

Propuesta de estrategia de control para prótesis transfemorales inteligentes

F. Martínez¹, A. Olmos¹, J. M. Rodríguez², A. Claudio⁴, S. Vergara³, B.M. González⁵

¹Ingeniería Eléctrica y Electrónica, División Académica de Ingeniería y Arquitectura, Universidad Juárez Autónoma de Tabasco. Cunduacán Tabasco, México.
fer_martinez33@hotmail.com

²Ingeniería Mecánica/⁴Electrónica de Potencia, CENIDET, Interior Internado Palmira s/n, Col. Palmira. Cuernavaca Morelos, México.

³Facultad de Ciencias de la Electrónica, Grupo de Robótica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Av. San Claudio y 18 sur C.U. Edificio 182. Puebla, México.

⁵Facultad de Ciencias Básicas, Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Tlaxcala. Calzada de Apizaquito s/n. Apizaco, Tlaxcala, México.

Resumen -En este trabajo se presenta el estado del arte de estrategias de control para prótesis transfemorales inteligentes. También, se presenta una propuesta de estrategia de control que considera la variación de parámetros de marcha en personas. La estrategia utiliza dos algoritmos: 1) algoritmo de estimación de trayectoria, y 2) algoritmo de seguimiento de trayectoria. La estrategia se basa en la caracterización del ángulo de cadera en actividades cotidianas, además de utilizar la semejanza de movimientos entre personas de similar antropometría y fenotipo. El algoritmo de estimación utiliza el ángulo del muñón y parámetros de marcha para estimar la posición de la prótesis en tiempo real. El objetivo principal es sincronizar los movimientos de prótesis-muñón para desarrollar una marcha más ad hoc a las características antropométricas del usuario. Asimismo, se pretende que la prótesis se adapte automáticamente a diferentes velocidades de marcha.

Palabras clave: Prótesis inteligente, estrategias de control, parámetros de marcha.

I. INTRODUCCIÓN

El cuerpo humano está compuesto de diversos sistemas biológicos, los cuales, debido a su complejidad son difíciles de reemplazar mediante dispositivos biomédicos que tratan de emular su funcionamiento. La anatomía, fisiología y forma geométrica que adopta cada sistema o segmento corporal son características particulares de cada persona. Actualmente no existen modelos matemáticos que describan su comportamiento [1]. Los seres humanos, desde que nacen hasta que llegan a la edad adulta, crean patrones de funcionalidad y comportamiento que son almacenados en el cerebro; éstos son únicos para cada individuo.

En particular, los patrones de marcha en los seres humanos cambian durante las diferentes etapas de vida a causa de factores intrínsecos. Durante esta etapa, tienden a variar debido a la antropometría, fenotipo, edad y sexo de las personas [2]–[7]. Los patrones de marcha se establecen cuando las personas llegan a la edad adulta (21 años), posteriormente, el patrón varía principalmente por la edad y patologías.

Una amputación transfemoral es pérdida total de segmentos de pierna, pie, parte del muslo, y articulaciones de rodilla y tobillo. Además, se pierden parámetros de movimiento que durante años fueron perfeccionados y guardados en el cerebro. Por consiguiente, el problema principal para diseñar una prótesis consiste en recuperar dichos parámetros y segmentos corporales. En consecuencia, reemplazar las articulaciones y segmentos corporales, en personas con amputación transfemoral, ha sido tema de diversos trabajos de investigación en Ingeniería Biomédica. En el diseño de prótesis transfemorales inteligentes, una de las principales dificultades se relaciona con la coordinación de dicho dispositivo biomédico y el cuerpo humano. La prótesis debe adaptarse a los movimientos del cuerpo para recurrir parte de su movilidad y locomoción.

