

# Prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla

Froilán Perugachi<sup>1</sup>, Ing. Fernando Valencia<sup>2</sup>

Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, FICA, Universidad Técnica del Norte, Av. 17 de Julio, Ibarra, Ecuador

jfperugachi@utn.edu.ec, fvvalencia@utn.edu.ec

**Resumen.** Este artículo trata sobre el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla, el cual permite realizar movimientos de flexoextensión en la articulación. Se inicia con el estudio de los movimientos de la rodilla y las medidas antropométricas del miembro inferior, se plantea tres soluciones de las cuales se selecciona el modelo que cumple con los requerimientos. En base al método de elementos finitos se realiza el análisis de esfuerzo y desplazamiento, además se determina el factor de seguridad utilizando el software computacional Solidworks 2015, también se efectúa el cálculo del torque necesario en el tornillo de potencia para elevar la carga. Además se desarrolla el tipo de controlador a implementarse, el sistema embebido está desarrollado a partir de un microcontrolador PIC 18f4550. El dispositivo permite realizar movimientos de flexoextensión en amplitudes de ángulo entre 0° y 120°, número de repeticiones en un rango de 1 a 99, velocidad desde 60°/min hasta 110°/min y medidas antropométricas configurables de acuerdo al paciente. El rehabilitador es de fácil uso, portable y se puede utilizar en camillas.

## Palabras Clave

Método de elementos finitos, terapia postquirúrgica de rodilla, movimiento pasivo continuo, PIC 18f4550.

**Abstract.** This paper talk about the desing and construction of a prototype passive isokinetic knee rehabilitator, which allows flexion and extension motions in the joint. It starts with the study of the knee motions and anthropometric measurements of lower limb, it arises three solutions of which is selected the model that meets the requirements. Based on the finite element method, it is made stress analysis and movement, besides is determined the safety factor using computer software SolidWorks 2015, also is calculated the torque required in the power screw to lift the load. Furthermore is developed the type of controller to be implemented, the embedded system is developed from a PIC 18F4550 microcontroller. The device allows flexion and extension motions in amplitudes of angle between 0° and 120°, number of repetitions in a range of 1 to 99, speed of 60°/min up to 110°/min and

*configurable anthropometric measures according to the patient. The rehabilitator is easy to use, portable and can be used on stretchers.*

## Keywords

Finite elements method, postsurgical knee therapy, continuous passive motion, PIC 18F4550.

## 1. Introducción

En la actualidad, la rehabilitación postquirúrgica de rodilla asistida por un fisioterapeuta, en ocasiones provoca dolor a los pacientes con movimientos inapropiados [1]. La rehabilitación postquirúrgica de rodilla representa un proceso largo y complejo para los pacientes, porque presentan rigidez articular y se encuentran en un ciclo traumático, así como también para el fisioterapeuta que lo realiza, ya que le resulta difícil proporcionar un movimiento pasivo continuo a la articulación por factores externos como el cansancio o distanciamiento, además requiere que esta se efectúe de manera cuidadosa e inmediata a la operación [1].

La construcción de este prototipo será de gran utilidad para los pacientes y fisioterapeutas permitiendo una rehabilitación de calidad a un precio accesible ante la demanda de este rehabilitador isocinético pasivo de rodilla en los centros de rehabilitación y hospitales, teniendo presente que en la región 1 del Ecuador no existen dispositivos adecuados para rehabilitación postquirúrgica de rodilla.

El prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla se encuentra dentro del proyecto de biomecánica de la Universidad Técnica del Norte que está enfocada en mejorar la calidad de vida de las personas que necesiten de estos dispositivos; de esta manera se enlaza al objetivo 3 del plan nacional del buen vivir y contribuirá al cambio de la matriz productiva del Ecuador [2]

## 2. Metodología

### 2.1 Medidas antropométricas del miembro inferior

Se toman en cuenta las medidas antropométricas del miembro inferior de personas adultas como se observa en la figura 1 y descritas en la tabla 1, que sirven de base para el diseño del dispositivo [3].

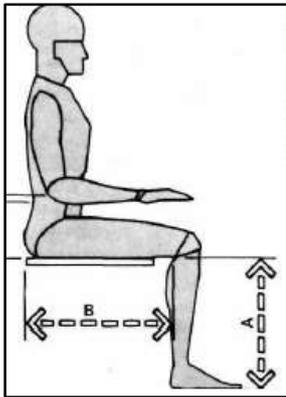


Figura 1 Medidas del miembro inferior

Fuente: [3]

Donde:

A: Altura poplíteica

B: Distancia nalga-poplíteica

Dimensiones del miembro inferior		
Dimensiones	Distancia nalga- poplíteo (cm)	Altura poplíteica (cm)
Mínima	43,9	40
Promedio	47	44
Máxima	54,9	53

Tabla 1. Dimensiones específicas del miembro inferior

Fuente: [3]

### 2.2 Especificaciones

Se efectúa una revisión bibliográfica que permita obtener información acerca de los movimientos de la rodilla, amplitudes de movimiento y medidas antropométricas del miembro inferior de personas adultas. De igual manera se realiza entrevistas a profesionales en el área de fisioterapia acerca de los tratamientos postquirúrgicos de rodilla que se aplican en los diferentes casos, además se toma en consideración las especificaciones de equipos similares existentes en el mercado internacional.

