

Implementación de un control basado en reglas a nivel coordinación para un caminado simétrico con una prótesis transfemoral activa

Meléndez-Calderón A,*
Caltenco-Arciniega H.A.,*
Popovic D.B.,**
Chong-Quero J.E.***

- * Estudiantes de la Maestría en Sistemas Autónomos, Universidad de Aalborg, Dinamarca.
** Department of Health Sciences and Technology, Aalborg University, Denmark.
*** Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, ITESM-CEM, México.

Correspondencia:
Chong-Quero J.E
jchong@itesm.mx

Artículo recibido: 4/diciembre/2006
Artículo aceptado: 16/junio/2008

RESUMEN

El control basado en reglas (RBC - Rule-Base Control) para un caminado "normal" de una prótesis transfemoral fue desarrollado para su implementación en un microcontrolador. Se presentan las ventajas al utilizar este tipo de control sobre métodos analíticos, así como los resultados obtenidos de los análisis del ciclo de marcha, la generación de reglas, la estructura de programación y las conclusiones más importantes que se obtuvieron en el trabajo realizado en [1,2] en la Universidad de Aalborg (Dinamarca) en el Departamento de Control en colaboración con el Center for Sensory Motor Interaction (SMI) de la misma Universidad.

Palabras clave: Control basado en reglas, control inteligente, prótesis transfemoral, sistema autónomo inteligente.

ABSTRACT

A Rule Based Control (RBC) for "normal" walking of a Transfemoral Prosthesis (TFP) was developed for its implementation in a microcontroller. The advantages of using this type of control over analytical methods are described, as well as the results obtained in the Gait Cycle Analysis, the rule generation, the programming structure and the most relevant conclusions obtained in work realized in [1,2] at the Control Department of Aalborg University (Denmark) in collaboration with the Center for Sensory Motor Interaction (SMI) of such University.

Key Words: Rule based control, Intelligent control, Transfemoral prosthesis, Intelligent autonomous system.

INTRODUCCIÓN

Hoy en día la Ingeniería de Rehabilitación se ha convertido en una importante área de investigación en nuestra sociedad. Debido a esto, la tecnología protésica se ha visto beneficiada. El incremento en accidentes y enfermedades ha producido un gran número de amputaciones en miembros superiores e inferiores. Según la Secretaría de Salud, tan

sólo en el 2000 se amputaron 75,000 piernas en México; dicha cifra es aún mayor tomando en cuenta las amputaciones realizadas en práctica privada. Se estima que sólo el 10% de ellas se rehabilita³. Por otra parte, acorde con el Programa Nacional de Salud 2001-2006, es necesario realizar acciones que fomenten la producción de prótesis y ortesis. En base a esta motivación se desarrolló el control basado en reglas para una prótesis transfe-

moral (TFP)[§] que posteriormente permita el desarrollo de TFPs activas comerciales en México para elevar la calidad de vida de los amputados.

Las prótesis están diseñadas para restaurar y/o mejorar el nivel de vida de un amputado, imitando lo más real posible la función original del miembro faltante. La primera descripción de una prótesis la hizo Herodoto en 484 a.C. Nos habla de un soldado persa que al escapar de la prisión del enemigo se cortó el pie y luego lo repuso con un miembro de madera. La prótesis más antigua conocida es una pierna de cobre y madera descubierta en Italia; la pieza fue realizada alrededor del 300 a.C. En los siglos XV y XVI algunas prótesis fueron hechas para soldados franceses. Muchas innovaciones se implementaron en el siglo XIX, reduciendo el peso de las prótesis⁴, pero no fue sino hasta el siglo XX, en los años 60, que se empezó a discutir seriamente sobre la importancia del control automático de las extremidades humanas⁵. Desde entonces, varios intentos para controlar una TFP se han presentado en la literatura actual⁶⁻¹³.

Actualmente, compañías como Otto Bock¹⁴ y Victhom¹⁵ han demostrado la eficacia de prótesis

transfemorales controladas por un microcontrolador. La prótesis "C-Leg" de Otto Bock, mostrada en la Figura 1, fue la primera prótesis comercial pasiva completamente controlada por microprocesador. El control de la prótesis se da tanto en la fase de oscilación como en la fase de estancia. La interacción entre el microprocesador y los controles neumáticos/hidráulicos, aproximan muy bien el ciclo de marcha natural del ser humano¹⁶. Esta prótesis utiliza diferentes sensores electrónicos que colectan información del medio ambiente para controlar la articulación de la rodilla. Sin embargo, la "C-Leg" sigue siendo una TFP pasiva que tiene como desventaja el no poder dar pasos muy cortos, cambiar la trayectoria bruscamente, subir escaleras o acciones similares que requieran un torque externo.

