

II ENCUENTRO DE  
**JÓVENES INVESTIGADORES**

“Consolidando espacios del quehacer científico en San Juan”

*CARACTERIZACIÓN DE SISTEMA DE ACTUACIÓN  
NEUMÁTICO APLICABLE EN EXOESQUELETO DE  
REHABILITACIÓN DE MARCHA*

**Línea temática:** Ingenierías y Tecnologías  
**Autor:** Bioing. Claudia Noemí Lescano Pastor

**Pertenencia Institucional:** Gabinete de Tecnología Médica.  
Departamento de Electrónica y Automática. Facultad de  
Ingeniería. Universidad Nacional de San Juan. CONICET

**Año: 2013**

# **“CARACTERIZACIÓN DE SISTEMA DE ACTUACIÓN NEUMÁTICO APLICABLE EN EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN DE MARCHA”**

## **1. Antecedentes y Fundamentación**

Este trabajo forma parte de las investigaciones efectuadas en el marco de la tesis doctoral del Programa de Posgrado en Ingeniería de Sistemas de Control, en el Instituto de Automática, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan (UNSJ). Tal propuesta en desarrollo, denominada “Procesamiento de señales para el control de exoesqueleto de rehabilitación de marcha, en pacientes con lesiones medulares de bajo nivel”, está contenida además en un proyecto de la UNSJ [1], vinculado al área de la Biomecatrónica aplicada al diseño y desarrollo de tecnología de rehabilitación para discapacidades motoras [2], y mediante el cual se prevé brindar una solución tecnológica a través de un prototipo exoesquelético, que permita rehabilitar la marcha humana en pacientes con desórdenes neuromotores provenientes del mielomeningocele (MMC).

En Argentina, se estima una incidencia anual de 1 caso de MMC por cada 1000 recién nacidos, (lo que la ubicaría en una posición intermedia respecto de otros países con mayor incidencia), considerándose particularmente la provincia de San Juan una zona con características endémicas, en función del número de casos de MMC ocurridos en los últimos años [3]. El MMC es una malformación congénita que afecta el desarrollo del tubo neural y sus estructuras adyacentes durante el período embrionario, ocasionando daños en la médula espinal y sus raíces nerviosas, que determinan un deterioro significativo de los patrones de marcha MMC respecto de la normalidad. Por consiguiente, es de fundamental importancia individualizar qué estrategias terapéuticas pueden usarse para optimizar la auto-ambulación en dichos pacientes [4, 5].

En referencia a esto, en la actualidad diversos centros de salud a nivel mundial, vienen implementando tratamientos terapéuticos que favorecen la rehabilitación de la marcha en pacientes con desórdenes neurológicos del movimiento, basados en el principio de neuroplasticidad. La aplicación de este principio específicamente en pacientes con neuropatologías de marcha, permite que a partir de la práctica y la experiencia de movimientos cadenciosos y repetitivos del cuerpo humano, el sistema nervioso pueda reestructurarse al generar una gama de estímulos nerviosos que

---

neutralizan patrones de postura y movimientos anormales y crean otros nuevos, favorables para la correcta ambulaci3n [6].

En ese sentido, el entrenamiento locomotor mediante exoesqueletos rob3ticos u 3rtesis activas (un mecanismo estructural externo que interactúa en paralelo con el operador humano asistiendo activamente a las extremidades inferiores para la pr3ctica automatizada de la marcha en una cinta rodante, combinada con soporte parcial del peso corporal), ha demostrado ser una herramienta efectiva para ayudar a esta clase de pacientes a recuperar su capacidad de ambulaci3n, al proveer un movimiento estacionario y controlado de sus extremidades inferiores, liberando al mismo tiempo al terapeuta del esfuerzo f3sico que impone esta tarea [7, 8]. Un ejemplo de estos sistemas lo constituye Lokomat<sup>®</sup> [9], cuyo empleo en pacientes con lesi3n medular ha permitido obtener resultados promisorios, que podr3an beneficiar tambi3n a pacientes MMC.