El rehabilitador debe tener determinadas especificaciones que cumplan con los requerimientos de la terapia postquirúrgica como son el rango de movimiento comprendido entre  $0^{\circ}$  y  $120^{\circ}$ , velocidad entre  $60^{\circ}/\text{minuto}$

hasta  $110^{\circ}/\text{minuto}$ , el dispositivo debe brindar estabilidad en superficies planas, además de pesar como máximo 16 kg y 1,15 m de longitud ya que se trata de un equipo para camillas. Debe ser regulable a las diferentes medidas antropométricas y contar con una interfaz para el usuario.

### 2.3 Soluciones

En primera instancia se elabora un esquema cinemático para determinar las partes que conformarán el rehabilitador. Se selecciona el sistema de posicionamiento lineal y se plantea tres soluciones que cumplen con los requerimientos, posteriormente se selecciona el modelo adecuado considerando el peso, la longitud, estabilidad sobre superficies planas y grado de dificultad de manufactura. La figura 2 muestra la selección.



Figura 2. Modelo CAD seleccionado

### 2.4 Análisis del modelo

Se colocan los materiales en las partes del modelo; el tornillo conjuntamente con la tuerca están elaborados del acero AISI 1020, la base de acero ASTM A36 y el mecanismo de barras del acero ASTM A500. Se realiza la configuración de conectores entre las partes del mecanismo y se crea los contactos globales sin penetración entre componentes como muestra la figura 3.

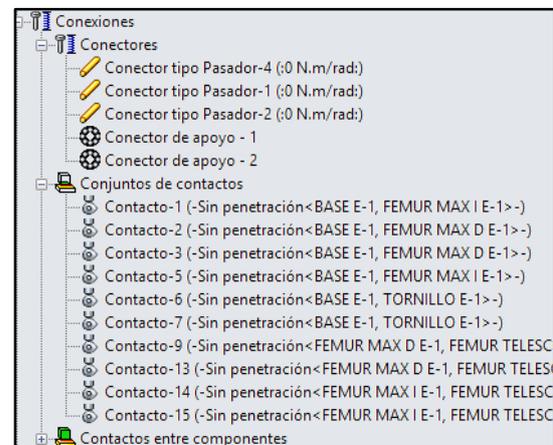


Figura 3. Conectores y conjunto de contactos entre componentes

La figura 4 muestra la ubicación de los conectores tipo pasador (1) y conectores de apoyo (2) del modelo.

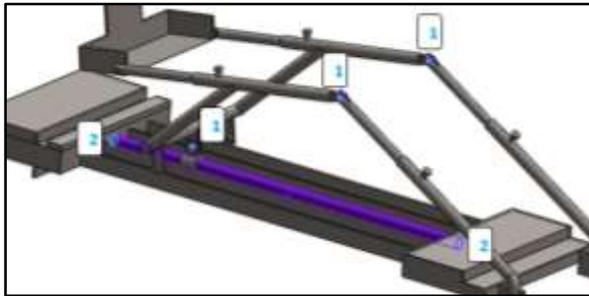


Figura 4. Ubicación de los conectores

Seguido se aplica las respectivas sujeciones que restringen el movimiento del mecanismo en relación al plano o las partes, entre la barra fémur y tibia se coloca una sujeción fija con referencia a la cara cilíndrica de pasador de la tibia, entre la barra fémur y la base: bisagra fija y, en la base: geometría fija. También se coloca la carga distribuida de 12 kg (10 kg de la pierna del paciente y 2 kg asumiendo el peso del mecanismo que soporta la pierna). Ver figura 5.

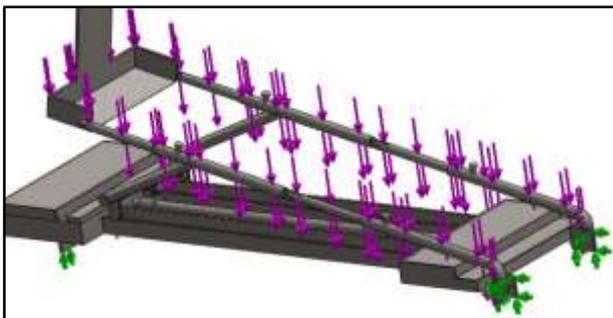


Figura 5. Sujeciones y cargas externas

El análisis se realiza mediante el método de elementos finitos, se efectúa el mallado con elementos tetraédricos de 4 nodos. Debido a que el método de elementos finitos es una técnica numérica que transforma el dominio de una estructura continua en valores discretos, los errores son inevitables es necesario obtener la curva de convergencia que permita reducir el error de los cálculos. El análisis de convergencia del modelo se efectúa en dos posiciones que son en extensión a  $0^\circ$  y flexión de  $120^\circ$ . Las figuras 6 y 7 muestran el esfuerzo de Von Mises en los dos casos mencionados.