Por otro lado la "Bionic Leg" de Victhom, mostrada en la Figura 2, es la primera y única prótesis activa comercial controlada por un microcontrolador que existe en el mercado. Esta es una prótesis con una articulación de rodilla motorizada que provee la energía necesaria para el movimiento natural de la articulación. Al igual que la "C-Leg" ésta cuenta con sensores electrónicos que interactúan con el microprocesador, con la diferencia de que ésta se basa también en lecturas de la pierna sana, lo cual brinda un mejor control en ambas fases del ciclo de marcha (oscilación y estancia). La ventaja que tiene al ser una prótesis activa, es que puede brindar el movimiento necesario sin necesidad de tener una inercia alta.



Figura 1. C-Leg de Otto Bock.



Figura 2. Bionic Leg de Victhom.

[§] El término transfemoral es utilizado para definir las amputaciones por arriba de la rodilla pero sin llegar a ser una desarticulación de cadera.

Otra ventaja es que puede proveer el torque suficiente para subir escaleras y realizar actividades con mayor naturalidad.

Claramente, el avance en la tecnología protésica durante los últimos años ha revolucionado la calidad de vida de los discapacitados a nivel mundial. Desafortunadamente, en países en desarrollo como lo es México existe poca inversión en el desarrollo de este tipo de tecnologías, lo que no nos permite ser competitivos a nivel internacional.

Tratando de impulsar el desarrollo protésico en México, se desarrolló un control basado en reglas de una TFP, con el objetivo de crear, a futuro, una prótesis activa accesible y dar esperanza para mejorar el nivel de vida de los discapacitados mexicanos. A continuación se presenta la metodología seguida y los resultados obtenidos en el diseño del control de la TFP.

METODOLOGÍA

Los principales requerimientos de una prótesis trans-femoral son el proveer un control de bloqueo de la rodilla durante la fase de estancia y un control de movimiento durante la fase de oscilación. Muchos tipos de TFPs son dispositivos pasivos con propiedades mecánicas constantes como fricción, coeficientes de resorte, bloqueo, etc. La mayoría de estos diseños son incapaces de realizar un ciclo de marcha natural debido a la falta de un control activo que se adapte a los diferentes tipos de terreno y diversas situaciones que permitan imitar el movimiento humano. Esto se logra diseñando un control flexible en un microcontrolador.

No podemos definir el caminado "normal" como un grupo específico de parámetros que se pueden medir en dos o más sujetos, ya que existen diferencias entre cada uno dependiendo de su género, grupo étnico, edad, etc., pero en este artículo nos referimos al caminado "normal" como un caminado simétrico a nivel de piso (horizontal).

El ciclo de marcha es un movimiento complejo que requiere la integración de diferentes músculos, huesos, y señales, todos controlados por el sistema nervioso central. La locomoción humana puede ser vista de una manera jerárquica como se muestra en la Figura 3¹⁷. Esto nos permite dividir el control en diferentes niveles, de los cuales unos pueden ser controlados como sistemas de variable discreta y otros como de variable continua.

Las prótesis comerciales más actuales aprovechan este tipo de organización para la realización de un control confiable que facilite la locomoción natural. La mayoría de las prótesis comerciales no posee un control programado, pero existen algunas que aprovechan esta gran ventaja.

Las características de la prótesis utilizada en este trabajo se pueden encontrar en el trabajo desarrollado por Tomovic R. et al¹⁸. La primera parte de este trabajo fue la selección apropiada de sensores. Todos los sensores fueron previamente acondicionados y filtrados para poder digitalizar la señal y procesarlas en un microcontrolador con el fin de identificar el estado actual del ciclo de marcha¹.

Los sensores utilizados se muestran en la Figura 4.

La segunda etapa de este trabajo fue la realización del modelo analítico del ciclo de marcha utilizando mecánica Lagrangiana con el fin de deter-



Figura 3. Organización jerárquica de la locomoción humana.