Para el dise1o y desarrollo de estos sistemas de rehabilitaci3n locomotora se requiere considerar tres componentes fundamentales: su estructura, mecanismos de actuaci3n articular y estrategias de control del dispositivo. Una revisi3n del estado del arte sobre las caracter3sticas estructurales de tales exoesqueletos permite observar que muchos de estos sistemas carecen de un comando activo de la articulaci3n del tobillo, determinando un movimiento poco natural y sin restricciones del pie, que impide adem3s la descarga del peso adicional que impone el uso de este dispositivo [10]. Cabe agregar que en condiciones normales, la articulaci3n de tobillo cumple una funci3n esencial para la absorci3n del impacto y progresi3n durante la fase de apoyo del ciclo de marcha, facilitando adem3s el avance del miembro durante la fase de oscilaci3n [11, 12]. Asimismo, el grupo muscular de los flexores plantares es capaz de ejercer una fuerza de 3-4 veces el peso corporal para asegurar el despegue del antepi3 durante la marcha, mientras que en la carrera tal fuerza aumenta a 6-8 veces [13].

Por su parte, se conoce que los sistemas de actuaci3n articular de exoesqueletos de rehabilitaci3n locomotora desarrollados hasta el momento, emplean actuadores motorizados para comandar las articulaciones de cadera y rodilla en el plano sagital, lo cual genera cierto grado de incompatibilidad con el movimiento biol3gico espacial de las mismas [14]. Por ello, la tendencia actual se orienta en el uso de actuadores alternativos a los motores el3ctricos, que imiten el comportamiento mec3nico real de

---

las articulaciones, tal como es el caso de los músculos neumáticos artificiales o PAM, según sus siglas en inglés [15, 16]. En particular, estos últimos muestran importantes ventajas comparativas, tales como su alta relación potencia-peso, que reduce significativamente el consumo de energía, y su complianza variable, que posibilita una mejor adaptación e interacción con el operador humano.

En cuanto a los esquemas de control propuestos para estos sistemas, se observa que los algoritmos hasta ahora desarrollados contemplan una escasa o nula participación del paciente en el proceso de rehabilitación, estando además basados en patrones de marcha normal, en lugar de adaptarse al grado de asistencia requerido según la condición neuropatológica del paciente considerado. Al respecto, se ha señalado que una cuestión fundamental para alcanzar óptimos resultados mediante el empleo de estos sistemas, es la definición de estrategias de control y de actuación articular eficientes, basadas en la participación del operador humano en la toma de decisiones y en las características cinemáticas y cinéticas de su ambulación [17].

Teniendo en cuenta estos antecedentes sobre exoesqueletos de rehabilitación locomotora y en particular, aquellos relacionados con su mecanismo de actuación articular, el objetivo general de este trabajo fue caracterizar el comportamiento de un actuador neumático marca Festo® para un rango de cargas equivalente a las desarrolladas por los flexores plantares durante la locomoción humana. Se prevé utilizar tal actuador como elemento activo de un prototipo de exoesqueleto que comande específicamente la articulación del tobillo, a través de una órtesis activa de tobillo-pie (en inglés, active foot-ankle orthosis, AAFO).