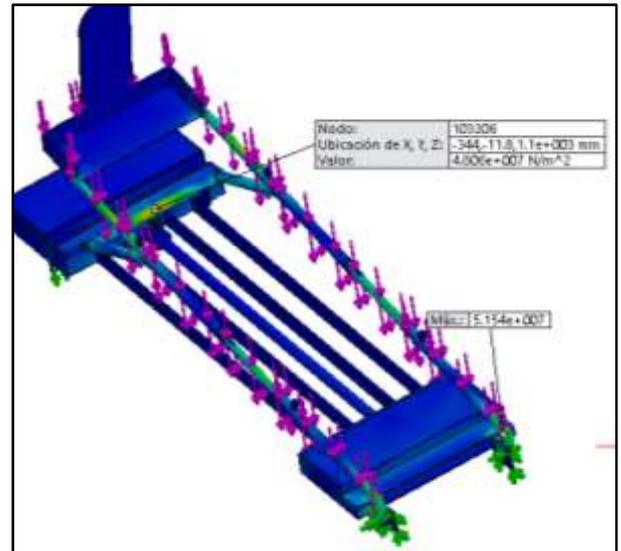


Figura 6. Resultado de los esfuerzos de Von Mises a  $0^\circ$  (MPa)

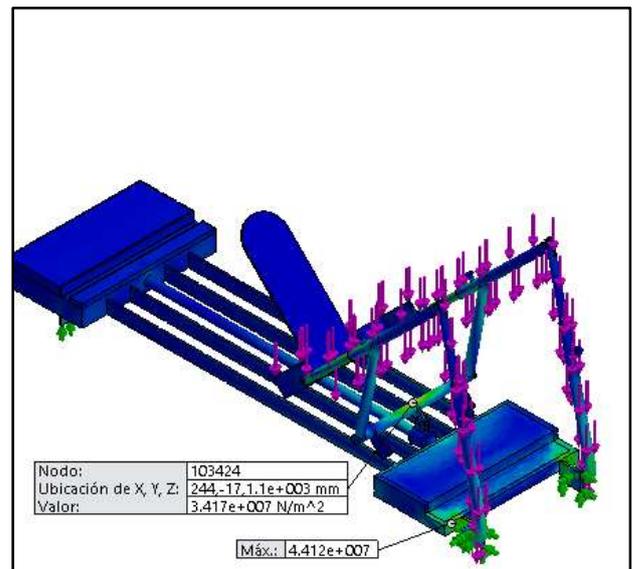


Figura 7. Resultado de los esfuerzos de Von Mises a  $120^\circ$  (MPa)

Partiendo de las figuras 6 y 7 se determina que la posición más esforzada es cuando el rehabilitador está totalmente extendida con un esfuerzo máximo de 51,54 MPa localizado en la curvatura interna de la barra fémur. Adicionalmente se observa que el mayor esfuerzo en el soporte de barras que se conecta a la tuerca del tornillo de potencia, es en la posición de extensión ( $0^\circ$ ) con un valor de 48,06 MPa, por lo tanto el análisis de cargas que permita calcular el torque necesario para elevar la pierna del paciente se realizará en dicha posición. Además vale recalcar que el factor de seguridad es de 4,85, de esta manera garantizando el funcionamiento del equipo.

## 2.5 Diagrama de cuerpo libre del mecanismo

La pierna del paciente puede tener un peso máximo de 10 kg; 40% correspondiente a la tibia y 60% al fémur (Kapandji, 2010), además para efectos de análisis se toma en cuenta el peso del mecanismo de soporte de la pierna, asumiendo un valor de 2 kg, teniendo así un peso total de 12 kg. Entonces la fuerza externa ejercida sobre el rehabilitador en el Sistema Internacional es de 47 N y 70,6 N respectivamente, como muestra la figura 8.

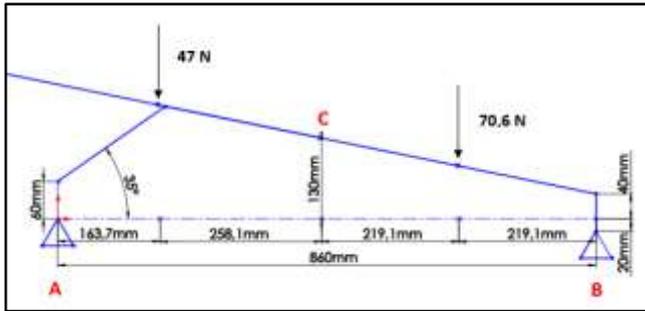


Figura 8. Cargas en el sistema

El DCL de la figura 9 muestra las fuerzas que actúan sobre el mecanismo.

