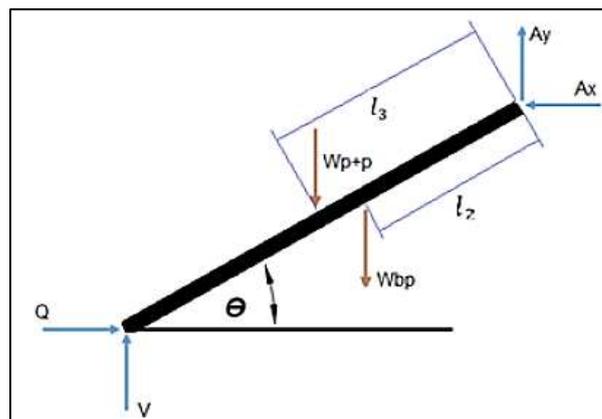


Figura 5. DCL de la barra 1

Luego se establecen las ecuaciones para el equilibrio estático, cabe mencionar que la dirección de las fuerzas es tomada intuitivamente para el inicio del cálculo, los sentidos correctos aparecerán una vez finalizado los cálculos.

$$\sum F_y = 0$$

$$A_y + V - W_{p+p} - W_{bp} = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_x = 0$$

$$Q - A_x = 0 \quad (2)$$

$$\sum M_A = 0$$

$$V \times l_1 \times \cos(\theta) - Q \times l_1 \times \sin(\theta) - W_{bp} \times l_2 \times \cos(\theta) - W_{p+p} \times l_3 \times \cos(\theta) = 0 \quad (3)$$

Donde:

A_x, A_y = Reacciones en el punto A

V = Fuerza de flexión en el tornillo

W_{p+p} = Peso de la pierna y el pie

Q = Fuerza de empuje axial del tornillo

W_{bp} = Peso de la barra de soporte

l_1 = Longitud de la barra 1

l_2 = Distancia al centro de masa de la barra

l_3 = Distancia al centro de masa del segmento corporal

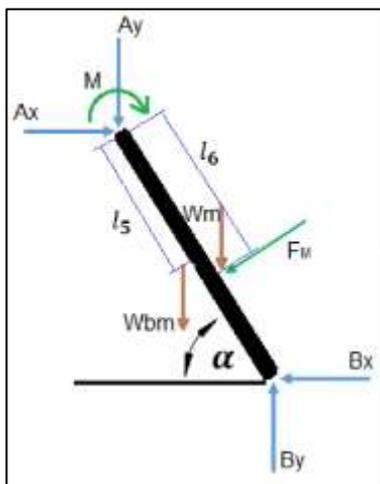


Figura 6. DCL de la barra 2

Se procede de igual forma que para la barra 1 y se obtienen las ecuaciones para el equilibrio estático.

$$\sum F_y = 0$$

$$B_y - A_y - W_m - W_{bm} - F_M \times \cos(\alpha) = 0 \quad (4)$$

$$\sum F_x = 0$$

$$A_x - F_M \times \sin(\alpha) - B_x = 0 \quad (5)$$

$$\sum M_A = 0$$

$$W_m \times l_6 \times \cos(\alpha) + W_{bm} \times l_5 \times \cos(\alpha) + M - B_y \times l_4 \times \cos(\alpha) + B_x \times l_4 \times \sin(\alpha) = 0 \quad (6)$$

Donde:

A_x, A_y = Reacciones en el punto A

M = Momento resistivo de la articulación cuyo valor sugerido es de 1.5 N*m [10].

W_m = Peso del muslo

F_M = Fuerza ocasionada por el momento resistivo por lo que:

$$F_M = \frac{M}{l_6} \quad (7)$$

W_{bm} = Peso de la barra de soporte

l_4 = Longitud de la barra 2

l_5 = Distancia al centro de masa de la barra

l_6 = Distancia al centro de masa del segmento corporal.