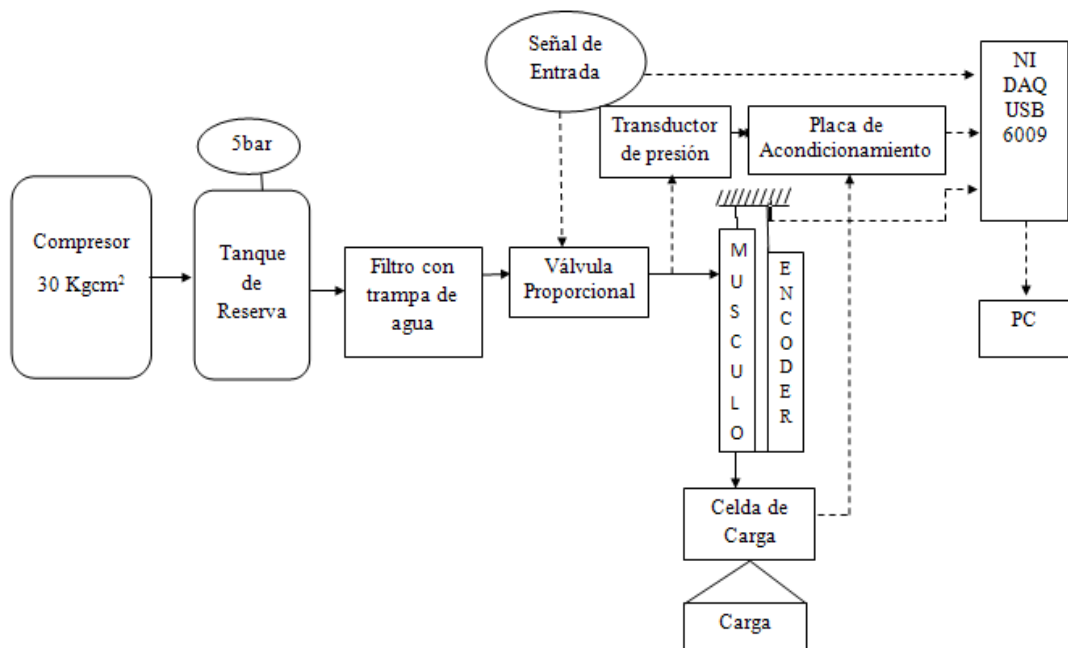
En las siguientes secciones se describen inicialmente los materiales y métodos utilizados para elaborar un banco de prueba experimental para el PAM y los elementos asociados. En segundo lugar, se explican los criterios y procedimientos empleados para la caracterización estática del PAM. Posteriormente, se muestran los resultados obtenidos y se comparan con los correspondientes a las estimaciones de la fuerza desarrollada por los flexores plantares durante la fase de despegue del ciclo de marcha. Por último, se presenta las conclusiones de este trabajo y una breve discusión sobre la viabilidad del empleo del PAM como elemento activo de exoesqueletos robóticos de rehabilitación de marcha humana.

---

## 2. Desarrollo

### 2.1 Sistema experimental:

El sistema implementado, visualizado en la figura 1, está compuesto por: músculo neumático, celda de carga, encoder lineal, circuito neumático, celda de presión, placa de acondicionamiento de señal y sistema de adquisición de datos, elementos que se describen a continuación.



**Figura 1.** Esquema del sistema experimental

-Músculo neumático con extremos prensados (DMSP-40-400N-RM-CM): Se utilizó un músculo artificial neumático de 400 mm de longitud nominal y 40 mm de diámetro de la empresa Festo<sup>®</sup> (Figura 2). El PAM es un actuador de tracción de simple efecto que al presurizarse experimenta un desplazamiento longitudinal (contracción) ejerciendo una fuerza axial en carga. Según las especificaciones del fabricante, es capaz de ejercer una fuerza máxima de 6000N, soportar una presión máxima interna de 6bar y experimentar una contracción máxima del 25% de su longitud nominal.

-Celda de carga (MTS-1, BSL<sup>®</sup>): El extremo móvil del actuador neumático se conectó en serie con una celda de carga de 1000 lb de capacidad, que permitió medir la fuerza que ejerce el músculo artificial en carga.

-Encoder (PZ34-S-250): se montó en forma paralela y solidaria al actuador neumático para registrar la contracción que se produce cuando el PAM es

presurizado. La señal de voltaje analógica registrada es proporcional a su desplazamiento longitudinal.



**Figura 2.** Prototipo para el ensayo de calibración

-Circuito neumático: consta de un compresor de 30 Kgcm<sup>2</sup> de capacidad, un tanque de reserva para estabilizar la presión suministrada al actuador, un filtro con trampa de agua y una válvula proporcional (VPPM-6L-L-1-G18-0L6H-V1N-S1, Festo®). La presión de trabajo máxima fue ajustada en 5bar. La válvula proporcional permitió regular la presión en el interior del músculo artificial, en forma proporcional al valor de una señal eléctrica analógica de 0 a 10V.