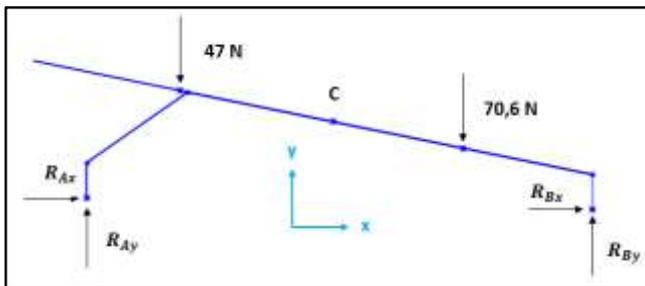


Figura 9. DCL del sistema

Partiendo de la figura 9 se realiza la sumatoria de fuerzas.

$$(\rightarrow +) \Sigma F_x = 0 \Rightarrow R_{Ax} + R_{Bx} = 0$$

$$(\uparrow +) \Sigma F_y = 0 \Rightarrow R_{Ay} + R_{By} - 117,6 N = 0$$

Se procede a realizar la sumatoria de momentos respecto al punto B.

$$(\curvearrowright +) \Sigma M_B = 0$$

$$70,6 N(0,219 m) + 47 N(0,696 m) - R_{Ay}(0,86 m) - R_{Ax}(0,02 m) = 0$$

$$0,02R_{Ax} + 0,86R_{Ay} = 48,17 \quad (1)$$

El sistema es una estructura hiperestática ya que no es posible obtener las reacciones mediante las ecuaciones de la estática, por lo que es necesario aislar, como muestra la figura 10.

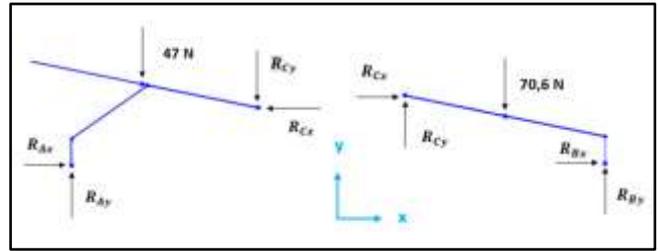


Figura 10. DCL del sistema aislado

Una vez aislado el sistema se procede a realizar la sumatoria de momentos respecto al punto C.

$$(\curvearrowright +) \Sigma M_c = 0$$

$$47 N(0,258 m) + R_{Ax}(0,13 m) - R_{Ay}(0,422 m) = 0$$

$$0,13R_{Ax} - 0,422R_{Ay} = -12,12 \quad (2)$$

Utilizando las ecuaciones 1 y 2 se realiza un sistema de ecuaciones para hallar los valores de las reacciones en el punto A. Obteniendo como resultado:

$$(\rightarrow +) R_{Ax} = 95,5 N = 21,47 lbf$$

$$(\uparrow +) R_{Ay} = 58,14 N = 13,07 lbf$$

## 2.6 Cálculo del tornillo de potencia

Se selecciona la cuerda Acme para el tornillo, por la facilidad de maquinarse, además evita el desgaste entre el tornillo y la tuerca durante el movimiento (Norton, 2011). La tabla 2 muestra los valores del tornillo de potencia.

TORNILLO DE POTENCIA		
Descripción	Nomenclatura	Valor
Avance del tornillo	$L$	0.2 pulg
Diámetro de paso	$d_p$	0.9 pulg
Ángulo de rosca Acme	$\alpha$	14,5°
Carga axial	$P$	21,47 lbf
Coefficiente de fricción entre la tuerca y el tornillo	$\mu$	0,15
Coefficiente de fricción entre el rodamiento y el tornillo	$\mu_c$	0,01
Diámetro promedio del rodamiento	$d_c$	0,8 pulg

Tabla 1 Datos del tornillo de potencia

Con los datos de la tabla 2 se calcula el torque necesario para elevar la carga:

$$T_u = 0,3 Nm$$

Además es necesario considerar que la eficiencia del tornillo: 29%.

### 2.7 Diagrama de bloques

La figura 11 corresponde a una representación del funcionamiento interno del sistema.

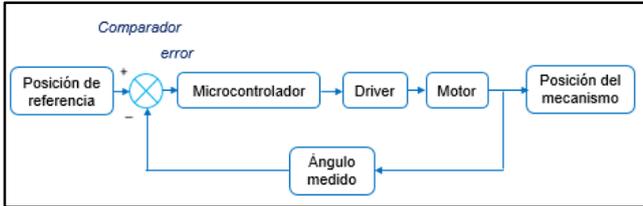


Figura 11 Diagrama de bloques

### 2.8 Modelamiento matemático

En la figura 12 se aprecia el sistema en lazo cerrado, donde  $H(s)$  representa la función de transferencia del lazo de retroalimentación y  $G(s)$  la función de transferencia del conjunto motor – potenciómetro. La salida del sistema  $y(t)$  es la señal de voltaje del potenciómetro, en cambio, la señal de referencia  $r(t)$  debe ser una señal de voltaje comprendido entre 0 y 5 voltios. Por lo tanto si se desea posicionar el mecanismo a  $120^\circ$  la referencia de voltaje es de 2,8 voltios.