El problema de coordinación se fundamenta en cómo obtener los parámetros de marcha de una persona con amputación, y cómo usar éstos para el diseño de prótesis transfemorales, las cuales, tienen como objetivo reproducir una marcha normal. La coordinación de movimiento no es trivial. La prótesis debe estimar su posición y velocidad en tiempo real para adaptarse a los movimientos del muñón, y de esta forma, realizar la marcha de forma conjunta.

Las prótesis inteligentes tienen la característica de adaptarse a la marcha del usuario, éstas aún no logran la coordinación de movimiento para desarrollar una marcha normal. La principal

problemática se relaciona con los parámetros de diseño en la estrategia de control, ya que ésta generalmente se desarrolla con patrones de movimiento de marcha estándar que, en la mayoría de los casos, se obtiene a partir de un sistema de cámaras con un marco de referencia fijo [13, 19, 24–33]. La marcha estándar no contempla variación, en patrones de movimiento a causa de la antropometría, sexo, edad y fenotipo de las personas, más aun, no considera variación entre ángulos articulares obtenidos de un marco de referencia móvil y un marco fijo [34–38]. La ineficiente coordinación de movimiento muñón-prótesis generan: posturas incómodas y esfuerzos adicionales en los músculos del muñón y articulaciones cercanas; lo anterior se refleja en desgaste articular, cansancio y des-alineamiento de la columna vertebral [13].

En este trabajo se presenta la descripción de estrategias de control utilizadas en prótesis transfemorales inteligentes. También, se plantea la propuesta de una nueva estrategia de control basada en la semejanza de patrones de marcha, y técnicas de control no lineal. El problema de coordinación, para mejores resultados, se dividió en dos partes: la primera parte consiste en estimar la trayectoria de la prótesis en tiempo real a partir de la posición del muñón. La segunda parte debe garantizar el seguimiento de los puntos trazados, obtenidos en la primera parte del problema. La nueva propuesta contempla la variación del patrón de marcha debido a la antropometría y fenotipo de las personas.

II. ESTRATEGIAS DE CONTROL EN PRÓTESIS TRANSFEMORALES

En general, la estrategia de control trata de recuperar la correlación de movimiento entre articulaciones (cadera-cadera y cadera-rodilla) establecida de forma natural durante diferentes etapas de la vida.

Actualmente existen métodos para establecer una estrategia de control en prótesis transfemorales; de acuerdo a la metodología establecida, las estrategias de control se pueden dividir en dos principales grupos: estrategias basadas en señales de electromiografía y estrategias basadas en patrones de trayectoria de marcha estándar.

Estrategia de Control Mediante Electromiografía

Las estrategias de control basadas en electromiografía (EMG, por sus siglas en inglés) utilizan las terminales nerviosas que aún están presentes en los músculos del muñón. Dichas terminales generan un potencial eléctrico que es caracterizado y utilizado para controlar los movimientos de la prótesis. Esta técnica evita el periodo de adaptación y aprendizaje de los controles de la prótesis, por parte del usuario. Sin embargo, es necesario considerar los cambios en la señal de EMG

ocasionados por la fatiga muscular y ruido en la señal, además, se debe utilizar una técnica de control para estimar la fuerza muscular.

La figura 1 muestra un diagrama a bloques de una estrategia basada en señales EMG. La base fundamental de la estrategia de control son las señales EMG, obtenidas del miembro residual. Ésta utiliza una técnica de control que relaciona la magnitud de la señal y el movimiento de la prótesis; las técnicas más utilizadas son: control adaptable, control inteligente y control no lineal [24]–[27].

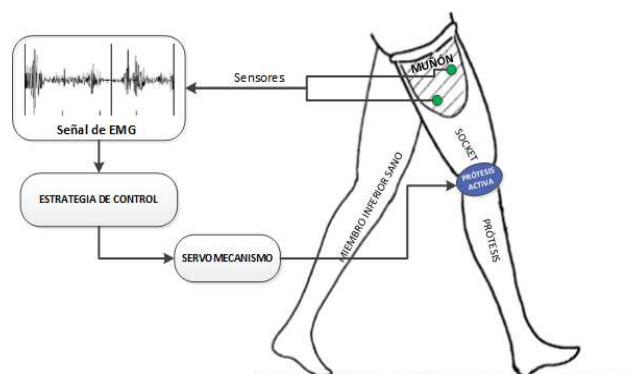


Figura 1: Estrategia de control a través de señales de EMG.