- Transductor de presión (AKS 330, Danfoss®): este dispositivo permitió medir y verificar si la presión suministrada al actuador se corresponde con el valor de presión provisto por la válvula reguladora.

-Placa de acondicionamiento de señal: la señal de la celda de carga fue amplificada 200 veces mediante un amplificador AD623. Asimismo, la celda de presión requirió de un circuito capaz de admitir una corriente de 4 a 20mA.

-Placa de adquisición de datos (NI USB-6009): se seleccionó por su velocidad de muestreo, la comunicación de datos por puerto USB y su adaptabilidad a distintos lenguajes de programación. Se utilizaron 4 entradas analógicas para la adquisición de las señales provenientes del encoder, celdas de carga y de presión, y señal de consigna de la válvula reguladora de presión.

---

Posteriormente, las señales provenientes de cada uno de los instrumentos de medición fueron captadas y posteriormente enviadas a una computadora para su procesamiento y visualización de resultados. Para la captura y almacenamiento de los datos se utilizó un Instrumento Virtual (VI) desarrollado en Labview®.

## 2.2 Calibración de instrumentos de medición:

Se llevó a cabo bajo dos condiciones: sin carga y con un margen de carga de 250 a 3000 N. Para cada valor de carga, se aplicó una señal continua como entrada a la válvula reguladora de presión, haciendo variar la misma en un rango de 0 a 5V.

A fin de obtener la curva de calibración de la válvula proporcional, se aplicaron distintos valores de tensión como señal de consigna y se midieron las presiones de salida mediante un módulo de presión Serie 700 P27 Fluke® de rango de 0 a 20 bar, asociado con un multicalibrador de proceso Fluke-725®.

Asimismo, la calibración del transductor de desplazamiento se efectuó registrando la tensión entregada frente al desplazamiento longitudinal que experimentó su eje.

Además, para la calibración del transductor de presión, se registraron los valores de presión aplicados a partir de los datos medidos por el módulo de presión y multicalibrador de proceso antes mencionado.

Finalmente, la aplicación de distintos pesos permitió registrar la tensión de salida de la celda de carga, logrando así obtener la curva de calibración para este instrumento. La Tabla 1 muestra las ecuaciones de las curvas de calibración obtenidas.

<b>Tabla 1.</b> Ecuaciones de calibración de los instrumentos de medición	
Válvula proporcional	$Presión[bar]=1.002*Tensor[V]+0.026$
Encoder	$Tensor[V]=-0.823*Desplaz[cm]+24.35$
Celda de carga	$Tensor[V]=0.00077*Fuerza[N]+0.1508$
Celda de presión	$Tensor[V]=0.117*Presión[bar]+0.9979$

## T3. Caracterización del músculo artificial neumático

Una comparación del PAM con el músculo biológico esquelético ayuda a visualizar la importancia de explorar esta alternativa como elemento activo de una AAFO para rehabilitación de la marcha. Si bien las características microscópicas de los músculos biológicos aún no pueden ser emuladas tecnológicamente, es posible

lograr una similitud de su funcionalidad macroscópica a través de actuadores biomiméticos, tales como el DMSP de Festo® [18]. Esta analogía surge considerando que en ambos casos la fuerza es generada por activación, a través de un impulso nervioso en el músculo biológico y de la presión en el PAM. Asimismo, el PAM muestra una capacidad de contracción del 60% respecto del músculo biológico y puede funcionar como parte de un par antagonista [19]. Su capacidad de generación de fuerza es además, del orden de 6 veces el peso corporal, lo que permite replicar las fuerzas musculares desarrolladas durante la locomoción humana [11, 12, 20].