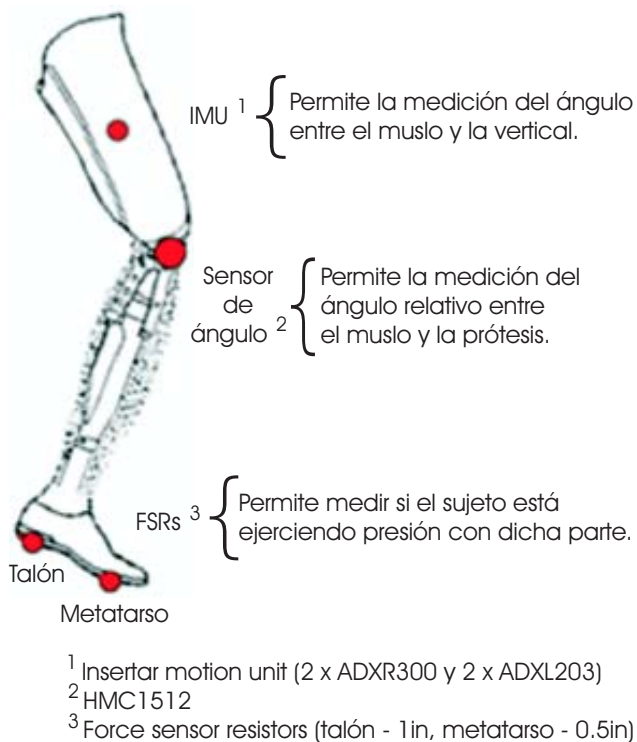


Figura 4. Sensores usados en la TFP.

minar el tipo de control más adecuado². Se encontraron muchas dificultades en el desarrollo de este modelo, poniendo en duda la confiabilidad de un control basado en métodos analíticos. El control para la locomoción humana con métodos analíticos resulta ser muy complejo debido a lo siguiente:

- Como el movimiento humano está basado en dinámica de músculos, articulaciones complejas y movimientos sinérgicos, el movimiento humano es difícil de modelar y por lo tanto se necesitan muchas asunciones.
- Es necesario reducir la dimensionalidad del modelo para poder simularlo, pero esta reducción es tan grande que el modelo pierde veracidad.
- Una trayectoria tiene que ser adaptada, pero, dado que existe un número casi infinito de trayectorias para realizar una tarea deseada, un control en tiempo real basado en una trayectoria no es confiable e incluso para control óptimo y/o robusto podría resultar una tarea difícil.
- Algunos parámetros como el torque, momentos de inercia, etc., son difíciles de medir debido a los movimientos sinérgicos y variaciones del centro de masa.

- Si el modelo se vuelve complejo, entonces un control supervisorio más robusto tendría que ser implementado, pudiendo ser éste más difícil que el modelado en sí.

Algunas soluciones prácticas para este tipo de problemas pudiesen ser:

- Limitar el número de grados de libertad.
- Limitar el número de las salidas de control.
- Excluir parámetros internos del cuerpo como viscosidad, tejidos suaves, elasticidad de los tendones, etc.

La reducción de dimensionalidad de la locomoción puede ser obtenida modelando el sistema con una descripción lógica de las tareas de control en lugar de usar ecuaciones diferenciales de este movimiento tan complejo. Con esto decimos que en lugar de procesar señales continuas, un control lógico es aplicado a nivel coordinación. Esto nos permite tener transiciones entre estados causados por diferentes eventos en lugar de lidiar con modelos cuyas variables dependen del tiempo. La no-linealidad de la dinámica de músculos puede ser modelada a nivel ejecución.

Por ello, algunas ventajas de controlar la TFP con un RBC son:

- El modelo se vuelve altamente insensible a variaciones de parámetros, debido a que la tarea principal del controlador es repetir periódicamente los estados de la articulación en lugar de mantener la "dinámica nominal" descrita por un modelo analítico.
- Con el mismo control, se pueden cubrir diferentes acciones humanas, como por ejemplo sentarse, bajar escaleras, caminar en pendientes, etc. Un control analítico que abarcara todas estas tareas sería extremadamente complejo.

Debido a esto, la elección de un control jerárquico resulta ser la mejor opción. Este trabajo se enfoca principalmente en el control a nivel coordinación, el cual incluye el desarrollo de un control de sistemas discretos.

Se realizó un análisis de variabilidad entre un sujeto sano (FAS - Fully-Articulated Subject) y un sujeto con una restricción de movimiento en el tobillo (RMS - Restrained-Movement Subject), tratando de simular la restricción mecánica que tendría el am-

putado en el sistema pie-tobillo al usar la prótesis. El objetivo de este análisis fue hacer una comparación que nos permita ver las principales diferencias entre estos modos de caminar². Además, se realizó otro análisis de variabilidad del ciclo de marcha para diferentes velocidades del caminado. Este último se hizo para determinar los estados discretos de la articulación de la rodilla en los que se puede dividir, con el fin de determinar las acciones de control a nivel coordinación. Para ambos análisis se utilizó el Laboratorio de Marcha del Cen-

ter for Sensory Motor Interaction (SMI) de la Universidad de Aalborg. Las características del laboratorio son definidas por Meléndez A. y Caltenco H.¹⁹

Con los datos obtenidos, se procedió a generar el RBC de la TFP. Este control se basa en un sistema experto, el cual consiste en diferentes bases de datos que contienen estructuras IF-THEN (reglas) que permiten las transiciones entre un estado del ciclo y otro.