Estrategia Basada en Marcha Estándar

Las estrategias de control basadas en patrones de marcha estándar, en la mayoría de los casos, dividen el ciclo de marcha en diferentes eventos (independientemente de las fases de la marcha), éstos indican las posiciones y posturas que desarrolla el miembro inferior para lograr un ciclo de marcha. Los eventos son monitoreados a través de sensores colocados internamente en las prótesis de pie y rodilla, y en algunos casos dependiendo de la técnica de control, los sensores son colocados externamente en el miembro inferior sano. El número de sensores varía de 4 a 7 y, generalmente, se relaciona con las técnicas de control utilizadas para gobernar la prótesis. La estrategia de control basada en el patrón de marcha estándar utiliza diferentes técnicas de control para reproducir la marcha, entre las técnicas utilizadas están: control adaptable, control inteligente, control por eco y control basado en reglas de coordinación.

La figura 2 muestra un diagrama a bloques de la estrategia de control basada en marcha estándar. El primer bloque contiene la trayectoria de referencia que corresponde al ángulo de rodilla. Como se puede observar, la estrategia de control utiliza un patrón estándar de referencia y un arreglo de sensores para identificar el inicio del ciclo y la posición de la prótesis. Una vez identificado el inicio del ciclo, la estrategia inicia la reproducción de la trayectoria, previamente establecida, sin

importar la posición del muñón. Generalmente, esta metodología utiliza técnicas de control tales como: control adaptable, control inteligente y control no lineal, lo anterior para ajustar la posición de la prótesis a la trayectoria de referencia (patrón estándar de rodilla) [8], [14], [18], [28]. Las estrategias desarrolladas a partir de marcha estándar no contemplan la variación de parámetros de marcha a causa de la antropometría y fenotipo de personas.

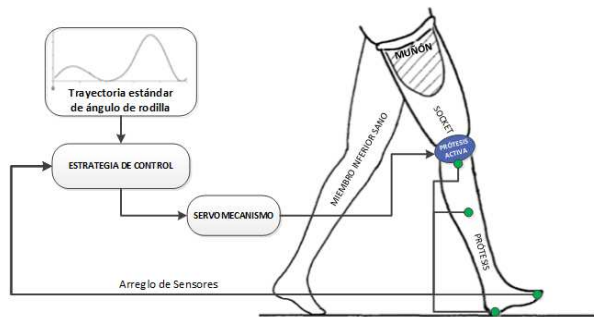


Figura 2: Estrategia de control basada en patrón de marcha estándar.

El control inteligente es una de las técnicas que ha tenido gran aceptación para establecer estrategias de control para prótesis. En particular, las redes neuronales han sido utilizadas en el control de prótesis para planear la marcha, identificar el tipo de terreno, permitir montar en bicicleta y adaptarse al ritmo de velocidad del usuario; el propósito es realizar las actividades anteriores lo más natural posible sin afectar las articulaciones cercanas [29]–[32].

En [33] reportaron una estrategia de control que no necesitan el patrón de referencia para controlar una prótesis transfemoral. Esta técnica mejora la coordinación prótesis-muñón durante la marcha a diferentes velocidades. Dicha técnica es conocida como control por eco, la cual, consiste en estimar el movimiento complementario (CLME, por sus siglas en inglés) del miembro inferior sano, y posteriormente, después de un tiempo de retardo, reproducir los movimientos en la prótesis. El CLME proporciona un control intuitivo sobre la prótesis, ya que ésta permite caminar a nivel del suelo a diferentes velocidades, además del ascenso y descenso de escaleras [33]. En esta técnica, se considera que los movimientos articulares en ambos miembros son semejantes, lo cual, significa que es posible reproducir los movimientos de la rodilla sana en la prótesis, esto a través de un tiempo de retardo determinado por alternancia de los miembros inferiores. Los resultados mostraron una mejor coordinación entre prótesis-muñón, sin embargo, el uso de sensores externos en la prótesis, muñón y miembro sano, limitan el desarrollo de movimientos naturales.

