

## CARACTERIZACIÓN DE ACTUADORES EN ORTESIS ACTIVA DE RODILLA APLICADA EN REHABILITACIÓN ISOCINÉTICA

Aldo Rafael Sartorius Castellanos<sup>1</sup>, José de Jesús Moreno Vázquez<sup>2</sup>,  
Sonia Martínez Guzmán<sup>3</sup>, Guadalupe Jiménez Oyosa<sup>4</sup>

ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

Recibido: 03/09/2024 Aceptado: 18/09/2024

<https://doi.org/10.69823/avacient.v4n2a7>

**Resumen.** - En México, la discapacidad relacionada con los problemas de movilidad y específicamente a caminar afecta a una gran parte de la población, especialmente a adultos mayores y adultos, debido principalmente a lesiones en las rodillas causadas por diversos factores como accidentes, actividades deportivas o enfermedades crónicas degenerativas como la osteoartritis. La rehabilitación post-lesión o después de una cirugía de rodilla, es crucial para recuperar la movilidad y fuerza muscular. La dinamometría isocinética es un enfoque común en la rehabilitación en general y específicamente de miembros inferiores. Consiste en mantener una velocidad constante durante la flexión o extensión de la rodilla, y compensar el torque producido por el paciente durante todo el rango del movimiento. El torque producido por los músculos del paciente, depende de factores como la edad y el sexo, y varía significativamente entre deportistas, personas no entrenadas y pacientes mayores. Así mismo, dicho torque depende de manera muy significativa de la velocidad requerida durante la extensión o la flexión de la rodilla. Esta investigación tiene como objetivo determinar los torques máximos a diferentes velocidades, considerando el sexo y el percentil de la población, para dimensionar adecuadamente los actuadores necesarios en equipos portátiles de rehabilitación isocinética.

**Palabras Clave:** Actuadores, Discapacidad, Isocinética, Ortesis, Rehabilitación.

## CHARACTERIZATION OF ACTUATORS IN KNEE ACTIVE ORTHOSIS FOR ISOKINETIC REHABILITATION

**Abstract.** - In Mexico, mobility-related disabilities, particularly those involving walking, affect a large portion of the population, especially older adults and adults. This is mainly due to knee injuries caused by various factors such as accidents, sports activities, or chronic degenerative diseases like osteoarthritis. Post-injury or post-knee surgery rehabilitation is crucial for regaining mobility and muscle strength. Isokinetic dynamometry is a common approach in rehabilitation, particularly for the lower limbs. It involves maintaining a constant speed during knee flexion or extension while compensating for the torque produced by the patient throughout the range of motion. The torque generated by the patient's muscles depends on factors such as age and sex and varies significantly between athletes, untrained individuals, and older patients. Moreover, this torque is highly dependent on the required speed during knee extension or flexion. This research aims to determine the maximum torques at different speeds, considering sex and population percentiles, in order to appropriately size the actuators required in portable isokinetic rehabilitation equipment.

**Keywords:** Actuators, Disability, Isokinetic, Orthosis, Rehabilitation.

### Introducción

De acuerdo con el Censo de Población y Vivienda 2020 [1], 6 millones 179 mil personas en México presentan algún tipo de discapacidad, siendo la relacionada con los problemas de movilidad y para caminar la más alta, ya que afecta al 58.3% de esta población. Este tipo de discapacidad se presenta principalmente en adultos mayores (59%) y adultos (30.6%), y en menor proporción en jóvenes (5.7%) y niños (4.6%).

<sup>1</sup> Profesor de tiempo completo. Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Minatitlán. Perfil Deseable Prodep Vigente. <https://orcid.org/0000-0002-8217-5909> aldo.sc@minatitlan.tecnm.mx (**Autor correspondiente**).

<sup>2</sup> Profesor de tiempo completo. Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Minatitlán. Perfil Deseable Prodep Vigente. <https://orcid.org/0000-0002-2292-4074> jose.mv@minatitlan.tecnm.mx

<sup>3</sup> Profesor de tiempo completo. Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Minatitlán. <https://orcid.org/0009-0004-2136-4599> sonia.mg@minatitlan.tecnm.mx

<sup>4</sup> Profesor de tiempo completo. Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Minatitlán. <https://orcid.org/0009-0007-3728-400X> guadalupe.jo@minatitlan.tecnm.mx

Los problemas asociados a las rodillas son una de las principales causas de incapacidad, ya que las lesiones pueden ser causadas por muchos factores, como la práctica deportiva [2], caídas, accidentes laborales y accidentes automovilísticos, dañándose principalmente los ligamentos cruzados anterior (LCA) y posterior (LCP) [3]. Además, las rodillas de ven afectadas por enfermedades crónico degenerativas como la osteoartritis [4], [5], la cual es resultado de la interacción de múltiples factores de riesgo como son la edad, el sexo y la obesidad.

Como paso posterior a una lesión o una intervención quirúrgica de rodilla se requiere un proceso de rehabilitación, el cual permita al paciente recuperar la movilidad y la fuerza muscular. En la actualidad existen diversos enfoques de rehabilitación y uno de los más utilizados es la dinamometría isocinética [6], la cual requiere mantener una velocidad constante durante la flexión o extensión de la rodilla y proporcionar un torque variable que se adapta en todo el rango de movimiento a la fuerza máxima que el paciente puede ejercer.

El propósito de esta investigación es conocer los torques máximos a distintas velocidades tomando en cuenta el sexo y el percentil de las personas con el objetivo de dimensionar los actuadores necesarios para equipos portátiles de rehabilitación isocinética.