Se aplica una señal escalón al sistema que permita graficar la salida, encontrar las ecuaciones de cada variable en el dominio del tiempo, transformar al dominio de Laplace y finalmente obtener el modelo matemático que es la relación salida - entrada [4].

La salida proporcional del posicionamiento corresponde a una señal rampa de pendiente  $m$ :

$$y \approx mt$$

Donde la transformada de Laplace de la señal de salida o rampa es:

$$Y(s) \approx \frac{m}{s^2}$$

Por otro lado la señal de entrada (valor de consigna) corresponde a la señal escalón, cuya amplitud es igual al del voltaje en corriente directa, entonces:

$$u(t) \approx V$$

La transformada de Laplace de la señal de entrada es:

$$U(s) \approx \frac{V}{s}$$

La función de transferencia es el modelo matemático del sistema, dicho de otra manera:

$$G(s) \approx \frac{Y(s)}{U(s)} \approx \frac{\frac{m}{s^2}}{\frac{V}{s}}$$

Simplificando la expresión se obtiene:

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{m/V}{s} \tag{3}$$

El modelo de la ecuación 3 solo tiene un polo en el origen y no tiene ceros. Un polo en el origen representa un sistema de primer orden, además mediante el criterio de estabilidad de Routh - Hurwitz se determina que el sistema es estable [4].

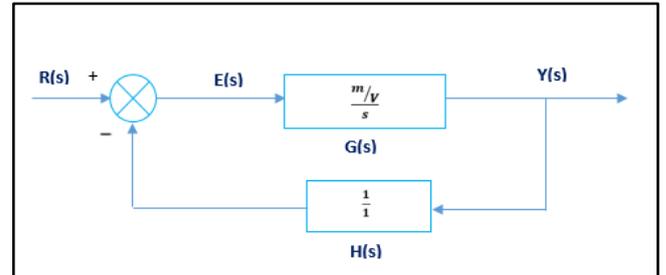


Figura 12. Diagrama de bloques del sistema retroalimentado

Partiendo de la figura 12, la ecuación del error es:

$$E(s) \approx \frac{1}{[1 + G(s)H(s)]} R(s) \tag{4}$$

Reemplazando la expresión 3 y  $H(s) \approx 1$  en la ecuación 4 se tiene:

$$E(s) \approx \frac{1}{1 + \frac{m/V}{s}} R(s)$$

Para encontrar el error en estado estacionario se aplica el teorema de valor final

$$e_{ee} = \lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \lim_{s \rightarrow 0} \{sE(s)\}$$

Tomando en cuenta, la entrada  $r(t)$  es un escalón de amplitud  $V$ ; la transformada de Laplace de la función escalón es:

$$R(s) = \frac{V}{s}$$

Por lo tanto el error en estado estacionario es:

$$e_{ee} = \lim_{s \rightarrow 0} s \frac{1}{1 + \frac{m/V}{s}} \frac{V}{s}$$

Resolviendo se obtiene,

$$e_{ee} \approx 0$$

### 2.9 Control de posición

La figura 13 representa el control de posición del motor paso a paso bipolar, desarrollado en el entorno simulink de Matlab.



Figura 13. Control de posición del motor a pasos

La entrada permite ingresar el número de pasos, mismos que para el efecto del modelo son 12. El microcontrolador genera los pasos que ingresan al driver del motor, y también la dirección de giro como se aprecian en la figura 14 y 15 respectivamente.

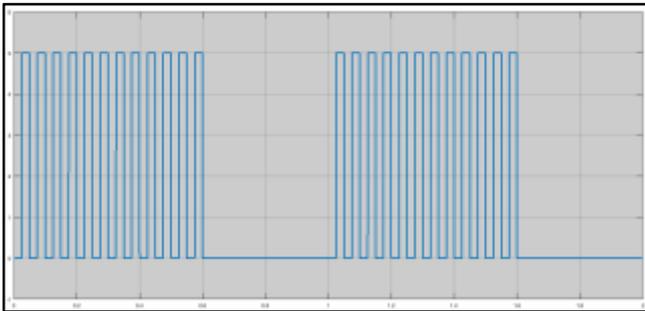


Figura 14. Pulsos del controlador

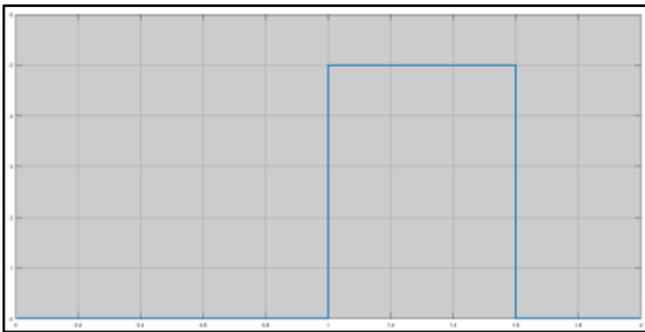


Figura 15. Dirección de giro del motor

El driver del motor a pasos bipolar se encarga de generar la secuencia de pulsos para que éste avance 12 pasos, luego cambie de dirección y regrese a la posición inicial como en la figura 16.