III. PROPUESTA DE ESTRATEGIA DE CONTROL

Los movimientos articulares, en los miembros inferiores, pueden clasificarse de acuerdo a la amplitud, velocidad y posición de los segmentos corporales. La clasificación considera como referencia la posición del tronco, la cual, permite saber si la persona está de pie (en bipedestación), está sentada, sube o baja escalones, o si la persona realiza una marcha normal [34].

Con base en lo anterior, la propuesta de estrategia de control, para prótesis transfemoral inteligente, se basa en la caracterización de diferentes actividades a partir del ángulo de cadera.

Entonces, si se monitorea el ángulo de cadera, con base en los intervalos de dicho ángulo (ángulo característico para cada actividad) es posible predecir la actividad (caminar, correr, subir y bajar escaleras, y montar en bicicleta) a la que corresponde el ángulo actual. De esta forma, la estrategia de control podrá seleccionar la actividad o postura para generar los movimientos adecuados. Con la estrategia se identifican las diferentes actividades al considerar la bipedestación como posición de referencia. Esto porque para caminar primero pasamos de la bipedestación a la marcha y, posteriormente, retornamos a la bipedestación; lo mismo sucede para sentarse, y subir y bajar escaleras.

La figura 3 muestra un diagrama de estados que identifica diversas actividades a partir de la bipedestación. Cuando alguna actividad es detectada inicia una nueva rutina que cumple secuencialmente cada uno de los eventos hasta terminar la actividad. Este procedimiento se realiza n veces a través de la información del ángulo de cadera del muñón. Así, una vez identificada la marcha, la estrategia de control entra en una subrutina de marcha.

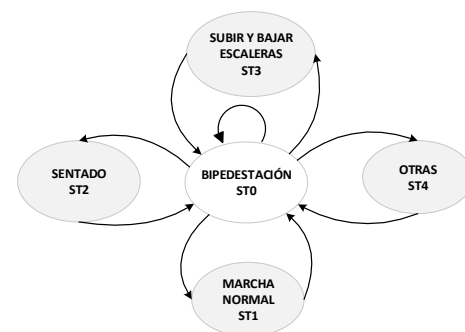


Figura 3: Estados de actividades cotidianas de acuerdo al ángulo de cadera.

De acuerdo con [35] y [36] durante la marcha, en los movimientos de flexión y extensión, la cadera y rodilla

presentan una correlación de movimiento. En un miembro inferior sano, el movimiento de rodilla esta correlacionado con el movimiento de cadera. La correlación es sólo un parámetro de varios que se obtienen cuando se realiza un análisis de marcha. Recordemos que los parámetros varían de acuerdo al fenotipo y antropometría de las personas, en consecuencia, no se pueden considerar los parámetros de un grupo de personas para representar la marcha humana en forma general, tal como ha sucedido con la marcha estándar.

Con base en lo reportado en la literatura, el ciclo de marcha es cíclico y tiende a formar un patrón, el cual, puede ser caracterizado por variables estadísticas para determinar los parámetros de marcha para un determinado grupo de personas. De esta forma sabemos que cada uno de los ángulos de la cadera, en un ciclo de marcha, se repite de la misma forma que lo harán todos los parámetros. Lo anterior permite recuperar parte de la información que se pierde con la amputación transfemoral, sin embargo, esto sólo es válido para personas con semejanza en fenotipo y antropometría.