La generación de estas reglas puede realizarse manualmente o automáticamente. Para esta eta-

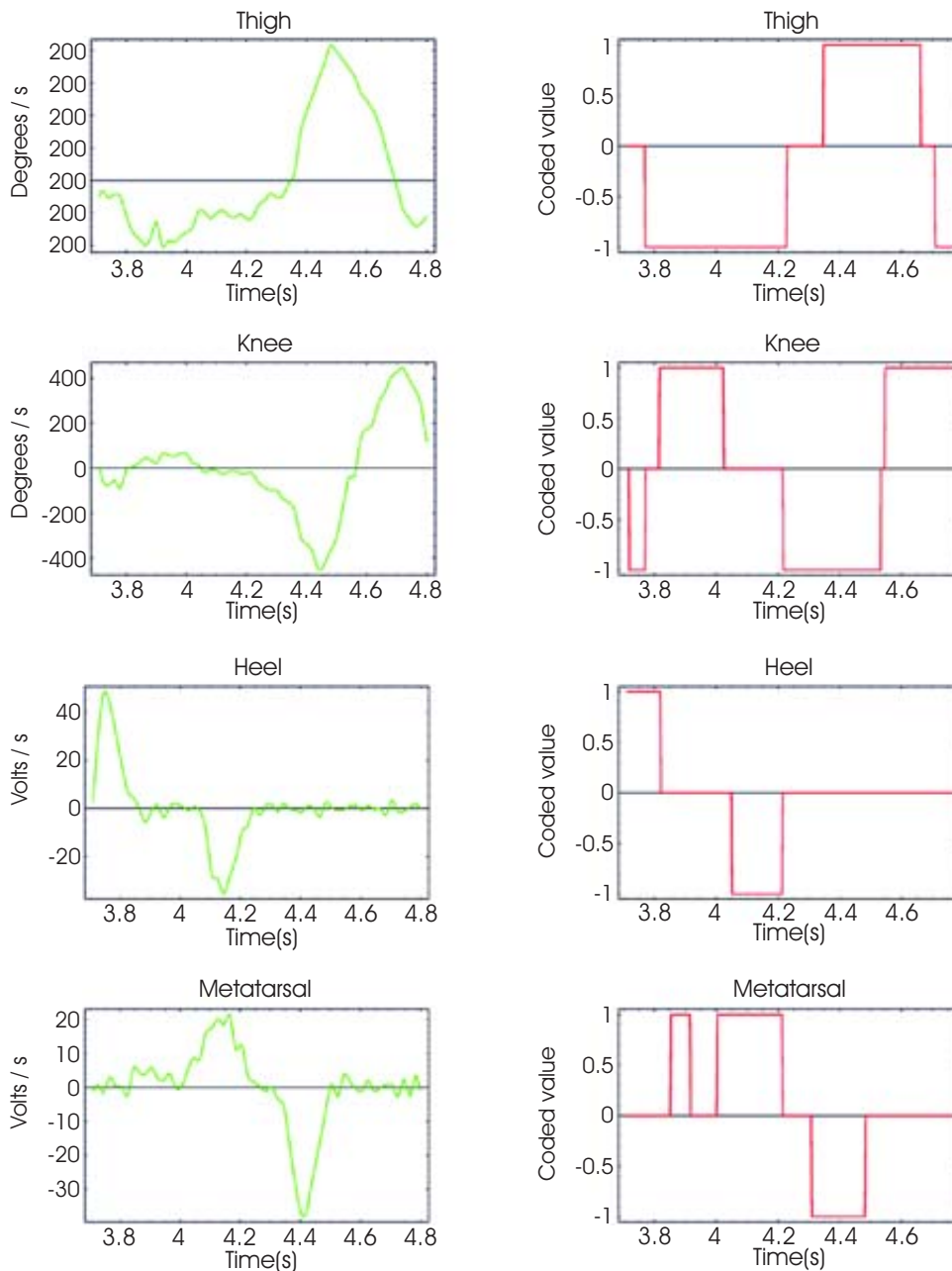


Figura 5. Codificación a partir de las derivadas de las señales (ángulo de la cadera, ángulo de la rodilla y fuerza en talón y 4to. metatarso).