#### Marco teórico

El torque producido por los músculos depende de múltiples factores como la edad, el sexo y si existen o no lesiones en los músculos. Por ejemplo, en pruebas realizadas en deportistas a velocidades de 60°/s, se han alcanzado picos de 281 Nm en hombres y 180 Nm en mujeres [7], [8], [9], mientras que en voluntarios no entrenados a velocidades de 54°/s, el torque máximo es 206 Nm en hombres y 123 Nm en mujeres [10]. En cambio, en pacientes mayores después de tres meses de una intervención de artroplastia de rodilla, los picos máximos son de entre 55 a 70 Nm a velocidades de 60°/s.

La velocidad de las pruebas es otro factor determinante en los torques producidos; Klopfer y Greij [11] determinaron que el torque producido por los cuádriceps, disminuye conforme la velocidad se incrementa y es compensado con un aumento en el torque de los tendones. En pruebas con personas sanas, sin entrenamiento específico y usando velocidades altas de 450°/s, se alcanzaron torques máximos de 90 Nm en hombres y 46 Nm en mujeres.

De manera general podemos clasificar a los equipos isocinéticos en dos grandes rublos: fijos y portátiles. Los equipos fijos tienen como su principal característica la versatilidad, ya que se utilizan para verificar el estiramiento, la potencia y la resistencia muscular en muchas áreas relacionadas a la salud, tales como fisioterapia, rehabilitación y entrenamiento muscular [12].

Este tipo de dispositivo permiten realizar estudios de tobillo, rodilla, cadera, hombro, codo y manos, tanto en movimientos concéntricos (ocurre cuando el músculo se acorta) como excéntricos (cuando el músculo se alarga). Las velocidades que pueden especificarse en la mayoría de estos equipos están en el rango de 60 a 240°/s, sin embargo, algunos equipos soportan velocidades de hasta 500°/s para la contracción concéntrica. El torque que pueden generar estos equipos es bastante alto, con valores pico de hasta 680 N/m en movimientos concéntricos y 544 N/m en movimientos excéntricos [13].

Los equipos fijos han sido validados y analizados en numerosos estudios, como los mostrados en [14], [15], [16], son un estándar en el área de rehabilitación y son capaces de medir y generar torques y velocidades superiores a los generados por pacientes sanos entrenados, por lo que sirven para propósitos tanto de verificación de deportistas como para rehabilitación, aunque son equipos muy costosos para la mayoría de las instituciones públicas y privadas de salud.

Los equipos portátiles en cambio, se desarrollan normalmente para una región específica del cuerpo, por lo cual su versatilidad es menor; para el caso de la rehabilitación de rodilla existen alternativas portátiles o semi-portátiles que permiten realizar rehabilitaciones de tipo isocinéticas. La mayoría de estos equipos se encuentran en fase experimental o de validación de datos, enfocándose a la implementación de sistemas de control en ortesis activas [17] [18], los modelos dinámicos de estos equipos [14] [15], así como los equipos de retroalimentación basados en la adquisición de señales electromiografías [16] [17].

Estos equipos utilizan distintas tecnologías para poder mover y controlar la posición de la ortesis, en su mayoría utilizan actuadores eléctricos [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25], que les permiten controlar con mayor precisión la posición, velocidad y torque de estos equipos, sin embargo también se reportan equipos con actuadores hidráulicos [26], [27],

neumáticos [28], [29] y fluidos electro reológicos [30], que les permiten alcanzar torque más elevados, aunque el control de velocidad y posición conlleva mayores retos.

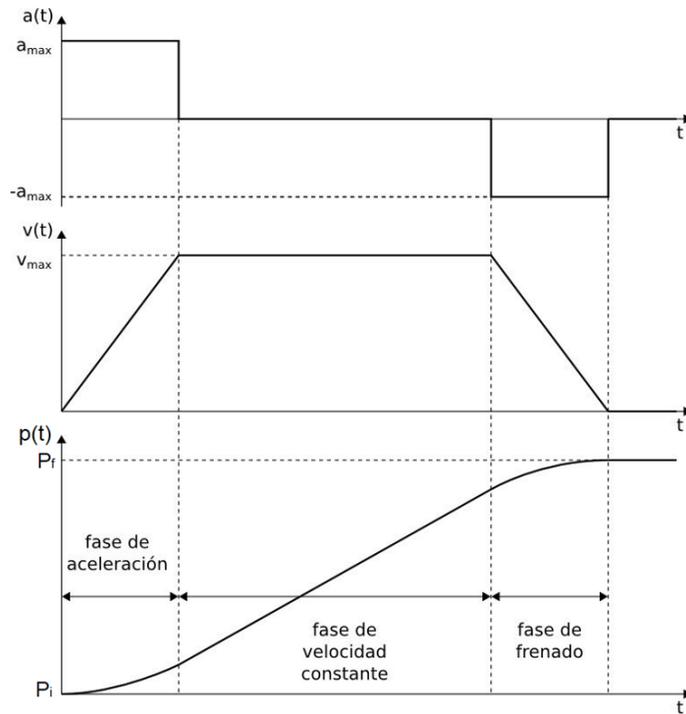
Materiales y métodos

a) Perfil de velocidad trapezoidal en rehabilitación isocinética

El movimiento en la rehabilitación isocinética debe ser suave y mantener una velocidad constante, lo que hace el perfil de velocidad trapezoidal la forma más utilizada para generar este movimiento.

En un perfil de velocidad trapezoidal, la velocidad del movimiento se aumenta gradualmente hasta alcanzar un valor máximo constante, luego se mantiene constante durante un período de tiempo y finalmente se reduce gradualmente hasta detenerse [31][32], tal como se muestra en la figura 1. Esto proporciona un posicionamiento suave al inicio y final de la trayectoria y mantiene la velocidad constante durante el recorrido.