De esta forma, de acuerdo a la problemática de coordinación planteada al final de la sección I, la estrategia de control que se propone para gobernar los movimientos de una prótesis transfemoral inteligente utiliza dos algoritmos:

- 1) Un algoritmo de estimación de trayectoria.
- 2) Un algoritmo de seguimiento de trayectoria.

Con el primer algoritmo se propone dar solución a la primera parte del problema, es decir, estimar la posición de la prótesis en función de la posición del muñón. Para ello se utilizan parámetros característicos de marcha normal de grupos de personas con características similares a las del sujeto que utilizará la prótesis. Asimismo, para solucionar la segunda parte del problema, se propone el segundo algoritmo con el objetivo

de seguir los puntos trazados de la prótesis. Para lograr el seguimiento de trayectoria se plantea utilizar técnicas de control no lineal utilizadas en robótica. Sin embargo, con base en la estructura de la estrategia propuesta, se podrán evaluar otras técnicas e implementar la que muestre mejores resultados (ver figura 4).

La figura 4 muestra un diagrama a bloques de la estrategia de control propuesta. Para estimar la posición de muñón y prótesis se propone utilizar dos acelerómetros, uno en cada segmento.

El primer paso consiste en estimar la posición del muñón (ángulo de cadera) en tiempo real. El ángulo de muñón, de acuerdo a los intervalos de movimiento característicos para actividades cotidianas, permite identificar la actividad que desarrolla el usuario. En el caso particular de la marcha permite monitorear los eventos que se presentan durante un ciclo. Además, el marco de referencia que se utiliza para estimar el ángulo del muñón, a través de acelerómetros, se utiliza como marco de referencia para la posición de la prótesis. El algoritmo de estimación de trayectoria de la prótesis utiliza parámetros de marcha normal de un grupo de personas con características particulares, por lo tanto, la estrategia sólo debe emplearse en usuarios cuya antropometría y fenotipo estén dentro de las características de dicho grupo de personas. La posición del muñón y los parámetros de marcha son variables indispensables para el algoritmo de estimación.

El lazo de control se cierra con el bloque descrito como algoritmo de seguimiento de trayectoria. En este bloque se pueden implementar diferentes técnicas de control de movimiento, ya que el objetivo fundamental es seguir los puntos trazados por el algoritmo de estimación de trayectoria. Como se puede observar en la figura 4, la posición de la prótesis y la trayectoria estimada generan un error que utiliza el algoritmo de seguimiento de trayectoria para determinar el torque que ajuste la posición de la prótesis.

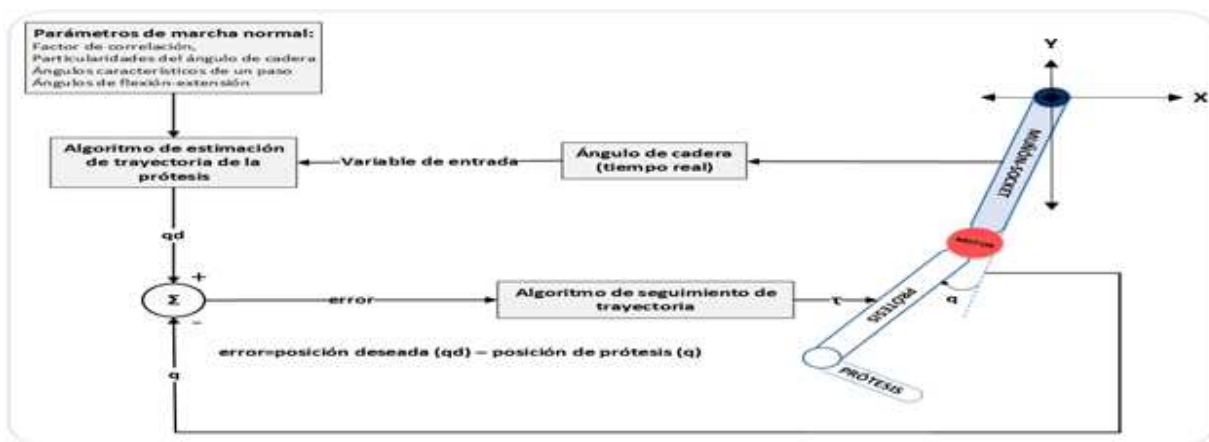


Figura 4: Esquema de control de prótesis transfemoral a través de parámetros de marcha particulares.