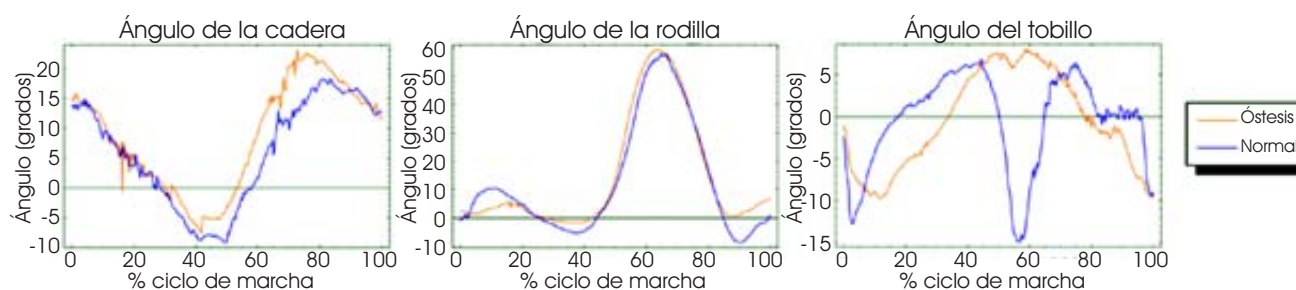


Figura 6. Codificación a partir de las derivadas de las señales (ángulo de la cadera, ángulo de la rodilla y fuerza en talón y 4° metatarso).

Cuadro 1. Resultados del análisis de variabilidad para diferentes velocidades de marcha.

Parámetro	Stride 1	Stride 2	Stride 3	Stride 4	Stride 5
Velocidad (m/s)	0.6203	0.7067	1.13	1.39	1.48
Duración T (s)	1.08	1.33	1	1	1.25
Cadencia (pasos/s)	1.8518	1.5037	2	2	1.6
Longitud de paso (m)	0.67	0.94	1.13	1.39	1.85
Duración oscilación (s)	0.4166	0.42	0.45	0.458	0.625
Duración estancia (s)	0.6634	0.91	0.55	0.542	0.625
Oscilación (%)	38.5741	31.5789	45	45.8	50
Estancia (%)	61.4259	68.4211	55	54.2	50

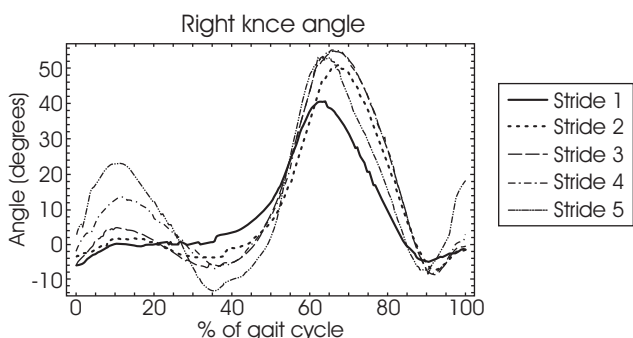


Figura 7. Variabilidad del ángulo de la rodilla para diferentes velocidades del caminado.

pa del desarrollo del control de la TFP, se decidió hacer una generación de reglas manual.

La metodología a seguir fue la siguiente:

- Con los datos obtenidos del Laboratorio de Marcha, se procedió a codificar los valores de los sensores.
- La codificación consiste en asignar un valor lógico a las derivadas de las señales. Estos valores pueden ser -1, 0 y 1, para señales que estén por debajo, dentro y sobre de un área delimitada por dos umbrales propuestos. La codificación se muestra en la Figura 5.

Con los valores codificados, se procedió a la identificación manual de los estados de marcha y se generaron las reglas que “disparan” los eventos que originan las transiciones entre los estados del caminar, dando como resultado acciones de control de la rodilla a nivel coordinación.

RESULTADOS

Los resultados más significativos al hacer el estudio FAS vs RMS descrito anteriormente se muestran en la Figura 6. Se puede decir que la diferencia más significativa se encuentra en la primera etapa de la trayectoria de la rodilla (amortiguamiento). Además, se encuentra una diferencia en la etapa final de la trayectoria de la cadera, lo que nos indica que la restricción en el tobillo se compensa con movimientos en la cadera en la fase de oscilación, y durante la fase de estancia el amortiguamiento se ve levemente suprimido. Estas diferencias no son significativas para el desarrollo de un control a nivel discreto en una TFP debido a la insensibilidad a variaciones de parámetros en este tipo de control. En base a estos resultados se decidió no utilizar una restricción en el tobillo para la adquisición de datos posteriores y el desarrollo del control.