Figura 1. Trayectoria con perfil de velocidad trapezoidal.



Nota. Elaboración propia.

b) Modelo matemático

El modelo dinámico de la pierna, tomando como despreciable el peso de la ortesis, de acuerdo a las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange puede ser descrito por [33], [34]:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + V(\theta)\dot{\theta} + g(\theta) = \tau \quad (1)$$

Donde  $M$  es la matriz de inercia simétrica definida positiva,  $V$  es la matriz de fuerzas centrípetas y de coriolis,  $g$  es el vector de torques gravitacionales y  $\tau$  representa el vector de torques que deberán ser aplicados al conjunto pierna-ortesis.

Las variables utilizadas en el modelo matemático están definidas en la Tabla 1. Y los componentes de la matriz  $M$  están definidos por:

$$m_{11} = m_1 \bar{l}_1^2 + I_1 + m_2 l_1^2 + m_2 \bar{l}_2^2 - 2m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{sen}(\theta_2) + I_2$$

$$m_{12} = m_2 \bar{l}_2^2 - m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{sen}(\theta_2) + I_2$$

$$m_{21} = m_2 \bar{l}_2^2 - m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{sen}(\theta_2) + I_2$$

$$m_{22} = m_2 \bar{l}_2^2 + I_2$$

$$v_{11} = -2m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_2) \dot{\theta}_2$$

$$v_{12} = -m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_2) \dot{\theta}_2$$

$$v_{21} = -m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_2) \dot{\theta}_2 + m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_2) \dot{\theta}_1$$

$$v_{22} = m_2 l_1 \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_2) \dot{\theta}_1$$

$$g_1 = m_1 g \bar{l}_1 \text{sen}(\theta_1) + m_2 g l_1 \text{sen}(\theta_1) + m_2 g \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2)$$

$$g_2 = m_2 g \bar{l}_2 \text{cos}(\theta_1 + \theta_2)$$

Tabla 1. Parámetros del modelo dinámico

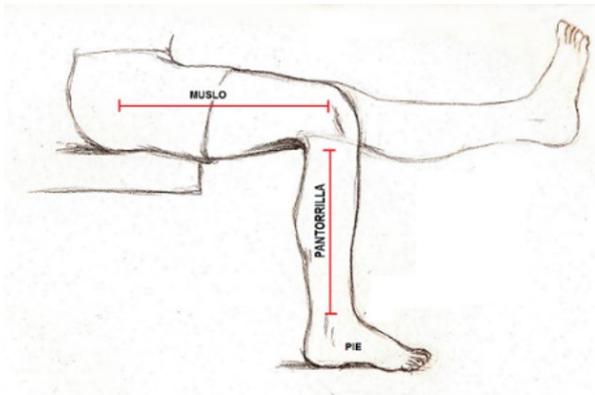
Parámetros	Notación	Unidades
Longitud de la pantorrilla	$l_1$	m
Centro de masa de la pantorrilla	$\bar{l}_1$	m
Momento de inercia de la pantorrilla	$I_1$	kg m <sup>2</sup>
Masa de la pantorrilla	$m_1$	kg
Longitud del pie	$l_2$	m
Centro de masa del pie	$\bar{l}_2$	m
Momento de inercia del pie	$I_2$	kg m <sup>2</sup>
Masa del pie	$m_2$	kg
Constante de aceleración	$g$	m/seg <sup>2</sup>

Nota. Elaboración propia con base a los modelos presentados en [33] y [34].

c) Tipos de pacientes y datos

Las ortesis activas de rodilla, deben de poder mover la pantorrilla y el pie del paciente estando sentado, al tener movimientos concéntricos (ocurre cuando los músculos del muslo se acortan para bajar la pantorrilla) o excéntricos (ocurre cuando los músculos del muslo se alargan para subir la pantorrilla), ver Figura 2. En ambos casos el actuador debe poder compensar la fuerza generada por el muslo más las fuerzas gravitacionales e inerciales generadas por el peso de la pantorrilla y el pie.

Figura 2. Posición del paciente con la pantorrilla y el pie en movimiento concéntrico y excéntrico.



Nota. Elaboración propia.

Los percentiles son una medida estadística utilizada en medicina para comparar y entender la distribución de un conjunto de datos, como la estatura, el peso, o el desarrollo de un grupo de pacientes en relación con una población más amplia. En esta investigación se utilizan los datos de hombre y mujeres en percentiles altos (95%) y bajos (5%) para determinar los rangos máximos y mínimos requeridos por los actuadores en una ortesis activa de rodilla. Estos datos son mostrados en la Tabla 2.