Sin embargo, el músculo esquelético opera con mayor eficiencia, responde más rápidamente y tiene un control más preciso que el PAM, razón por la cual se requiere contar con un modelo de PAM que represente adecuadamente su comportamiento dinámico, para definir luego estrategias de control que intenten emular la regulación ejercida por el sistema nervioso central durante la locomoción humana.

Teniendo en cuenta estas características y con el fin de evaluar la posible aplicación de PAM como un elemento activo para un AAFO para rehabilitación de marcha, se registró su comportamiento estático para diferentes condiciones de carga. A partir de los datos obtenidos experimentalmente, se representaron luego las curvas isóbaras que relacionan la capacidad de carga del PAM con su contracción longitudinal.

Además, para contrastar estos resultados con los obtenidos a partir del modelo de Hill del músculo esquelético (que incorpora elementos elástico y contráctil para representar la dinámica de contracción del músculo esquelético), se empleó una base de datos previamente registrada. Dicha base de datos corresponde a la estimación de las fuerzas musculares desarrolladas durante un ciclo de la marcha de un sujeto adulto masculino (25 años de edad, altura 1,70 m y peso 70 kg) con cadencia normal, obtenida mediante la combinación de técnicas de dinámica inversa y optimización estática global aplicadas a un modelo de cuerpos múltiples del cuerpo humano. Los detalles de este procedimiento pueden consultarse en [21].

En particular, se evaluó la relación fuerza-longitud estimada para el grupo de músculos flexores plantares entre el 50-60% de ciclo de la marcha, considerando su función crucial para efectuar una flexión plantar potente durante este período, que es precisamente la función que se espera realice el PAM en la AAFO a desarrollar. Por

---



último, para contrastar los resultados del PAM con los del grupo de los flexores plantares considerados, se representó en el eje de abscisas, la relación longitud muscular respecto de su longitud en reposo ( $l/l_0$ ) y en el eje de ordenadas, la fuerza muscular desarrollada respecto de la fuerza máxima ( $F/F_{max}$ ).

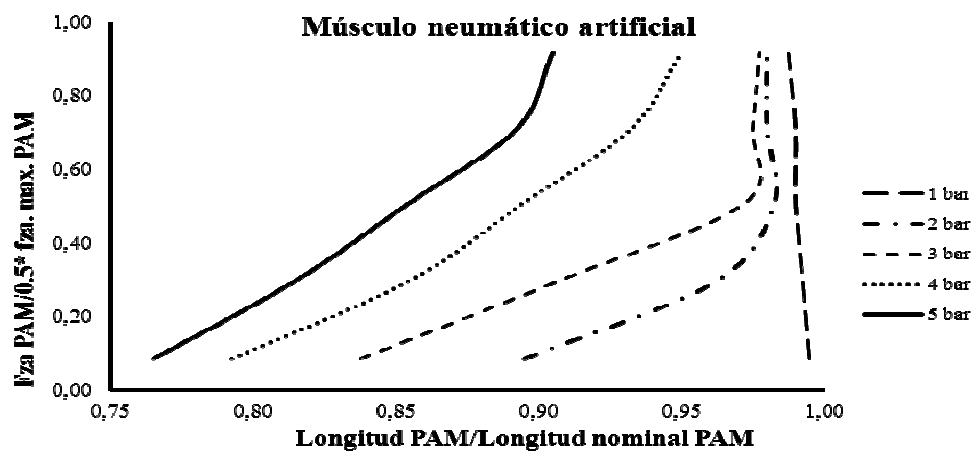
### 3. Resultados

En todos los casos, las curvas de calibración de los instrumentos de medición mostraron un comportamiento lineal. Las variables estadísticas obtenidas para el ajuste lineal realizado para cada instrumento se muestran en la tabla 2, en donde se evidencia en general, una relación lineal significativa con un coeficiente de regresión del 99%.