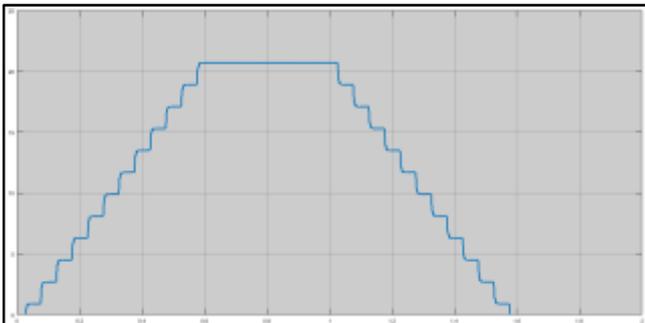


Figura 16. Posicionamiento del motor

El paso del motor Xinje utilizado en el proyecto es de 1.8 grados por pulso, por lo tanto al aplicar los 12 pulsos el motor tiene que avanzar:

$$\text{Avance ángulo} = 12 \text{ pasos} * 1.8^\circ$$

$$\text{Avance ángulo} = 21,6$$

### 2.10 Control de velocidad

La figura 17 ilustra el modelo del control de velocidad; la entrada velocidad pertenece al número de pasos por segundo; en este caso son 12.

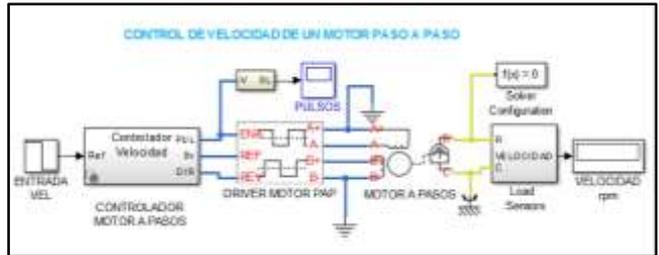


Figura 17. Control de velocidad del motor a pasos

El controlador genera los 12 pulsos por segundo, tal como se aprecia en la figura 18.

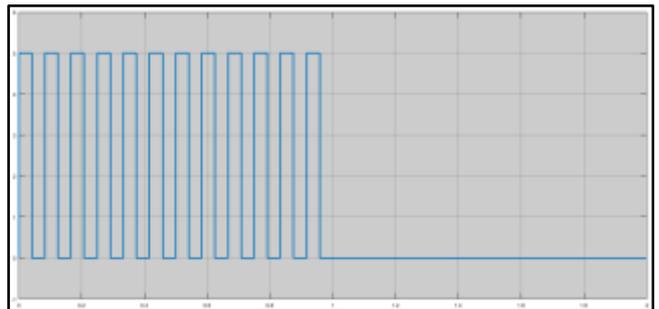


Figura 18. Pulsos por segundo

El driver genera la secuencia de pulsos, y por último se puede observar la velocidad del motor paso a paso en revoluciones por minuto (rpm) tal como muestra la figura 19.

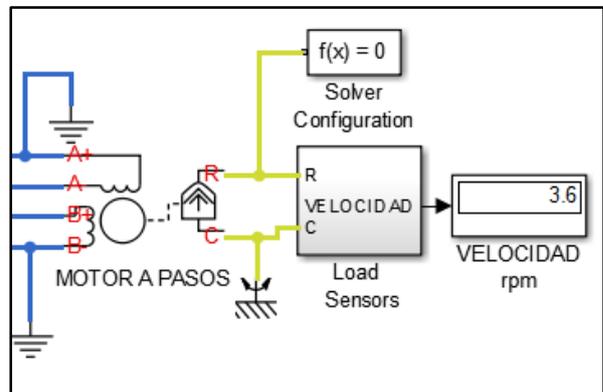


Figura 19 Velocidad del motor

Para comprobar la velocidad obtenida en simulink se toma en cuenta, los pulsos de entrada y el paso del motor, por lo tanto:

$$velocidad\ motor = \frac{12\ pasos}{segundo} * \frac{60\ seg}{1min} * \frac{1rev}{200\ pasos}$$

Entonces:

$$velocidad\ motor = 3,6\ rpm$$

### 3. Resultados

**Selección de los materiales para la fabricación del prototipo.**- La base del rehabilitador está construido a partir de láminas de pletina ASTM A36, con un espesor de 4mm, este producto laminado es utilizado en diferentes estructuras. Cumple con las normas de fabricación INEN 2222/ ISO 1035. El mecanismo móvil está conformado por tubería estructural de 2cm de diámetro, mientras que el tornillo del acero AISI 1020 utilizado en la elaboración de ejes. Los materiales seleccionados aseguran la vida útil del producto además de ser económicos [5].