Los resultados del análisis de variabilidad para diferentes velocidades del caminado están resumi-

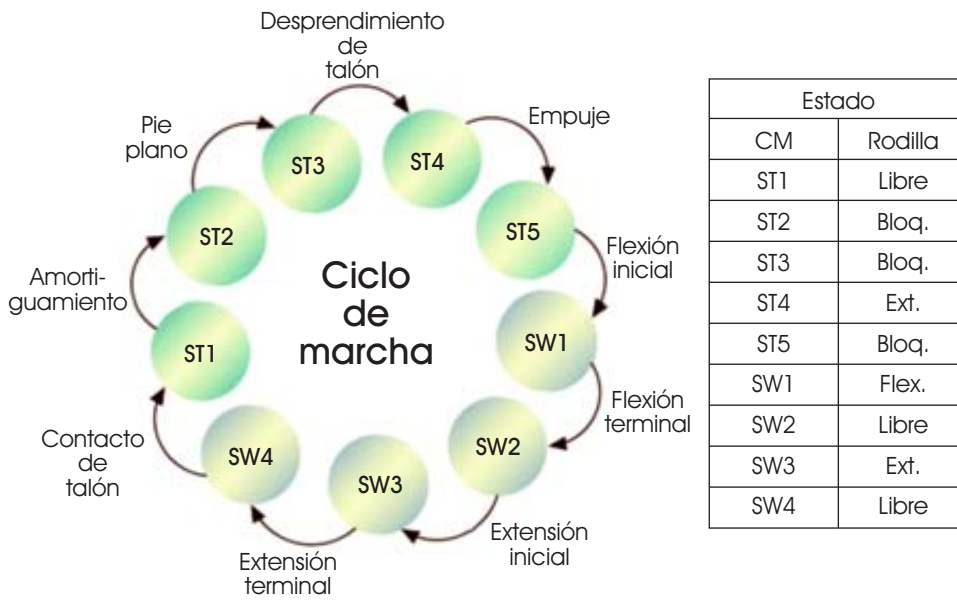


Figura 8. Máquina de estados del ciclo de marcha.

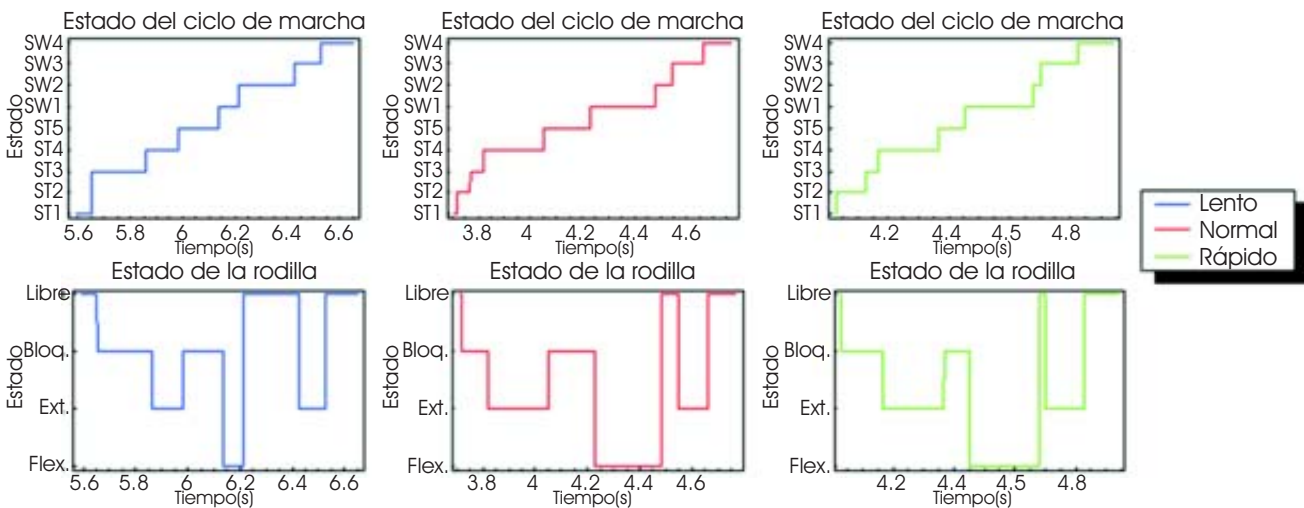


Figura 9. Identificación de estados del ciclo de marcha y acciones de control (estado de la rodilla) en tiempo real con un Control en Base a Reglas para diferentes velocidades de marcha. (Lento: SL=0.73m, WS=0.58 m/s, Normal: SL=0.96m, WS=0.88m/s, Rápido: SL=1.22m, WS=1.35 m/s) (SL=Longitud de paso (Stride Length) WS=Velocidad de marcha (Walking speed)).

dos en el Cuadro 1. En la Figura 7⁹ se puede decir que la rodilla se flexiona al inicio de la fase de estancia del ciclo de marcha proporcionalmente a la velocidad del caminado. No existe un movimiento voluntario en esta flexión, ya que esta flexión ocurre debido a la absorción de la energía del impacto del talón con el suelo. De acuerdo con Meléndez A. y Caltenco H.², se demuestra que en base a estos resultados podemos dividir los estados de la rodilla principalmente en cuatro: Flexión, extensión, libre y bloqueada. Estos estados son acciones de

control a nivel coordinación, los cuales deben ser enviados posteriormente como señales a nivel de ejecución en donde estén modeladas dinámicas del músculo. Como se mencionó anteriormente, este trabajo se enfoca únicamente al control a nivel coordinación.