Tabla 2. Longitudes y masa de la pierna en hombres y mujeres de acuerdo a percentiles

	Hombres percentil 5%	Hombres percentil 50%	Hombres percentil 95%	Mujeres percentil 5%	Mujeres percentil 50%	Mujeres percentil 95%
Longitud muslo (m)	0.558	0.605	0.660	0.531	0.578	0.628
Longitud pantorrilla (m)	0.506	0.553	0.599	0.461	0.502	0.546
Masa del muslo (Kg)	6.96	8.45	10.13	6.22	7.53	9.11
Masa de la pantorrilla (Kg)	2.84	3.45	4.14	2.24	2.71	3.28
Masa del pie (Kg)	0.85	1.03	1.23	0.71	0.86	1.04

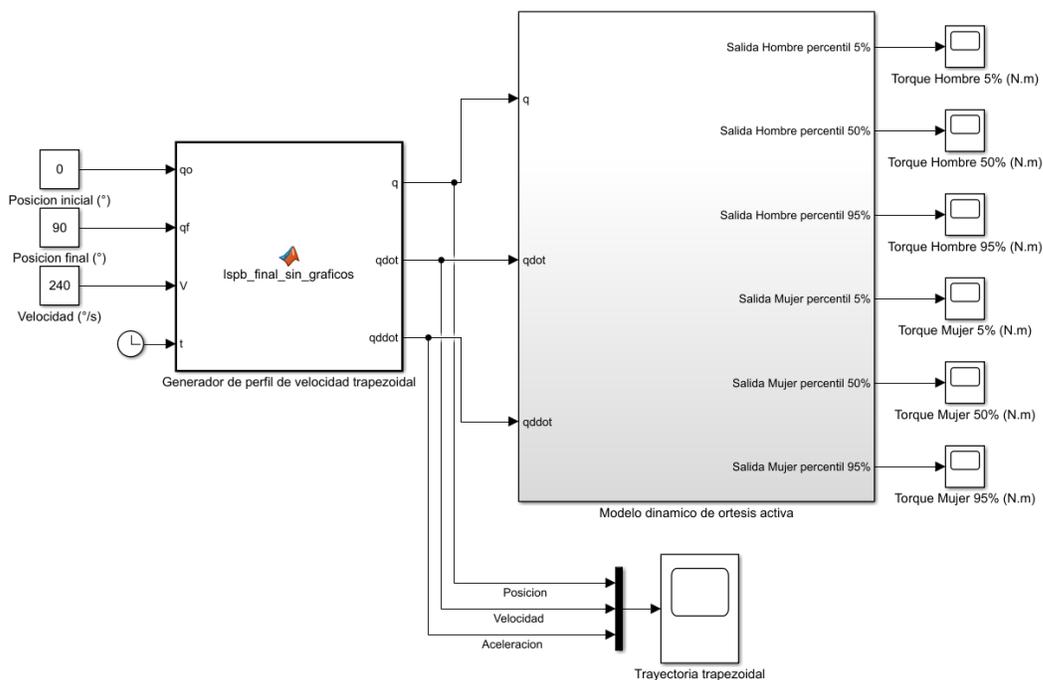
Nota: Elaboración propia con datos de [35].

d) Simulaciones

Para realizar las simulaciones se utilizó el software Matlab-Simulink, especificando el recorrido más largo en grados, de 0-90° en extensión y de 90-0° en flexión. La velocidad máxima del movimiento se considera en el rango de 60-240°/s, para propósitos de rehabilitación, considerando que, a mayores velocidades, la fuerza que puede ejercer el paciente disminuye.

El modelo requiere un generador de perfil trapezoidal y el modelo dinámico de la ortesis activa utilizada en los distintos percentiles tanto de hombre como mujer, tal como se muestra en la Figura 3.

Figura 3. Modelo de simulación del sistema de ortesis activa para hombres y mujeres en diferentes percentiles.



Nota. Elaboración propia usando el software Simulink.

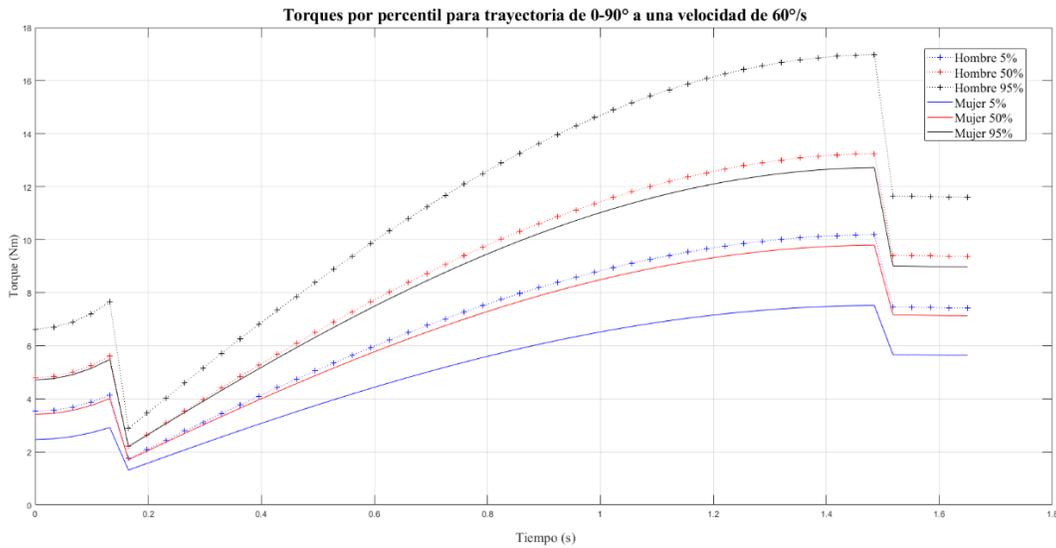
Resultados

La Figura 4, muestra los torques que se pueden generar en los diferentes percentiles tanto para hombres y mujeres cuando se efectúa una extensión de la pantorrilla a baja velocidad. Este torque generado por el paciente, deberá ser compensado por el actuador de la ortesis para mantener la velocidad constante. Se observa que, en el caso de la extensión a baja velocidad, los torques se incrementan durante el recorrido, por lo que los torques máximos se presentan en la parte final del movimiento.