**Diseño del tornillo de potencia.**- El tornillo de potencia conformado de cuerdas Acme, ya que estos permiten transportar cargas en ambas direcciones, siendo una selección común para tornillos, además de contar con un ángulo de 29° incluido, brindando así la facilidad de maquinar y evitar el desgaste entre el tornillo y la tuerca durante el movimiento [6].

**Determinación del torque necesario para elevar la carga (miembro inferior).**- La eficiencia del tornillo de potencia permite calcular el torque del motor paso a paso. Partiendo de la ecuación  $Torque_{motor} = \frac{T_u}{e}$  se obtiene 1,04 Nm [6]. Una vez obtenido en torque del motor se selecciona el actuador que cumpla con las condiciones de diseño conjuntamente con el controlador respectivo, tomando en cuenta la disponibilidad en el mercado.

### 4. Conclusiones

El prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla permite realizar el movimiento de flexoextensión en un rango comprendido entre 0° y 120°, repeticiones configurables desde 1 hasta 99 y, velocidad variable desde 60°/min y 110°/min.

El diseño del tornillo incluye la condición de autobloqueo, lo cual garantiza que éste no pueda moverse en presencia de la carga axial de 95,5 N correspondiente a la pierna del paciente, es decir, el tornillo no necesita un freno adicional para sostener la carga en el mismo lugar cuando el motor no está en funcionamiento.

El PIC 18f4550 permite trabajar a una frecuencia de 48 Mhz, de esta manera permitiendo mostrar las variables

en la pantalla LCD: velocidad, ángulo, repeticiones, realizar la conversión análoga, ejecutar el controlador proporcional implementado, el pulso de cambio de giro y dirección en un tiempo de 3,3 ms sin afectar la visualización en la pantalla.

El error en el posicionamiento es del 2,7% mientras que el de la velocidad es del 3%, ocasionados porque el microcontrolador posee solo un módulo ADC, mismo que no permite tomar medidas de manera simultánea, motivo por el cual surge la variación en la lectura dando lugar a dichos errores.

### 5. Recomendaciones para futuras investigaciones

Para disminuir el error del 2,7% en el posicionamiento se debe utilizar un módulo analógico con una resolución superior a los 10 bits.

Si se requiere una robustez industrial en el rehabilitador, así como también mayor vida útil y menor complejidad en la programación, es recomendable utilizar un controlador lógico programable PLC, tomando en cuenta que el costo de implementación aumenta en un 70%.

La comunicación inalámbrica entre la interfaz de usuario y el rehabilitador permite eliminar completamente el cableado correspondiente, facilitando el control del dispositivo a distancias considerables sin ningún tipo de inconvenientes.

En cuanto al mecanismo de barras se recomienda implementar un sistema piñón- cremallera que permita la regulación automática de las barras en base a las medidas antropométricas del paciente.

Implementar un sistema que permita guardar la información del paciente conjuntamente con su historial de rehabilitación en una base de datos.

Utilizar materiales que correspondan a la línea farmacéutica como el acero 304, ya que estos cumplen con normas y requerimientos médicos.

### Agradecimientos

Se agradece a los señores Froilán Perugachi y Fernando Valencia de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte.

