

ESTUDIO DE VARIABLES BIOMECÁNICAS PARA DISCRIMINACIÓN DE ACTIVIDADES CON UNA ORTESIS DE MIEMBRO INFERIOR.

Juan C. Moreno, Fernando J. Brunetti, José L. Pons.
Instituto de Automática Industrial – Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
e-mail: moreno@iai.csic.es

Resumen

Uno de los problemas que surge en el desarrollo de un sistema inteligente que controle una ortesis de miembro inferior de uso cotidiano, es la discriminación de las principales actividades que demandan un cambio en el comportamiento articular del aparato ortésico. Este artículo presenta un estudio de las principales variables biomecánicas del miembro inferior involucradas. Dado un grupo de datos correspondientes a las actividades por reconocer y siguiendo un enfoque de máquina de estados finitos, se examina la cantidad de información y grado de redundancia necesario para determinar un grupo mínimo de variables.

Palabras Clave: Detección de actividades, biomecánica del miembro inferior, máquina de estados, control inteligente, ortesis de rodilla tobillo y pie.

1 Introducción.

Los requisitos para el control inteligente de una ortesis de miembro inferior establecen la necesidad de medir parámetros biomecánicos relacionados con la marcha humana y otras actividades de la vida diaria. En el grupo SAM del IAI-CSIC investigamos en forma exhaustiva todos los requisitos para el control de una ortesis de rodilla, tobillo y pie diseñada para la recuperación óptima de la movilidad de pacientes con debilidad de cuádriceps en una de sus piernas, con un estilo de vida activo y con una demanda con respecto a su ortesis actual. Uno de los requisitos para tal sistema de control es la discriminación de un grupo de actividades. Este estudio sienta las bases para la definición de un sistema sensorial ambulatorio que mida las variables biomecánicas más informativas para el control de las articulaciones de rodilla y tobillo.

Actividades con ortesis de pierna, tobillo y pie. (KAFO: Knee-Ankle-Foot Orthosis)

La ortesis inteligente debe aplicar estrategias ante la detección de transiciones entre las actividades más importantes en la vida diaria, como se ilustra en la Figura 1. Considerando como punto de partida el estado *Sentado*, el sujeto usando la ortesis puede ir, a

través de la transición *levantándose*, al escenario *De pie*. A partir de dicho estado, en el que el sujeto se encuentra en situación estática, el sistema puede conmutar a los estados *Subiendo/Bajando Escaleras*, *Subiendo/Bajando Pendientes* y *Caminando*, siempre retornando a *De pie* (estático), para pasar de un estado (dinámico) a otro.

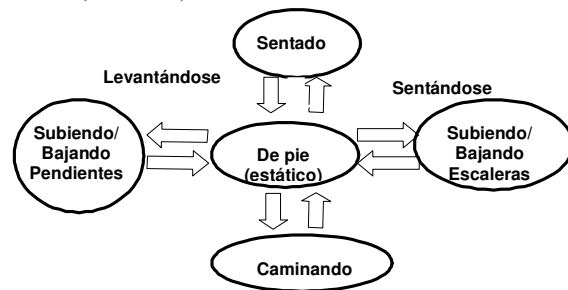


Figura 1: Esquema de transiciones entre actividades.

2 Metodología experimental.

Para el estudio de viabilidad, se definen los diferentes estados en términos de un grupo general de variables obtenidas en una sesión de medias experimental con una ortesis pasiva, con capacidad de bloqueo manual de la articulación de la rodilla. Los parámetros biomecánicos que describen la cinemática y cinética de los segmentos de la ortesis, que han sido considerados son:

θ : ángulo de la rodilla

θ : ángulo del tobillo

$\dot{\theta}$: velocidad angular de rodilla

$\dot{\theta}$: velocidad angular de tobillo

σ : deformación por flexión de barra distal

$\dot{\sigma}$: gradiente de deformación por flexión de barra distal

φ : fuerza en talón

φ_p : fuerza en puntera

Se midieron los ángulos en las articulaciones de una ortesis unilateral por medio de electrogoniómetros, las fuerzas de contacto en el talón y la puntera usando resistencias sensoras de fuerza para

determinación del contacto con el suelo, un puente de bandas extensométricas para medir los esfuerzos por flexión en la barra distal de la ortesis. Las velocidades angulares se obtuvieron mediante diferenciación numérica, así como el gradiente de deformación en la barra por flexión.