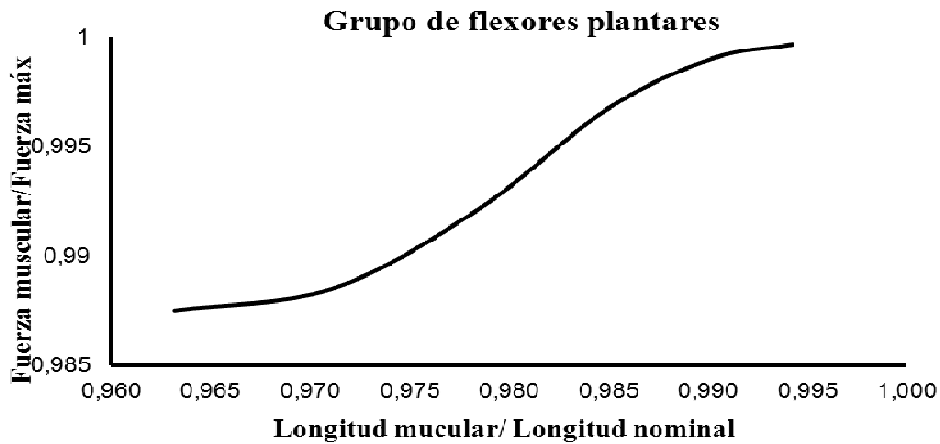
**Tabla 2:** Parámetros estadísticos del ajuste lineal de calibración.

Instrumento	R2	SSE (Error de min. cuad.)	RMSE (Raíz del Error cuadrático)
Encoder	0.9985	0.090	0.0549
Celda de carga	0.9952	0.02681	0.04376
Celda de presión	0.9998	0.0002349	0.002668
Válvula Proporcional	0.9999	0.005458	0.01372

Por su parte y con el fin de visualizar si existen similitudes entre los dos tipos de músculos, en las figuras 3 y 4 se representan la relación fuerza-longitud del PAM evaluado y la estimación de la actividad durante la marcha para el grupo de flexores plantares. Cabe destacar que aunque el PAM evaluado es capaz de soportar una carga teórica máxima de 6000 N, la carga máxima evaluada fue de 3000 N.



**Figura 3.** Curvas relativas Fuerza-Longitud del PAM evaluado.



**Figura 4.** Relación estimada Fuerza-Longitud de los flexores plantares.

#### 4. Consideraciones Finales

En este trabajo se muestran los resultados obtenidos a partir del desarrollo de un banco de prueba experimental, con el objeto de identificar el comportamiento mecánico de un PAM marca Festo®, que se prevé utilizar como elemento activo de una AAFO para rehabilitación de la marcha. Esta experimentación permitió la calibración de instrumentos de medición y la evaluación del comportamiento del PAM en condiciones estáticas, para un rango de cargas equivalentes a las efectuadas por el grupo de los flexores plantares durante la locomoción humana normal.

Para la prueba experimental, el actuador se dispuso verticalmente y se aplicaron diferentes valores de presión de entrada y de carga, de acuerdo a las condiciones de funcionamiento a las que estará sometido el PAM en la ortesis activa. Tales condiciones se ajustan a la potencia generada por los flexores plantares (Gastrocnemios (cabezas medial y lateral) y Sóleo) durante la etapa final de la fase de apoyo del ciclo de la marcha, cuando se produce el despegue del antepié.

En el caso de pacientes con MMC en la región lumbosacra, dicha fuente generadora de potencia se ve seriamente afectada [5, 22] debido a la paresia muscular que presentan estos pacientes originada por la lesión medular. Por esta razón y considerando que la ortesis activa fuese utilizada por una persona de 70 kg de peso corporal (686.7N), el rango de carga evaluado fue 250 a 3.000N, correspondientes al nivel de fuerza que ejercerían los flexores plantares para el desarrollo de la locomoción normal en este sujeto.