En el caso de la flexión a baja velocidad, los torques tienden a decrecer durante el recorrido, por lo que los torques máximos se presentan al inicio del movimiento, tal como se muestra en la Figura 5. En ambos casos, tanto en la flexión

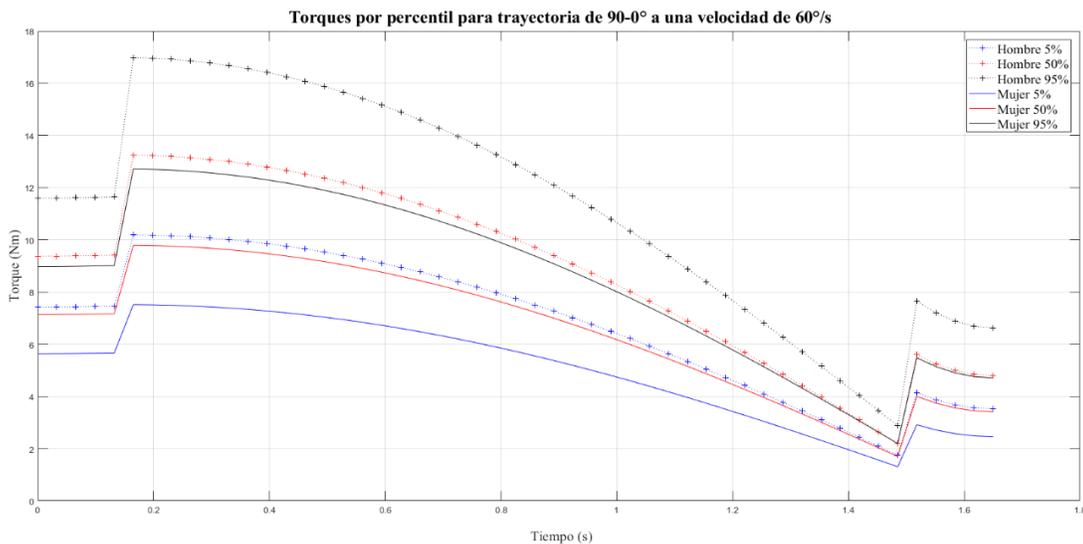
como la extensión, se llegan a valores máximos y mínimos de torque iguales, solo que se presentan en diferentes partes del movimiento de la pierna.

Figura 4. Torques por percentil en una trayectoria de extensión de pantorrilla de 0° a 90° a baja velocidad (60°/s).



Nota. Elaboración propia.

Figura 5. Torques por percentil en una trayectoria de flexión de pantorrilla de 90° a 0° a baja velocidad (60°/s).

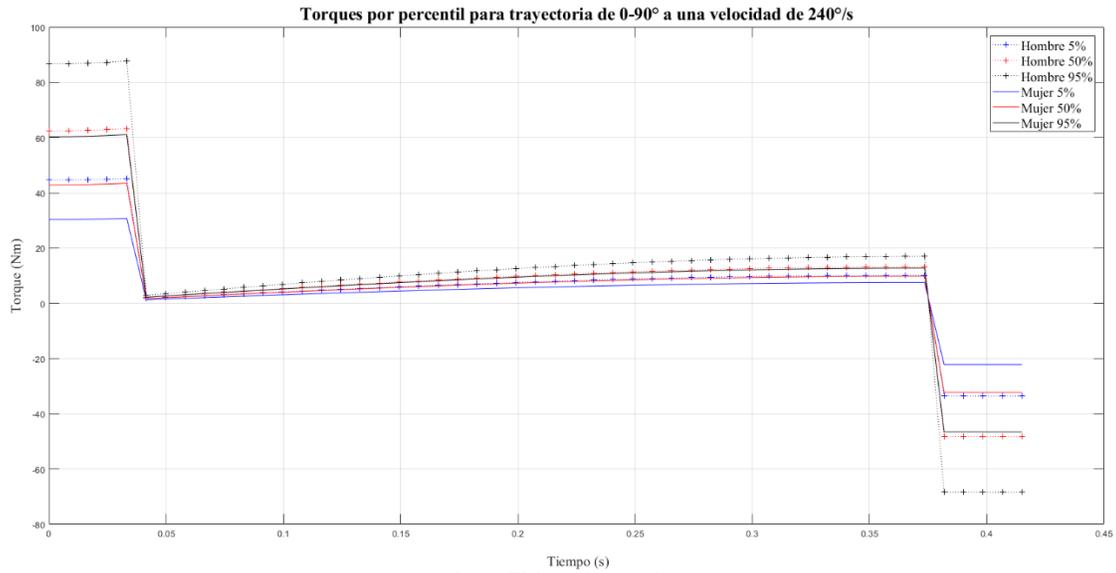


Nota. Elaboración propia.

El comportamiento dinámico cambia cuando se realizan flexiones o extensiones a velocidades más altas. La Figura 6, muestra los torques que se pueden generar en los diferentes percentiles tanto para hombres y mujeres cuando se efectúa una extensión de la pantorrilla a alta velocidad. Se observa que, en el caso de la extensión a alta velocidad, los torques se mantienen en valores pequeños durante casi todo el recorrido. Sin embargo, los torques máximos alcanzan valores muy altos en cortos periodos de tiempo y además se presentan al inicio y al final del movimiento.