Sólo las componentes en el plano sagital de las variables biomecánicas fueron consideradas, debido a que se observó que la mayor parte del movimiento se desarrolla en este plano y, además, por los límites que la ortesis impone a los movimientos en los planos restantes.

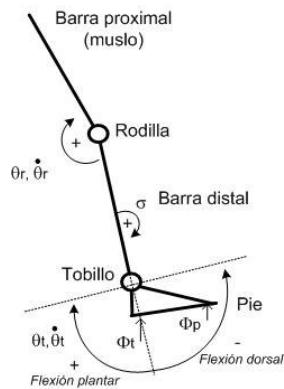


Figura 2: Convenciones para los ángulos del miembro inferior, velocidades angulares de las articulaciones, momento por flexión de barra distal y fuerzas de contacto en el talón y la puntera. (Plano sagital)

Un sujeto normal llevó a cabo tres repeticiones de tareas correspondientes con las actividades descritas anteriormente a cadencias bajas en el caso de la locomoción y siguiendo un protocolo detallado que establece la manera esperada en que el paciente deberá ejecutar las transiciones con el sistema inteligente. Por ejemplo, en las tareas con escaleras y pendientes, la articulación de la rodilla fue bloqueada en extensión total. Al iniciar la marcha, siempre se empieza con la pierna ortésica en apoyo e iniciando con oscilación de la pierna no ortésica. Las señales de los sensores fueron muestreadas a 100 Hz con un sistema de adquisición en tiempo real.



Figura 3. Imágenes extraídas del vídeo correspondientes a las tareas/actividades medidas en los experimentos.

A. Tareas

T1	Levantarse
T2	Sentarse
T3	Iniciar marcha
T4	Fin de marcha
T5	Subir escaleras
T6	Subir escaleras
T7	Fin de subir escaleras
T8	Bajar pendientes
T9	Fin de bajar pendientes

Los límites en las articulaciones y las condiciones cinemáticas para las tareas de acometer escaleras y pendientes son similares. Para simplificar, se asume que los resultados obtenidos para T6 y T7 (véase la tabla anterior) serán aplicables en el caso de bajar escaleras y subir pendientes.

3 Análisis de datos

Se desarrolló un total de 57 pruebas realizadas para las diferentes actividades y sus transiciones. Un análisis pormenorizado de la morfología de las variables se llevó a cabo, dada la variabilidad inherente en las medidas de parámetros biomecánicos entre sujetos y entre pruebas. Se presentan a continuación las conclusiones del análisis de dos de las transiciones de mayor interés, que involucran la dinámica de la mayoría de las variables:

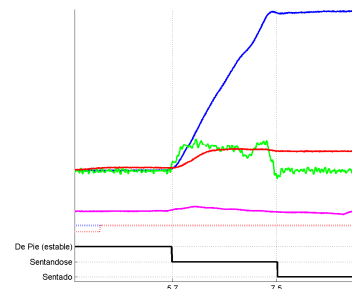


Figura 3: Señales de los sensores en T2: Ángulo de la rodilla (azul), velocidad angular de la rodilla (verde), ángulo del tobillo (rojo), contacto de puntera (azul punteado), contacto de talón (rojo punteado), deformación en barra distal (magenta) y estado de la transición (en negro, De pie-Sentándose-Sentado)

Sentarse (T2): La figura 3 presenta las medidas obtenidas en una sesión. Además de la rotación progresiva de la articulación de la rodilla y el incremento en la velocidad angular de dicha articulación, la deformación por el momento de torsión aumenta a medida que la trayectoria de flexión sucede. A la vez, una flexión dorsal del tobillo - aprox. a 7° - se hace evidente mientras la pierna se inclina hacia adelante, para permitir

la flexión de rodilla y así, el desplazamiento del centro de gravedad necesario para sentarse. Seguidamente, se observa un cambio en el sentido del momento de torsión en la barra distal de la ortesis y se da una estabilización en la velocidad angular, cerca de la máxima flexión de rodilla - aprox. 93° de flexión, logrando la posición final.