Posteriormente, con los datos codificados, se identificaron nueve estados dentro del ciclo de marcha (CM). La identificación de los estados se hizo de manera heurística². Cada estado corresponde a una de las cuatro acciones de control o esta-

Cuadro 2. Comparación de la duración de los estados al variar la velocidad de marcha.

Estado del CM	Duración del estado del CM al caminar: Lento... rápido	Explicación
ST1	Largo...corto	Mientras más rápido se camina, más rápido es el contacto con el talón
ST2	Muy corto...Largo	Mientras más rápido se camina, existe un mayor amortiguamiento en la rodilla
ST3	Largo...medio	Al caminar lento la duración del contacto del pie con el suelo, es mayor
ST4	Medio...largo	Mientras más rápido se camina, más largos se dan los pasos y el metatarso está más tiempo en contacto con el piso
ST5	Largo...corto	Cuando caminas más lento la duración del empuje es más largo dado que se cuenta con más tiempo para entrar a la fase de oscilación
SW1	Corto...largo	Cuando se camina más rápido es necesario doblar más la rodilla (flexión inicial) para entrar a la fase de oscilación
SW2	Largo...corto	Dado que la flexión inicial es más larga cuando se camina más rápido, entonces la TFP estará en un estado libre por menos tiempo, debido a que tiene más inercia para realizar el movimiento
SW3	Medio...medio	La extensión inicial no varía mucho al caminar a diferentes velocidades
SW4	Corto...largo	Al caminar más rápido, más inercia se tendrá y como consecuencia (generalmente) los pasos son más largos, lo que provoca que la extensión terminal dure más tiempo

dos de la articulación de la rodilla; como resultado, los estados del CM se subdividen en 5 estados de estancia y 4 de oscilación. Cada uno es generado por diferentes eventos (Contacto de talón, amortiguamiento, pie plano, etc.) como se ilustra en la Figura 8.

Los eventos son definidos como reglas en estructura paralela, tal como se indica por Meléndez et al.²⁰, las cuales se derivan de la combinación específica de los valores codificados obtenidos de los sensores²¹.

La implementación de las reglas se hizo en un microcontrolador 8051, al cual se le alimentó con datos obtenidos en el laboratorio de análisis de marcha. Los resultados del RBC se pueden observar en la Figura 9. Nótese que el RBC identifica correctamente los 9 estados del ciclo de marcha independientemente de la velocidad del caminado y activa la acción de control correspondiente (estado de la rodilla) que posteriormente será enviada al nivel ejecución. Las diferencias fundamentales que se observan a partir de estos resultados al variar la velocidad de marcha se resumen en el Cuadro 2.

Por último, es de importancia señalar que una diferencia fundamental en este método utilizado es que, en contraste con las máquinas de estado de Mealy o de Moore, las transiciones entre estados deben depender del estado anterior²¹. Esto es para evitar transiciones imposibles (e.g. SW4 → ST3, etc.).

CONCLUSIÓN

Se presentó un control basado en reglas a nivel coordinación para un caminado "normal" con buenos resultados. Este control es capaz de determinar las acciones discretas de control para el motor que controla el movimiento de la rodilla, así como el reconocimiento de estados del ciclo de marcha a diferentes velocidades del caminado. Sin embargo, es necesario desarrollar un control a nivel ejecución que permita un ciclo de marcha natural. Como se afirma por Popovic D. y Sinjkcer T.¹⁷ para lograr un control inteligente con un alto nivel de autonomía, es necesario dividir las tareas de control en diferentes niveles y diseñar controles híbridos. Por lo tanto, se concluye que un sistema híbrido puede ser la mejor opción para el control de una TFP debido a que involucra todos los niveles de la locomoción humana y permite un control más robusto, adaptable y con un alto nivel de autonomía. Al aplicar un control multinivel y una descripción lógica de la locomoción, el control en tiempo real de un sistema "no lineal-multivariable" como lo es el cuerpo humano, resulta posible.