Con las ecuaciones 1, 2, 3, 4, 5 y 6 se forma un sistema de seis ecuaciones con seis incógnitas, por lo que, al reemplazar los valores de los parámetros conocidos con sus dimensiones críticas, se obtendrá los valores numéricos de las incógnitas. Conociendo el valor de Q y de V se podrá conocer

cuál es la fuerza axial total que actúa sobre el husillo con la siguiente relación:

$$F_{axial} = Q + \mu \times V \quad (8)$$

Con la fuerza axial que actúa en el husillo, se puede conocer el torque que necesitará el motor para convertir su movimiento rotacional en traslación de la turca del husillo de bolas mediante la siguiente expresión [11].

$$M_a = \frac{F_{axial} \times P \times S}{2000 \times \pi \times \eta} \quad (9)$$

Donde:

M_a = Momento de arranque del motor en N*m

F_{axial} = Fuerza axial total en N

P = Paso del tornillo en mm.

S = Factor de seguridad

η = Eficiencia del husillo de bolas

Con todas las ecuaciones necesarias se hace el respectivo reemplazo por los valores a tomar en cuenta para el análisis. Para encontrar el caso crítico se analizará los resultados en flexión máxima y extensión máxima con las longitudes y pesos máximos de los segmentos corporales.

Por último, para la parte electrónica se escogió un motor de drill por un tema de relación precio-eficiencia, el cual se muestra en la Figura 7.



Figura 7. Motor de drill

Tabla 2. Datos Técnicos del motor

Tensión de alimentación [V~]	220
Frecuencia [Hz]	50/60
Tensión nominal de carga [Vcc]	5
Corriente de carga [A]	0.25
Torque [Nm]	5
Peso aproximado [Kg]	0.2

Para poder controlar este motor se realizó una prueba previa en Proteus simulando el circuito, tal como se muestra en la Figura 8.

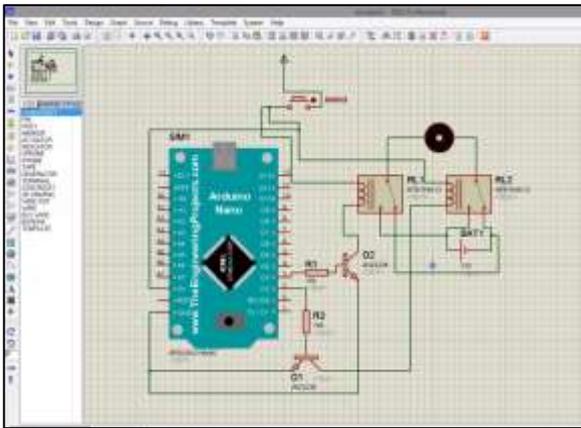


Figura 8. Simulación en Proteus del circuito

Luego de verificar su funcionamiento en proteus, se procedió a implementarlo, tal como se muestra en la Figura 9.

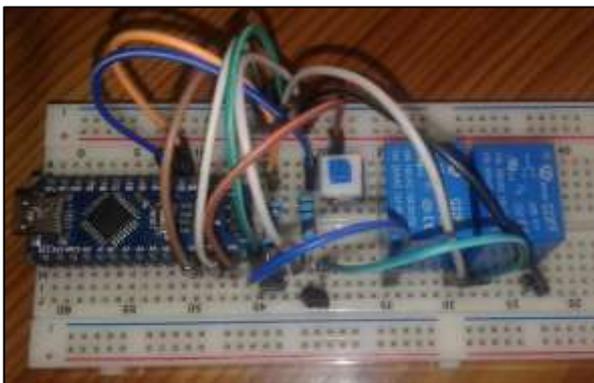


Figura 9. Circuito implementado

4. RESULTADOS

Para el armado del sistema mecánico se utilizó como base melamina para poder empotrar la gata mecánica. Para que hagan de barras se utilizó ángulos ranurados que por medio de tornillos con sus respectivas tuercas que permitían el fácil armado de este prototipo, tal como se muestra en la Figura 10.



Figura 10. Estructura del sistema mecánico

La parte del motor va conectada exclusivamente para mover el vástago de la gata mecánica y así generar el movimiento de flexión y extensión propuestos para la articulación de la rodilla y el circuito se encarga de limitar el giro del motor de drill, tal como se muestra en la Figura 11.



Figura 11. Sistema mecánico y electrónico acoplados

5. CONCLUSIONES

El prototipo desarrollado es capaz de efectuar los movimientos de flexión y extensión propuestos para la articulación de la rodilla dentro de los límites establecidos mediante la antropometría y geometría del equipo.