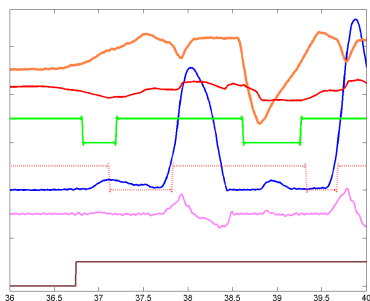


Figura 4: Señales de los sensores correspondientes al *Inicio de marcha* (T3): Ángulo de la rodilla (azul), velocidad angular de rodilla (magenta), contacto talón (rojo punteado), contacto puntera (verde), ángulo tobillo (naranja), deformación barra distal (rojo), estado (negro)

Inicio de marcha (T3): El sujeto empieza la marcha con su pierna no ortésica, de modo que la pierna ortésica está en una fase media de apoyo mientras la otra pierna oscila hacia adelante. En esta transferencia del peso, se observa un momento de torsión en la ortesis relativo al movimiento de la otra pierna. Esta información del estado de carga en el aparato ortopédico es útil para predecir la actividad con anticipación de unos milisegundos a las variaciones más significativas en la cinemática articular. Se progresa en el inicio del ciclo de marcha una vez que sucede el despegue del talón que detectamos digitalizando la señal de fuerza en la planta mediante un umbral, iniciándose la flexión dorsal del tobillo con una ligera flexión de rodilla en la fase final del apoyo previa a la oscilación (Figura 4).

De igual modo se completó el análisis morfológico de las señales para todas las transiciones con el objeto final de establecer conjuntos de reglas dentro del enfoque de estados finitos y evaluar la información que se puede extraer de las variables.

4 RESULTADOS

Reglas y redundancia.

Para llevar a cabo la detección de transiciones en tiempo real y tener un control robusto de la ortesis con flexibilidad y adaptabilidad a diferentes usuarios, es importante incluir cierto grado de redundancia en el sistema para asegurar el funcionamiento en caso de fallo de un sensor o de que no se de la evolución

esperada en cierta variable. A partir de los resultados del análisis de datos, se generaron conjuntos de reglas para establecer cada una de las transiciones, considerando tanto datos de la muestra actual (k) como de la muestra inmediatamente anterior ($k-1$) como condiciones de detección. La tabla 1 presenta los resultados de las pruebas desarrolladas para resolver el problema en cada una de las transiciones. Se indica la calificación obtenida para las variables imprescindibles para la detección de cada transición T1 a T8, con el mínimo nivel de redundancia necesario, a partir de la combinación de las reglas obtenidas después de múltiples pruebas de simulación de fallos en sensores mediante la eliminación de variables de forma sistemática. De este modo, la *redundancia* se cuantifica en relación con la mínima cantidad de información en la que se debe basar la máquina de estados finitos para llevar a cabo la detección en cuestión. Una redundancia 0 para una variable significa que es como mínimo *necesaria* para conseguir la detección. Este valor aumenta en la medida en que la regla dependa de la variable.

	θ_r	θ_t	$ d\theta_r/dT $	σ	$ d\sigma/dT $	Φ_p	Φ_t
T1	1	0	0	0	-	0	-
T2	0	0	1	1	-	-	-
T3	2	2	-	2	-	-	2
T4	0	0	0	-	0	1	-
T5	0	0	-	0	-	-	0
T6	0	1	-	1	-	-	-
T7	0	1	-	1	-	0	0
T8	0	1	-	0	-	0	0

Tabla 1: Resultados de la evaluación del grupo mínimo de variables y la mínima cantidad de información (redundancia) por cada variable, necesarios para cada transición.