## 6. Referencias Bibliográficas

- 1] A. Zacharias, R. Green, A. Semciw, M. Kingsley y T. Pizzari, «Efficacy of rehabilitation programs for improving muscle strength in people with hip or knee osteoarthritis: a systematic review with meta-analysis,» *Osteoarthritis and Cartilage*, p. 1752–1773, 2014.
- 2] Secretaria Nacional de Planificación y Desarrollo, «Plan Nacional de Desarrollo / Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017,» *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017*, pp. 135-152, 2013.
- 3] J. Panero y M. Zelnik, LAS DIMENSIONES HUMANAS EN LOS ESPACIOS INTERIORES Estándares antropométricos, España: Ediciones G. Giii, S.A. de C.V., 1996.
- 4] K. Ogata, Ingeniería de control moderna, Quinta ed., Madrid: Prentice Hall, 2010.
- 5] R. Norton, DISEÑO DE MAQUINAS Un enfoque integrado, México: Prentice Hall, 2011.
- 6] N. Clark, «(vii) The role of physiotherapy in rehabilitation of soft tissue injuries of the knee,» *Orthopaedics and Trauma*, vol. 29, n° 1, pp. 48 - 56, 2015.
- 7] A. Kapandji, Fisiología Articular Miembro Inferior Tomo II, Sexta ed., Madrid: Panamericana, 2010.
- 8] UWHealth, «Rehabilitation Guidelines for Patellar Tendon and Quadriceps Tendon Repair,» *UW Health Sports Rehabilitation*, pp. 1-6, 2015.
- 9] Brigham and Women's Hospital, «Standard of Care: Tibial Plateau Fracture,» *Physical Therapy*, pp. 1-8, 2014.
- 10] J. A. H. K. B. M. B. J. A. S. G. C. G. A. K. S. Babyar, «Randomized Controlled Trial of the Effectiveness of Continuous Passive Motion After Total Knee Replacement,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, p. 1240–1245, 2014.
- 11] W. Bolton, Ingeniería de control, Segunda ed., México: Alfaomega, 2006.
- 12] O. Cairó, Metodología de la programación Algoritmos, diagramas de flujo y programas, Tercera ed., México: Alfaomega, 2005.
- 13] R. Budynas y K. Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Octava ed., México: McGraw-Hill, 2008.
- 14] A. Gómez, N. Gutiérrez y R. Gómez, «La rehabilitación pre- y posquirugía en la artroplastia de cadera y rodilla,» *ARTHROS*, pp. 6-8, 2013.
- 15] L. Harvey, L. Brosseau y R. Herbert, «Continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis,» *The Cochrane Library*, pp. 1-3, 2014.
- 16] R. Mott, Diseño de elementos de máquinas, Cuarta ed., México: Prentice Hall, 2006.
- 17] M. R. Proaño, «EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS EN EL ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE PLACAS,» pp. 2-3, 2013 .
- 18] E. García, Compilador C CCS y Simulador Proteus para Microcontroladores PIC, México: Alfaomega, 2008.
- 19] The Sports Medicine Specialists, «Meniscectomy/Plica,» *Meniscus Repair Rehabilitation Protocol*, pp. 1-2, 2015.
- 20] L. Góngora, C. Rosales, I. Gonzales y N. Pujals, «ARTICULACIÓN DE LA RODILLA Y SU MECÁNICA ARTICULAR,» *Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales*, pp. 2-5, 2003.
- 21] S. Chapman, Máquinas eléctricas, México: McGraw Hill, 2005.
- 22] J. Herbold, K. Bonistall y M. Blackburn, «Effectiveness of Continuous Passive Motion in an Inpatient Rehabilitation Hospital After Total Knee Replacement: A Matched Cohort Study,» *PM&R*, pp. 719-725, 2012.
- 23] R. Joshi, P. White, M. Murray-Weir, M. Alexiades, T. Sculco y A. Ranawat, «Prospective Randomized Trial of the Efficacy of Continuous Passive Motion Post Total Knee Arthroplasty: Experience of the Hospital for Special Surgery,» *The Journal of Arthroplasty*, pp. 1-2, 2015.
- 24] S. Lau y K. Chiu, «Use of continuous passive motion after total knee arthroplasty,» *The Journal of Arthroplasty*, pp. 336-339, 2001.
- 25] M. Khalilian, A. Abedi y A. Zadeh, «Position Control of Hybrid Stepper Motor Using Brain Emotional Controller,» *Energy Procedia*, p. 1998–2004, 2012.
- 26] G. Lucas, F. Accadbled, P. Violas, J. Sales de Gauzy y J. Knörr, «Isolated meniscal injuries in paediatric patients: Outcomes after arthroscopic repair,» *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, p. 173–177, 2015.
- 27] J. Marsh, L. Somerville, R. Giffin y D. Bryant, «Chapter 97 – Multiligament Knee Injury: Should Surgical Reconstruction Be Acute or Delayed?,» *Evidence-Based Orthopaedics*, pp. 648-658, 2009.
- 28] k. Mithoefer, K. Hambly, D. Legerstedt, R. Margherita, H. Silvers y S. Della, «Current Concepts for Rehabilitation and Return to Sport After Knee Articular Cartilage Repair in the Athlete,» *clinical commentary*, pp. 254-267, 2012.
- 29] A. Morar, «The Modelling and Simulation of Bipolar Hybrid Stepping Motor by Matlab/Simulink,» *Procedia Technology*, p. 576–583, 2015.
- 30] V. Morelli, C. Bright y A. Fields, «Ligamentous Injuries of the Knee: Anterior Cruciate, Medial Collateral, Posterior Cruciate, and Posterolateral Corner Injuries,» *Primary Care: Clinics in Office Practice*, pp. 335-356, 2013.

## Sobre los Autores



**Froilán Perugachi.**- Nació el 19 de Marzo de 1993. Realizó sus estudios secundarios en el Colegio Experimental “Jacinto Collahuazo” donde obtuvo el título de Bachiller en la especialidad de Físico Matemático. Actualmente es estudiante de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte.

Áreas de interés: Electrónica, control de procesos, diseño mecánico, programación.



**Ing. Fernando Valencia.**- Nació en la ciudad de Ibarra el 14 de Enero de 1989. Realizó sus estudios secundarios en la Academia Militar San Diego especialidad de Físico – Matemático. Culminó sus estudios en la Universidad Técnica del Norte en la carrera de Ingeniería en Mecatrónica en el año 2013.

Áreas de interés: robótica, automatización industrial, PLC's, microcontroladores.