El diseño mecánico del prototipo implementado nos permitió delimitar los límites de esfuerzo que podrá soportar el mecanismo, dando como resultado el hecho de que la estructura puede soportar la extremidad inferior de un paciente de aproximadamente 60 Kg.

El diseño electrónico del equipo fue realizado en base a dispositivos con disponibilidad en el mercado local además de su característica de Plug and Play lo cual evitó el diseño e implementación de tarjetas electrónicas adicionales.

Nuestro principal contratiempo y factor negativo de este prototipo es potencia del motor, ya que sin peso mantiene un correcto desempeño en movilidad, pero al ejercer peso al prototipo presenta dificultad en el movimiento de la estructura.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] Nordin, M., Frankel, V. H. "Biomecánica básica del sistema Muscoesquelético," España: McGraw Hill, 84-486-0635-3, 2001. ISBN: 8448606353.
- [2] Instituto Nacional de Estadística e Informática. (marzo de 2015). Obtenido de Instituto Nacional de Estadística e Informática: www.inei.gob.pe
- [3] Jegat, J., Barray, V., Morel, V., Mauduyt de la Greve, I., Le Metayer, M., Lacert, P. "Rehabilitacion en caso de paralisis cerebral," Enciclopedia Médica Quirúrgica. (Elsevier, Paris-France), Kinesioterapia, Medicina Física y Readaptación, 26-480-A-10, pág. 28 p, 1995.
- [4] Hamonet, C. L., Heuleu, J.N. "Manual de Rehabilitacion," París: MASSON, 1990. ISBN: 84-311-0204-7.
- [5] Hall, C. M., Brody, L.T. "Ejercicio terapéutico Recuperación funcional," España: Paidotribo, 2006. 84-8019-858-3. ISBN: 84-8019-858-3.
- [6] Neiger, H., Gosselin, P., Lacomba, M. T. "Fisioterapia tecnicas pasivas," España: Médica Panamericana, 1998. ISBN: 84-7903-349-5.
- [7] Thoumie, P., Thevenin-Lemoine, E. y Josse, L. " Rehabilitacion de los paraplejicos y tetraplejicos adultos," 1995, Enciclopedia Médica Quirúrgica. (Elsevier, Paris-France), Kinesioterapia y Reeduación Funcional, 26-460-A-10, pág. 16 p.
- [8] Kisner, C., Colby, L. A. "Ejercicio Terapéutico," Barcelona: Paidotribo, 2005. ISBN: 84-8019-788-9.
- [9] Salud, O. M. (2015). Organización Mundial de la Salud. Recuperado el 1 de mayo de 2015, de http://www.who.int/childgrowth/publications/physical_status/es/
- [10] Rosero, E., Martínez, R., & Galvis, E. (2001). Diseño y Construcción de una Máquina de Movimiento Pasivo Continuo para la terapia de rodilla. Recuperado el 10 de diciembre de 2014
- [11] Industrial, S. G. (enero de 2006). Husillos de Bolas. Recuperado el mayo de 2015, de

http://www.rolpedra.pt/1/upload/cata_logo_fusos_ina.pdf

BIOGRAFIAS



Luis Alonso Rondon Gómez, estudiante de Ingeniería Mecatrónica – URP Perú, 8vo Ciclo.

Código 201311746

Coach de arduino en MakerLab, lleve cursos sobre mecánica automotriz, interesado en las nuevas tecnologías (domótica).

luis_rondong@outlook.com (+51)994588932



Franco De la Torre Loyola, estudiante de Ingeniería Mecatrónica de la URP-Perú, 8vo Ciclo.

Código 201310521

He llevado cursos de arduino y electricidad básica, interesado en el área de biomédica y domótica.

fr.delatorre21@gmail.com

(+51)948636935



Daniela Patricia Anchante Alonzo estudiante de ingeniería Mecatrónica-URP Perú, 8vo Ciclo.

Código 201410467

Lleve cursos de Excel y arduino. Me interesa la biomédica y domótica.

anchanteda@gmail.com

(+51)998082672