A partir de esta evaluación se establece qué variables son más informativas en la detección de las transiciones y cuáles imprescindibles. Los ángulos articulares y la información de la carga sufrida por la barra distal de la ortesis son las principales fuentes de información relevante tras la prueba de "Ranking". La tasa de variación en el tiempo de σ en relación con σ , no es significativa y por tanto este parámetro se puede excluir. Del mismo modo, la velocidad angular de la rodilla, calculada a partir del ángulo absoluto de rodilla, no redundante en una mejora notable del sistema de detección. Una medida independiente de la velocidad articular podría ofrecer información importante al sistema. La fuerza de contacto en el talón –o la detección de contacto/no contacto– es necesaria para cuatro transiciones y en especial, primordial para la detección más difícil de conseguir: el inicio de marcha. Se concluye entonces que el

conjunto mínimo de sensores deberá ser capaz de medir θ_r , θ_t , σ , Φ_p y Φ_t , para detectar todas las transiciones en nuestro esquema de estados.

5 CONCLUSIONES

En este estudio se consideraron datos biomecánicos teniendo como marco de referencia global a la estructura de la ortesis y adicionalmente la situación de contacto plantar con el suelo. La precisión en la detección es dependiente de la flexibilidad de los márgenes de umbral y del período de muestreo del sistema. En este caso, a 100Hz, definiendo los márgenes de la ventana de *umbralización* de acuerdo a la desviación estándar, los resultados son satisfactorios. La fiabilidad de la detección basándose en la integración de información biomecánica permite resolver casi totalmente los problemas inherentes de las interruptores plantares. En las pruebas de marcha, los interruptores plantares detectaron erróneamente el contacto de talón 2.4 - 6.8% del tiempo, y si tenemos en cuenta la naturaleza cíclica de la marcha y la mayor repetibilidad de los eventos en comparación con los sucesos involucrados en las demás actividades, y los resultados obtenidos en [2] y [4], se puede concluir que aunque las resistencias sensoras de fuerza utilizadas como interruptores sean un método directo para estimar la situación de contacto, no son los idóneos. La detección para controlar las articulaciones entonces debe estar gobernada por reglas que garanticen la redundancia de la información y flexibilidad ante diferentes tipos de sujetos.

En la actualidad investigamos la viabilidad de utilizar sensores que relacionen la dinámica del conjunto ortesis/miembro inferior, con un marco de referencia externo, que combinados con el conjunto de variables/sensores obtenido a partir del estudio presentado en este artículo, proporcionen una solución integral a los problemas de detección con los sensores de fuerza plantar e incrementen la robustez del sistema para la detección del contexto del sujeto, para una futura etapa de evaluación en pacientes con desórdenes articulares por debilidad muscular.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el proyecto GAIT del Programa IST de la UE (Contrato IST-2001-37751).

Referencias

- [1] Winter, D.A. (1991) Biomechanics and motor control of human movement, 2ª edición. University of Waterloo.
- [2] Mansfield, A., et al (2003) The use of accelerometry to detect heel contact events for

use as sensor in a FES assisted walking. Medical Engineering & Physics. Technical note. 879-885.

- [3] Dai, R., et al (1996) Application of tilt sensors in Functional Electrical Stimulation. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol 4. No. 2.
- [4] Lyons, G., et al (2002) Review of portable FES-based neural orthoses for correction of drop foot. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, Vol 10. No 4.
- [5] Isacson, J., et al (1986), Three dimensional electrogoniometer gait recording. Journal of Biomechanics, Vol. 19, pp. 627-635, 1986.
- [6] Ruthenberg, B.; Wasylewski, N.; Beard, J. (1997) An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis. Journal of Rehabilitation Research and Development. Vol. 34, No.2.
- [7] The Gait Project (2003), Internal Deliverable 3.1.
- [8] Moreno J.C., et al. (2004) Intelligent Knee-Ankle-Foot orthosis: The Gait Project approach. Rehabilitation Sciences in the New Millenium – Challenges for Multidisciplinary Research. (ISBN: 88-758-7053-5).