IV. DISCUSIÓN

Emular una marcha normal es el principal objetivo de una prótesis transfemoral inteligente, ésta debe flexionar y extender suavemente a través de la fase de apoyo, y durante la fase de oscilación debe controlar la velocidad de avance de la espinilla para determinar la longitud del paso; generalmente estos atributos se relacionan con la estrategia de control y las propiedades mecánicas (fricción y resistencia) del mecanismo de prótesis de rodilla.

Las estrategias de control tradicionales identifican el inicio del ciclo de marcha con el propósito de reproducir un patrón de movimiento de rodilla, el cual, corresponde a una marcha estándar. Una vez identificado el inicio del ciclo, el control de la prótesis reproduce el patrón de rodilla sin importar la posición del muñón. Lo anterior impide que la prótesis reaccione o se ajuste a diferentes velocidades de marcha. En consecuencia, el cuerpo debe adaptarse a movimientos predeterminados de la prótesis, los cuales fueron asignados para un ciclo de marcha a velocidad normal.

En este trabajo, el problema de sincronización se dividió en dos partes, para éstas se plantearon dos algoritmos. El algoritmo de estimación utiliza la semejanza de movimiento que existe entre personas de antropometría y fenotipo similares, de esta forma, se recuperan parte de los patrones de marcha que se pierden con la amputación. Un análisis estadístico de marcha, en un grupo de personas, se utiliza para determinar parámetros como: ángulos máximos y mínimos, y correlación de movimiento cadera-rodilla, los cuales, sirven para estimar el patrón de marcha del usuario. El ángulo del muñón y los parámetros de marcha son necesarios para estimar la trayectoria de la prótesis en tiempo real, logrando con ello relacionar el movimiento de la prótesis con el muñón, y de esta forma, influir directamente en el problema de coordinación. El algoritmo de estimación permite que la prótesis se ajuste a diferentes velocidades de marcha, siendo esta una de las aportaciones del trabajo. Además, la semejanza de parámetros permite que los datos utilizados sean más ad hoc a los del usuario.

El esquema de la figura 4 muestra el bloque del algoritmo de seguimiento de trayectoria, para éste se propone un algoritmo de par calculador reportado en [37]. El algoritmo ha sido evaluado en robots manipuladores, sin embargo, en previas simulaciones, de la estrategia de control, ha mostrado resultados satisfactorios.

La posición de muñón y prótesis se obtiene a través de acelerómetros, estos dispositivos permiten utilizar el vector de gravedad como referencia. De esta forma se obtiene el ángulo articular para muñón y prótesis.

La evaluación de los algoritmos propuestos queda fuera del alcance de este trabajo. La publicación de resultados serán presentados en un nuevo artículo.

V. CONCLUSIONES

La marcha varía de acuerdo a la antropometría y fenotipo de las personas [35], sin embargo, dicha variación normalmente no se considera ya que se cree que un patrón de movimiento puede ser representativo para los seres humanos.

La correlación de movimiento entre articulaciones es la parte fundamental de la sincronización, la cual, el ser humano perfecciona durante muchos años hasta llegar a la edad adulta. No obstante, las estrategias de control tradicionales no lo consideran como parte de su estructura.

Actualmente existen más de 100 modelos comerciales de prótesis transfemorales inteligentes. Sin embargo, ninguno de ellos ha logrado emular la función del miembro inferior. La estabilidad de la prótesis en bipedestación y fase de apoyo, y la coordinación de movimiento prótesis-muñón durante la fase de oscilación siguen siendo temas de investigación en Ingeniería Biomédica.