Analizando particularmente las características estáticas de PAM, basadas en la relación relativa entre fuerza del PAM/fuerza máxima y longitud del PAM/longitud nominal visualizada en la figura 3, se observa un comportamiento isométrico a 1 bar de presión de entrada y cargas de mayores a 1000 N, mientras que al aumentar la presión de entrada, el PAM es capaz de desarrollar mayores contracciones, de forma similar a las propiedades de contracción concéntrica exhibidas por el músculo esquelético humano. Se observa además, que el PAM es capaz de soportar cargas mayores a 4 veces el peso corporal y desarrollar un acortamiento de aproximadamente el 10 % de su longitud nominal para este nivel de carga.

Por otra parte, los resultados presentados en la figura 4, muestran que al 50 % de ciclo de la marcha de la fuerza máxima desarrollada por los principales músculos flexores plantares es de aproximadamente 3,000 N (equivalente a 4,44 veces el peso del cuerpo del sujeto analizado). Además, la reducción experimentada por tal grupo muscular es de alrededor de 3 % en el período de 50-60 % de ciclo de la marcha. Vinculando estas condiciones de funcionamiento con las del PAM, puede concluirse que el comportamiento del actuador podría satisfacer las condiciones de trabajo requeridas para la aplicación prevista. Asimismo, estos resultados son consistentes con lo mencionado anteriormente respecto del nivel de fuerza muscular requerido para el despegue del antepié [13] y los cambios relativamente pequeños de longitud muscular durante su tiempo de activación a lo largo del ciclo de la marcha [23, 24].

Por último, cabe mencionar que el análisis presentado en este documento, forma parte de las pruebas requeridas para evaluar si este tipo de músculo neumático artificial, cumple con las especificaciones que ha de cumplimentar el elemento activo de una ortesis tobillo-pie para compensar la debilidad de los flexores plantares en pacientes con MMC. En este sentido, los resultados de la prueba experimental indican que el PAM presenta un comportamiento biomimético a nivel macroscópico, similar al manifestado por los músculos flexores plantares en las condiciones estáticas analizadas. En particular, dos características del PAM lo asemejan a su equivalente biológico:

1. La carga estática es proporcional a la presión de entrada, de tal manera que el nivel de presión suministrada al PAM puede desempeñar el papel de la excitación neuronal necesaria para la activación del tejido muscular.
-

2. La carga estática disminuye continuamente cuando la relación de contracción aumenta [25].

En trabajos futuros, se prevé identificar el comportamiento dinámico del actuador a través de una red neuronal, teniendo en cuenta su no linealidad. Esta identificación conjuntamente con la determinación de indicadores de marcha en pacientes con MMC a partir del registro de datos de locomoción, permitirán luego definir el esquema de control adecuado para su operación como un elemento activo de una AAFO. Tal esquema de control deberá ser capaz de regular la fuerza ejercida por el PAM incorporado a la AAFO, con el fin de emular la función de los flexores plantares para el despegue del antepié, propiciando así la recuperación funcional de pacientes MMC durante el entrenamiento de marcha en una cinta caminadora con soporte parcial del peso corporal.