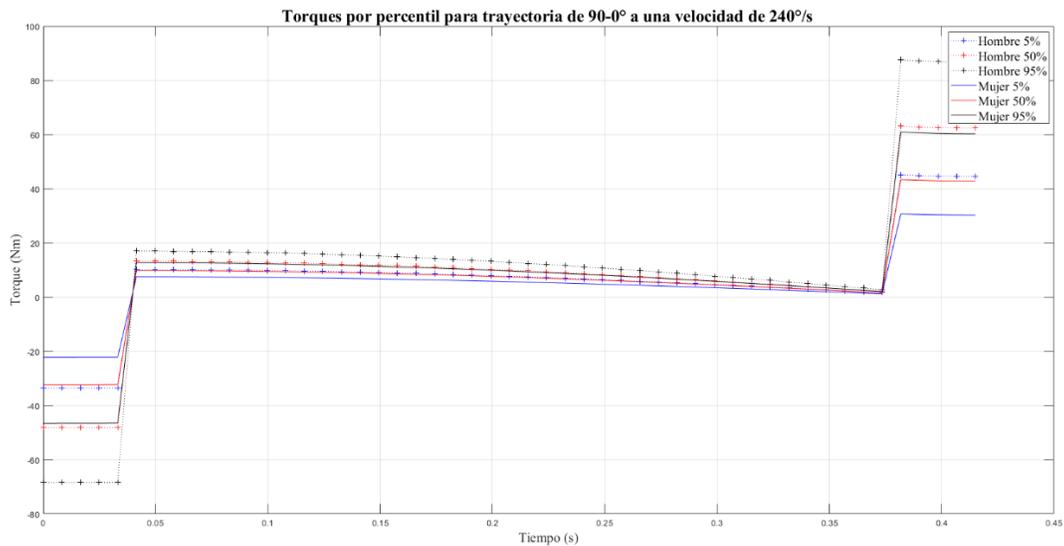
Este mismo comportamiento sucede en el caso de la flexión a alta velocidad, tal como se muestra en la Figura 7. Otro efecto que se da en los movimientos a altas velocidades, es que durante la flexión se presenta un ligero incremento en los torques máximos respecto al movimiento de flexión. En las tablas 3 y 4 se resumen los datos más importantes de las simulaciones de flexión y extensión para cada uno de los percentiles.

Figura 6. Torques por percentil en una trayectoria de extensión de pantorrilla de 0° a 90° a alta velocidad (240°/s).



Nota. Elaboración propia.

Figura 7. Torques por percentil en una trayectoria de flexión de pantorrilla de 90° a 0° a alta velocidad (240°/s).



Nota. Elaboración propia.

Tabla 3. Datos de simulación para el proceso de extensión de la pantorrilla.

Rango	Velocidad °/s	Aceleración °/seg <sup>2</sup>	Sexo	Percentil				Tiempo recorrido (s)
				5% Torque min. (Nm)	5% Torque máx.(Nm)	95% Torque min. (Nm)	95% Torque máx.(Nm)	
0-90°	60	+400	H	1.745	10.190	2.879	16.95	1.65
0-90°	60	+400	M	1.309	7.519	2.199	12.72	1.65
0-90°	240	+6400	H	-33.600	44.930	-68.410	87.270	0.415
0-90°	240	+6400	M	-22.180	30.760	-46.550	61.040	0.415

Nota: Elaboración propia

Tabla 4. Datos de simulación para el proceso de flexión de la pantorrilla.

Rango	Velocidad °/s	Aceleración °/seg <sup>2</sup>	Sexo	Percentil				Tiempo recorrido (s)
				5% Torque min. (Nm)	5% Torque máx.(Nm)	95% Torque min. (Nm)	95% Torque máx.(Nm)	
90-0°	60	+400	H	1.745	10.190	2.879	16.950	1.65 s
90-0°	60	+400	M	1.309	7.519	2.199	12.72	1.65 s
90-0°	240	+6400	H	-33.600	45.110	-68.41	87.57	0.415 s
90-0°	240	+6400	M	-22.180	30.690	-46.550	60.93	0.415 s

Nota: Elaboración propia

### Discusión

Los resultados de este estudio coinciden parcialmente con investigaciones previas en cuanto a los torques y velocidades requeridos para terapias de rehabilitación con ortesis activas. De acuerdo con [9], [16] y [18], la capacidad de torque de 90 Nm y velocidades angulares de hasta 240°/s es coherente con las necesidades de pacientes de diferentes percentiles y sexos, particularmente en terapias de alta velocidad. Sin embargo, este estudio identifica una diferencia clave: la similitud de torques entre hombres del percentil 50% y mujeres del percentil 95%, lo que podría permitir el uso de actuadores más pequeños en ciertas poblaciones, como en pacientes de América Latina o Asia, donde los hombres tienen un percentil promedio menor. Esta observación no ha sido ampliamente discutida en estudios previos.

Por otro lado, los hallazgos relacionados con las terapias a bajas velocidades también coinciden en gran medida con trabajos anteriores [21], [25], que sugieren la viabilidad de actuadores más compactos para torques de hasta 17 Nm en velocidades angulares de 60°/s, tal como se observó en este estudio. Sin embargo, surge una controversia en torno al uso de estas ortesis en poblaciones con diferentes características antropométricas. Mientras que estudios como [24] y [30] proponen una mayor versatilidad en los actuadores para adaptarse a todos los pacientes, este trabajo permite la personalización basada en percentiles específicos, lo cual podría optimizar el diseño y reducir los costos, un enfoque que aún no ha sido ampliamente adoptado.

### Conclusiones

Para lograr que la ortesis activa pueda compensar los torques máximos producidos por pacientes de cualquier percentil y sexo, así como trabajar a bajas y altas velocidades, los actuadores deberán generar torques de hasta 90 Nm con velocidad angular de 240°/s y aceleraciones máximas de 6400°/seg<sup>2</sup>.