REFERENCIAS

- [1] C. Leondes, *Musculoskeletal Models and Techniques*. USA: CRC Press L.L.C, 2000.
- [2] M. R. Béseler, "Estudio de los parámetros cinemáticos de la marcha del paciente hemiplejico mediante plataformas dinamometricas," Universitat de Valencia, 2006.
- [3] G.-F. Ramón, "Estudio Biomecánico de la Marcha en Pacientes con Artrosis de Cadera," Universidad de Valencia, 2005.
- [4] E. Vioscosa-Herrero, "Estudio biomecánico comparativo entre el patrón de marcha humana Normal y del amputado tibial," Universidad de Valencia, 1993.
- [5] A. Pichardo, J. Pérez, and D. Chavez, "Estudio de parámetros cinemáticos de la marcha normal en hombres adultos. Estandarización para la población mexicana," *Rev. Mex. Ortop. Traum.*, vol. 12, no. 5, pp. 377–379, 1998.
- [6] M. W. Whittle, *Gait Analysis an Introduction*, 4th ed. London/GB: Elsevier Health Sciences, 2007.
- [7] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, Fourth. USA: John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- [8] A. Meléndez-Calderon, D. B. Popovic, H. A. Caltenco-Arciniega, and J. E. Chong-Quero, "Implementación de un control basado en reglas a nivel coordinación para un caminado simétrico con una prótesis transfemoral activa," *Rev. Mex. Ing. Biomédica*, vol. 24, no. 1, pp. 48–56, 2008.
- [9] M. Popovic, a. Englehart, and H. Herr, "Angular momentum primitives for human walking: biomechanics and control," *2004 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst. (IEEE Cat. No.04CH37566)*, vol. 2, pp. 1685–1691, 2004.