Por último, hay que tomar en cuenta que los métodos y modelos específicamente desarrollados para robótica, no son propios para controlar la locomoción humana. Esto se debe a que en robots, todas las trayectorias y parámetros son conocidos y están bajo control. En cambio, en el cuerpo hu-

mano existen múltiples parámetros desconocidos que hacen imposible aplicar este tipo de métodos. Por último, es necesario recordar que el control basado en un modelo analítico presentaría varias desventajas²¹ respecto al método utilizado en este trabajo.

RECONOCIMIENTOS

Agradecemos a la Universidad de Belgrado, por las facilidades brindadas para la realización de este proyecto.

BIBLIOGRAFÍA

- Meléndez A & Caltenco H (2004b). Conditioning for the electronic control for an electrically powered transfemoral prosthesis. Aalborg University. (Última revisión: Abril 2006). <http://caltenco.com/TFP/Report2004.pdf>
- Meléndez A & Caltenco H (2005). Electronic control for an Electrically Powered Transfemoral Prosthesis Aalborg University. (Última revisión: Abril 2006). <http://caltenco.com/TFP/Report2005.pdf>
- MediWeb. Pie diabético. (Última revisión: Septiembre 2006) <http://www.mediweb.com.mx/scripts/viewart.php>
- Medical Museum, The Cultural Body, History of Prostheses, University of Iowa, Hospitals and Clinics, (Última revisión: Abril 2006), <http://www.uihealthcare.com/depts/medmuseum/wallexhibits/body/histofpros/histofpros.html>
- Tomovic R. Automatic Control and Prosthetics. International symposium on the application of automatic control in prosthetics design. Opatija, 1962.
- Aeyels B, Peeraer L, Der Sloten JV, Der Perre GV. Development of an above-knee prosthesis equipped with a microprocessor-controlled knee joint: first test results. *J Biomed Engng* 1992; 14: 199–202.
- Bar A, Ishai P, Meretsky P, Koren Y. Adaptive microcomputer control of an artificial knee in level walking. *J Biomechanical Engng* 1983; 5: 145–150.
- James K, Stein R, Rolf R, Tepavac D. Active suspension above-knee prosthesis. In J Goh and A Nathan, editors, 6th Int. Conf. Biomech. Engng., 1990: 317–320.
- Koganezawa E, Fujimoto H, Kato I. Multifunctional above-knee prosthesis for stairs walking. *Prosth Orth Intern* 1987; 11:139–145.
- Kuzhekin A, Jacobson J, Konovalov V. Subsequent development of motorized above-knee prosthesis. *Advances in external control of human extremities viii*. Pages 525–530. Yugoslav Committee for ETAN, Belgrade, 1984.
- Peeraer L, Aeyels B, Der Perre GV. Development of emg-based mode and intent recognition algorithms for a computer-controlled above-knee prosthesis. *J Biomed Engng* 1991; 12: 178–182.
- Popovic D, Schwirtlich L. Belgrade active a/k prosthesis. *electrophysiological kinesiology*. In: Vries J, editor, *Excerpta Medica*, volume 804, pages 337–343, Amsterdam, 1988. Intern. Cong. Ser.
- Tomovic R, Popovic D, Turajlic S, McGhee R. Bioengineering actuator with non-numerical control. Columbus, Ohio, 1982.
- Otto Bock Health Care. C-Leg Microprocessor Knee. <http://www.ottobockus.com> (Última revisión: Abril 2006).
- Victhom Human Bionics. Bionic Leg – Biotronics Division. <http://www.victhom.com> (Última revisión: Abril 2006)
- Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. A comparison of different prosthetic knee joints during step over step stair descent. <http://www.ottobockus.com> (Última revisión: Abril 2006).
- Popovic D, Sinjkær T. Control of Movement for the physically disabled. Center of Sensory-Motor Interaction, Aalborg University. Aalborg, Denmark, 2003.
- Tomovic R, Popovic D, Stein RB. *Nonanalytical Methods for Motor Control*. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. 1995.
- Meléndez A, Caltenco H. Analysis of the Variability of the Gait Cycle. Aalborg University. <http://caltenco.com/TFP/GaitCycle> (2004a).
- Meléndez-Calderón A, Caltenco-Arciniega HA, Popovic D, Chong-Quero JE. Control Inteligente de una prótesis transfemoral. XXVIII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, SOMIB, Acapulco, Guerrero, México. Noviembre, 2005.
- Caltenco-Arciniega HA, Meléndez-Calderón A, Popovic D, Chong-Quero JE. Reliability of a discrete event control at coordination level for a powered transfemoral prosthesis. 16th International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP 2006). ISBN 0-7695-2505-9, Catalog # E2505, Cholula, Puebla, México. Marzo, 2006.