En terapias a velocidades altas, existe un aumento considerable en el torque máximo de acuerdo al percentil y sexo del paciente. Sin embargo, se observan torques máximos, mínimos y durante todo el recorrido muy similares en pacientes hombres con percentil 50% y mujeres con percentil 95%, así como hombres con percentil 5% y mujeres con percentil 50% (ver Figuras 6 y 7). En países latinoamericanos o asiáticos, donde el percentil de hombres en promedio es del 50% se podrían utilizar actuadores más pequeños, con capacidad de generar torques de hasta 64 Nm con velocidad angular de 240°/s y aceleraciones máximas de 6400°/seg<sup>2</sup>.

Si la ortesis activa se requiere utilizar en cualquier percentil y sexo, pero solo para terapias a velocidades lentas (hasta 60°/s), que son las más comunes en pacientes en recuperación postcirugía, se pueden utilizar actuadores de menor capacidad. Estos actuadores deberán generar torques de alrededor de 17 Nm con velocidad angular de 60°/s y aceleraciones máximas de 400°/seg<sup>2</sup>.

En las terapias a velocidades lentas, también se observan torques máximos, mínimos y durante todo el recorrido muy similares en pacientes hombres con percentil 50% y mujeres con percentil 95%, así como hombres con percentil 5% y mujeres con percentil 50% (ver Figuras 4 y 5). Por lo que, en pacientes latinoamericanos o asiáticos, se podrían utilizar actuadores más pequeños, con capacidad de generar torques de hasta 14 Nm con velocidad angular de 60°/s y aceleraciones máximas de 400°/seg<sup>2</sup>.

## Referencias bibliográficas

- [1] INEGI «Censo de Población y Vivienda 2020». Accedido: 22 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/programas/ccpv/2020/#Tabulados>
- [2] K. E. DeHaven y D. M. Lintner, «Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender», *Am. J. Sports Med.*, vol. 14, n.º 3, pp. 218-224, may 1986, doi: 10.1177/036354658601400307.
- [3] Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), «Manejo de las lesiones ligamentarias traumáticas en rodilla», 2010. Accedido: 22 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: [http://coescamedcolima.mx/guias/Guias\\_archivos\\_pdf/IMSS-388-10-ER.pdf](http://coescamedcolima.mx/guias/Guias_archivos_pdf/IMSS-388-10-ER.pdf)
- [4] A. P. Vertti *et al.*, «Factores de riesgo en osteoartritis de rodilla en una población mexicana de casos y controles», *Rev. Cuba. Ortop. Traumatol.*, vol. 27, n.º 1, pp. 22-32, jun. 2013. [En línea]. Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0864-215X2013000100003](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-215X2013000100003)
- [5] A. Mayo Astudillo, «Osteoartritis de rodilla y su frecuencia con discapacidad laboral evaluación por escala MSH1», 2010, [En línea]. Disponible en: <http://cdigital.uv.mx/bitstream/123456789/32322/1/mayo%20astudillo.pdf>
- [6] A. Slocker De Arce, J. Carrascosa Sánchez, F. J. Fernández Camacho, C. Clemente De Arriba, y L. Gómez Pellico, «Análisis isocinético de la flexo-extensión de la rodilla y su relación con la antropometría del miembro inferior», *Rehabilitación*, pp. 86-92, doi: 10.1016/S0048-7120(02)73247-7.
- [7] R. Nisell, «Mechanics of the Knee», *Acta Orthop. Scand.*, vol. 56, n.º sup216, pp. 1-42, ene. 1985, doi: 10.3109/17453678509154159.
- [8] M. D. S. Andrade, C. A. B. De Lira, F. D. C. Koffes, N. C. Mascarín, A. A. Benedito-Silva, y A. C. Da Silva, «Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: the influence of sport modality, gender, and angular velocity», *J. Sports Sci.*, vol. 30, n.º 6, pp. 547-553, 2012, doi: 10.1080/02640414.2011.644249.
- [9] S. Almosnino, J. M. Stevenson, D. D. Bardana, E. D. Diaconescu, y Z. Dvir, «Reproducibility of isokinetic knee eccentric and concentric strength indices in asymptomatic young adults», *Phys. Ther. Sport Off. J. Assoc. Chart. Physiother. Sports Med.*, vol. 13, n.º 3, pp. 156-162, ago. 2012, doi: 10.1016/j.ptsp.2011.09.002.
- [10] M. G. Parker, «Calculation of Isokinetic Rehabilitation Velocities for the Knee Extensors», *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 4, n.º 1, pp. 32-35, jul. 1982, doi: 10.2519/jospt.1982.4.1.32.
- [11] D. A. Klopfer y S. D. Greij, «Examining quadriceps/hamstrings performance at high velocity isokinetics in untrained subjects», *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 10, n.º 1, pp. 18-22, 1988, doi: 10.2519/jospt.1988.10.1.18.
- [12] M. G. Bembén *et al.*, «Assessment of Technical Accuracy of the Cybex II® Isokinetic Dynamometer and Analog Recording System», *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 10, n.º 1, pp. 12-17, jul. 1988, doi: 10.2519/jospt.1988.10.1.12.
- [13] «System 4 Pro™ - Dynamometers - Physical Medicine | Biodex». Accedido: 22 de agosto de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>
- [14] J. Breno de Araújo Ribeiro Alvares *et al.*, *Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests*, vol. 16. 2014. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.04.004.
- [15] K. L. N. English, «Comparison of Knee and Ankle Dynamometry between NASA's X1 Exoskeleton and Biodex System 4», 1 de mayo de 2014. [En línea]. Disponible en: <https://ntrs.nasa.gov/search.jsp?R=20140003281>
- [16] B. Stark, P. Emanuelsson, U. Gunnarsson, y K. Strigård, «Validation of Biodex system 4 for measuring the strength of muscles in patients with rectus diastasis», *J. Plast. Surg. Hand Surg.*, vol. 46, n.º 2, pp. 102-105, abr. 2012, doi: 10.3109/2000656X.2011.644707.
- [17] H. Rifaï, S. Mohammed, K. Djouani, y Y. Amirat, «Toward Lower Limbs Functional Rehabilitation Through a Knee-Joint Exoskeleton», *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 25, n.º 2, pp. 712-719, mar. 2017, doi: 10.1109/TCST.2016.2565385.
- [18] S. Mefoued, S. Mohammed, y Y. Amirat, «Knee joint movement assistance through robust control of an actuated orthosis», en *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, sep. 2011, pp. 1749-1754. doi: 10.1109/IROS.2011.6094893.
- [19] T. Bacek, M. Moltedo, K. Langlois, C. Rodriguez-Guerrero, B. Vanderborght, y D. Lefeber, «A novel modular compliant knee joint actuator for use in assistive and rehabilitation orthoses», en *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, sep. 2017, pp. 5812-5817. doi: 10.1109/IROS.2017.8206472.
- [20] Cestari M., Sanz-Merodio D., Garcia E, «A New and Versatile Adjustable Rigidity Actuator with Add-on Locking Mechanism (ARES-XL) », *Actuators*, vol. 7, n.º 1, 2018. doi: 10.3390/act7010001.
- [21] H. Zhu, C. Nesler, N. Divekar, M. T. Ahmad, y R. D. Gregg, «Design and Validation of a Partial-Assist Knee Orthosis with Compact, Backdrivable Actuation», en *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, jun. 2019, pp. 917-924. doi: 10.1109/ICORR.2019.8779479.