- [10] D. Poppovic and V. Kalanovic, "Output space tracking control for above-knee prosthesis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 6, pp. 549–557, 1993.
- [11] J. K. Rai, R. P. Tewari, and D. Chandra, "Hybrid control strategy for robotic leg prosthesis using artificial gait synthesis," *Int. J. Biomechanics Biomed. Robot.*, vol. 1, no. 1, p. 44, 2009.
- [12] F. Wang, S. Wen, and C. Wu, "Gait pattern estimation for intelligent bionic leg," *2008 Chinese Control Decis. Conf.*, pp. 2216–2221, Jul. 2008.
- [13] J. L. Johansson, D. M. Sherrill, P. O. Riley, P. Bonato, and H. Herr, "A Clinical Comparison of Variable-Damping and Mechanically Passive Prosthetic Knee Devices," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, no. 8, pp. 563–575, Aug. 2005.
- [14] S. Zahedi, A. Sykes, S. Lang, and I. Cullington, "Adaptive prosthesis – a new concept in prosthetic knee control," *Robotica*, vol. 23, no. 3, pp. 337–344, May 2005.
- [15] J. G. Buckley, W. D. Spence, and S. E. Solomonidis, "Energy cost of walking: comparison of 'intelligent prosthesis' with conventional mechanism.," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 78, no. 3, pp. 330–3, Mar-1997.
- [16] H. A. Varol, F. Sup, and M. Goldfarb, "Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 3, pp. 542–51, Mar. 2010.
- [17] H. Herr and A. Wilkenfeld, "User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee," *Ind. Robot An Int. J.*, vol. 30, no. 1, pp. 42–55, 2003.
- [18] F. Charles, "A Powered Self-Contained Knee and Ankle Prosthesis for Near Normal Gait in Transfemoral Amputees," 2009.
- [19] A. Huseying, "Progress Towards the Intelligent Control foa a Powered Transfemoral Prosthesis," 2007.
- [20] A. Donal, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 1st ed. USA: Mosby, Inc, 2002.
- [21] D. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 2nd ed. Waterloo Ontario, Canada: John Wiley & Sons, Inc., 2005.
- [22] A. M. Dollar and H. Herr, "Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 24, no. 1, pp. 144–158, Feb. 2008.
- [23] J. L. Pons, J. C. Moreno, F. J. Brunetti, and E. Rocon, "Lower-Limb Wearable Exoskeleton," in *Proceedings Rehabilitation Robotics*, 2007, no. August, pp. 471–498.
- [24] T. Latif, C. M. Ellahi, T. A. Choudhury, and K. S. Rabbani, "Design of a Cost-effective EMG Driven Bionic Leg," in *5th International Conference on Electrical and Computer Engineering ICECE 2008*, 2008, vol. 00, no. December, pp. 20–22.
- [25] E. Park and S. Meek, "Fatigue compensation of the electromyographic signal for prosthetic control and force estimation .," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 10, pp. 1019–1023, 1993.
- [26] L. Tolosa and R. R. T. R. Silva, "Desarrollo de un Algoritmo para generar una Señal de Control para una Prótesis Mioeléctrica de Rodilla," pp. 788–791, 2007.
- [27] A. López, J. L. Azevedo, A. Ferreira, F. Assis, and G. Araújo, "Development of the Myoelectric Controller Based on Knee Angles Estimation," in *Proc. Biodevice Biomedical Electronics and Devices*, 2009, no. January, pp. 97–103.
- [28] Ossur, "Life without limitations," *Ossur*, 2012. [Online]. Available: <http://www.ossur.com/americas>.
- [29] P. Stefano, V. Sanguineti, and P. Morasso, "A Neural Framework For Robot Motor Planning," in *IEEE/RSJ International Workshop on Intelligent Robots and System IROS '91*, 1991, no. 91, pp. 237–241.
- [30] J. Goulermas, A. H. Findlow, C. J. Nester, P. Liatsis, X. Zeng, L. P. J. Kenney, P. Tresadern, S. B. Thies, and D. Howard, "An Instance-Based Algorithm With Auxiliary Similarity Information for the Estimation of Gait Kinematics From Wearable Sensors," *IEEE Trans. Neuronal Networks*, vol. 19, no. 9, pp. 1574–1582, 2008.
- [31] X. Xu, H. Xie, B. Wang, and J. Tan, "Gait Perception and Coordinated Control of a Novel Biped Robot with Heterogeneous Legs," *2006 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robot. Syst.*, pp. 356–361, Oct. 2006.
- [32] R. Galán, A. Jiménez, R. Sanz, and F. Matías, "Control Inteligente," *Rev. Iberoam. Intel. Artif.*, vol. 4, no. 10, pp. 43–48, 2000.
- [33] L. Sensory-Motor Systems, "Control of an Actuated Above-Knee Prosthesis," *Sensory-Motor System Lab*, 2010. [Online]. Available: <http://www.sms.mavt.ethz.ch/research/projects/prostheses/control>.
- [34] Y. Che-Chang and H. Yeh-Liang, "A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring," *Sensor*, vol. 10, pp. 7772–7788, 2010.
- [35] F. Martínez-Solís, A. Claudio-Sánchez, J. M. Rodríguez-Lelis, S. Vergara-Limon, V. Olivares-Peregrino, and M. Vargas-Treviño, "A portable system with sample rate of 250 Hz for characterization of knee and hip angles in the sagittal plane during gait.," *Biomed. Eng. Online*, vol. 13, no. 1, p. 34, Mar. 2014.
- [36] F. Martínez-Solís, S. Vergara-Limon, A. Vargas-Treviño, J. M. Rodrigues-Lelis, A. Claudio-Sánchez, and M. Vargas-Treviño, "Design of a low cost measurement system based on accelerometers for gait analysis," *Acta Sci. Technol.*, vol. 36, no. 1, pp. 111–121, Dec. 2013.
- [37] F. Reyes, *Robótica: Control de robots manipuladores*, 1st ed. México: Alfaomega, 20011.