## 5. Referencias bibliográficas

- [1] Rodrigo SE, Rodrigo RH. Dispositivo Exoesquelético para Rehabilitación de la Marcha Humana. Proyecto de Investigación Aplicada y Desarrollo Experimental trienal, código: 21/1967, 01/01/2011 - 31/12/2013, Res.N°037-2011- CS- UNSJ. Gabinete de Tecnología Médica, Dpto. Electrónica y Automática y Departamento de Electromecánica, Facultad de Ingeniería, UNSJ. Entidad Acreditadora y Financiadora: CICYTCA. UNSJ.
  - [2] Veltink PH, Koopman HF, van der Helm FC, Nene AV. *Biomechatronics-assisting the impaired motor system*, Archive of Physiology and Biochemistry, 109 (1), p.1-9, 2001.
  - [3] Goldschmidt EL, Tello AM. *Prevención de los defectos del cierre del tubo neural*, Revista del Hospital de Niños de Buenos Aires, 42, p.238-244, 2000.
  - [4] Gutierrez EM, Bartonek A, Haglund-Akerlind Y, Saraste H. *Characteristic gait kinematics in persons with lumbo-sacral myelomeningocele*, Gait & Posture, 18, p.170-177, 2003.
  - [5] Gutierrez EM, Bartonek A, Haglund-Akerlind Y, Saraste H. *Kinetics of compensatory gait in persons with myelomeningocele*, Gait & Posture, 21, p.12-23, 2005.
  - [6] Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Katz LC, LaMantia AS, McNamara JO. "Invitación a la Neurociencia", Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires, 2004.
  - [7] Barbeau H, Ladouceur M, Norman KE, Pepin A, Leroux A. *Walking after spinal cord injury: evaluation, treatment, and functional recovery*. Archives Physical Medicine and Rehabilitation, 80(2), p.225-235, 1999.
  - [8] Wirz M, Zemon D, Rupp R, Scheel A, Colombo G, Dietz V, Hornby G. *Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86(4), p.672-680, 2005.
  - [9] Colombo G, Wirz M, Dietz V. *Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients*, Spinal Cord, 39, p.252-255, 2001.
  - [10] Beyl P, Van Damme M, Van Ham R, Lefeber D. *Design and control concepts of an exoskeleton for gait rehabilitation*. Proceedings of the 2<sup>nd</sup> Biennial EEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, p.19-22, 2008.
  - [11] Perry J. "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", Slack Inc., USA, 1992.
-

- [12] Winter D. "Biomechanics and Motor Control of Human Movement", John Wiley and Sons Inc., Canada, 2009.
- [13] Giddings VL, Beaupre GS, Whalen RT, Carter DR. *Calcaneal loading during walking and running*, Med Sci Sports Exerc, 32, p.627–634, 2000.
- [14] Dollar AM, Herr H. *Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art*, IEEE Transactions on Robotics, 24(1), p.1-15, 2008.
- [15] Ferris D, Czerniecki J and Hannaford B. *An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles*, J Appl Biomech, 21, p.189-197, 2005.
- [16] Ferris D, Gordon K, Sawicki G and Peethambaran A. *An improved powered ankle foot orthosis using proportional myoelectric control*, Gait & Posture, 23, p.425-8, 2006.
- [17] Yang CJ, Niu B, Chen Y. *Adaptive Neuro-Fuzzy Control Based Development of a Wearable Exoskeleton Leg for Human Walking Power Augmentation*, Proceedings of the 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, MD2-05, p. 467-472, California, 2005.
- [18] [http://www.festo.com/rep/en\\_corp/assets/pdf/info\\_501\\_en.pdf](http://www.festo.com/rep/en_corp/assets/pdf/info_501_en.pdf)
- [19] Caldwell DG, Tsagarakis N and Medrano-Cerda GA 2000 Bio-mimetic actuators: polymeric pseudo muscular actuators and pneumatic muscle actuators for biological emulation Mechatronics 10, 499-530
- [20] Sánchez J, Prat J, Hoyos J, Viosca E, Soler C, Comín M, Lafuente R, Fabregat A and Vera P. 1999 Biomecánica de la marcha humana normal y patológica (Valencia: Instituto Biomecánico de Valencia) p 31-120
- [21] Rodrigo SE, Ambrósio JA, Tavares da Silva MP, Penisi OH 2008 Analysis of human gait based on multibody formulations and optimization tools, Intl J Mechanics based Design of Structures and Machines 36 446-477
- [22] Öunpuu S, Davis RB, DeLuca PA 1996 Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele *Gait and Posture* 4 62-78
- [23] Lieber RL Skeletal 1992 *Muscle Structure and Function. Implications for Rehabilitation and Sports Medicine* (Baltimore: Williams and Wilkins)
- [24] Gregor RJ, Roy RR, Whiting WC, Lovely RG, Hodgson JA and Edgerton VR 1988 Mechanical output of the cat soleus during treadmill locomotion: in vivo vs. in situ characteristic *J Biomech* 21 721-732
- [25] Tondu B 2007 *Humanoid Robots: Human-like Machines* (Vienna: ITech)
-