- [22] D.-H. Moon, D. Kim, y Y.-D. Hong, «Development of a Single Leg Knee Exoskeleton and Sensing Knee Center of Rotation Change for Intention Detection», *Sensors*, vol. 19, n.º 18, Art. n.º 18, ene. 2019, doi: 10.3390/s19183960.
- [23] A.M. Khomami y F. Najafi «A survey on soft lower limb cable-driven wearable robots without rigid links and joints» *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 144, 2021, doi: 10.1016/j.robot.2021.103846.
- [24] Kim, Hyung Joo, Jaeho Noh, y Woosung Yang. 2020. "Knee-Assistive Robotic Exoskeleton (KARE-1) Using a Conditionally Singular Mechanism for Industrial Field Applications" *Applied Sciences* 10, no. 15: 5141. <https://doi.org/10.3390/app10155141>
- [25] P. T Chinimilli *et al.*, «Automatic virtual impedance adaptation of a knee exoskeleton for personalized walking assistance», *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 114, 2019, pp. 66-76. doi: doi.org/10.1016/j.robot.2019.01.013.
- [26] S. Chen *et al.*, «Adaptive Robust Cascade Force Control of 1-DOF Hydraulic Exoskeleton for Human Performance Augmentation», *IEEEASME Trans. Mechatron.*, oct. 2016, doi: 10.1109/TMECH.2016.2614987.
- [27] E. Rogers-Bradley, P. Polygerinos, S. Allen, F. Panizzolo, C. Walsh, y D. Holland, «A Quasi-Passive Knee Exoskeleton to Assist During Descent», en *Biosystems and Biorobotics*, vol. 16, 2017, pp. 63-67. doi: 10.1007/978-3-319-46532-6\_11.
- [28] Ashmi. M. Mathias, M. Anila, y K. S. Sivanandan, «Comparison of SMC and PID Controllers for Pneumatically Powered Knee Orthosis», *J. Control Autom. Electr. Syst.*, vol. 32, jul. 2021, doi: 10.1007/s40313-021-00775-0.
- [29] C. N. Lescano Pastor, «Plataforma de desarrollo de órtesis robótica para rehabilitación de marcha: aplicación a un caso de estudio de Mielomeningocele». *Universidad Nacional de San Juan*, 2017. Accedido: 11 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://ri.conicet.gov.ar/handle/11336/157970>
- [30] J.-S. Oh y S.-B. Choi, «State of the art of medical devices featuring smart electro-rheological and magneto-rheological fluids», *J. King Saud Univ. - Sci.*, may 2017, doi: 10.1016/j.jksus.2017.05.012.
- [31] M. Reyes-García *et al.*, «Defining the Final Angular Position of DC Motor shaft using a Trapezoidal Trajectory Profile», en *2019 IEEE 28th International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, jun. 2019, pp. 1694-1699. doi: 10.1109/ISIE.2019.8781093.
- [32] S. Thirachai, P. Komeswarakul, U. Supakchukul, y J. Suwatthikul, «Trapezoidal velocity trajectory generator with speed override capability», en *ICCAS 2010*, oct. 2010, pp. 1468-1472. doi: 10.1109/ICCAS.2010.5670142.
- [33] M. W. Spong, S. Hutchinson, y M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*. John Wiley & Sons, 2020.
- [34] M. W. Spong y M. Vidyasagar, *Robot Dynamics And Control*. Wiley India Pvt. Limited, 2008.
- [35] R. Huston, *Principles of Biomechanics*. Boca Raton: CRC Press, 2008. doi: 10.1201/9781420018400.



<http://avacient.chetumal.tecnm.mx/index.php/revista>  
<https://doi.org/10.69823/avacient.v4n2a7>

<https://www.facebook.com/avacient>