

Monitorización de variables biomecánicas en ortesis de miembro inferior.

F. Brunetti ^{1,2}, J. Moreno ¹, R. Ceres ¹, L. Calderón ¹, J. L. Pons ¹

¹Instituto de Automática Industrial
Carretera Campo Real, Km 0,2, La Poveda
Arganda del Rey, España.
e-mail: brunetti@iai.csic.es

²Universidad Católica "Nuestra Señora de la Asunción"
Campus Universitario - Barrio Santa Librada
Asunción, Paraguay.

Resumen

Los avances en bioingeniería han abierto las puertas para la incorporación de sistemas sensoriales complejos en equipos de asistencia y rehabilitación para personas con marcha patológica. El proyecto GAIT, de la Unión Europea, enmarcado en el programa IST (Information Society Technologies), está desarrollando una ortesis inteligente de rodilla y tobillo para la compensación activa y la monitorización de variables relacionadas a la marcha humana. La ortesis cuenta con sensores que recogen la información asociada a las variables cinéticas y cinemáticas de la ortesis, y sensores de presión en la planta del pie a fin de detectar estados y transiciones de la marcha humana. Toda la información generada por la ortesis es tratada y presentada en un ordenador. El objetivo de este artículo es presentar una herramienta software para la configuración de una ortesis de miembro inferior; y la recolección, análisis y presentación de los datos biomecánicos y de confort generados por ésta.

Palabras clave: Marcha humana, Ortesis de miembro inferior, Monitorización, Software, Variables biomecánicas.

1. Introducción

Dados los últimos avances en las técnicas de adquisición y la captura de los patrones del movimiento, el análisis de la marcha humana es utilizado por aquellos actores involucrados en la rehabilitación y estudio del movimiento funcional de las personas. Este tipo de herramientas tiene aplicaciones en diversos campos, entre los cuales podemos mencionar: los deportes, kinesiología, medicina de rehabilitación y ortoprotésica entre otros [1].

Los sistemas de monitorización de variables biomecánicas del movimiento humano brindan información útil a los usuarios y al equipo médico para la configuración de ortesis, entrenamiento para su uso y la monitorización para la evaluación de la evolución del tratamiento. La información brindada por este tipo de sistemas incluso puede determinar la necesidad de una intervención quirúrgica [2].

Tradicionalmente, los técnicos en ortoprotésica y los terapeutas corrigen las anormalidades del miembro inferior de los pacientes recomendando algún tipo de equipo de rehabilitación como las ortesis o prótesis. Estos equipos son utilizados por varias semanas y son ajustados gradualmente al paciente en las clínicas hasta la obtención de los resultados esperados. Sin embargo este procedimiento puede durar meses. No existe una ciencia exacta en las terapias de rehabilitación por medio de ortesis, sino que se basa en un método de ensayo y error, apoyado en la experiencia de los técnicos y terapeutas [3]. De aquí resulta la necesidad de poder contar con información cualitativa acerca de la marcha que pueda servir para optimizar las terapias de rehabilitación.

Este artículo presenta una solución para la monitorización de la marcha humana. La solución además de brindar datos cinemáticos y cinéticos, pretende ser económica, flexible, en cuanto a la diversidad de información presentada, y portátil para no reducir el ambiente de pruebas al laboratorio.

2. Herramientas de monitorización y análisis de la marcha humana.

Varias empresas dedicadas a la ortoprotésica utilizan sistemas informáticos para la configuración y uso de ortesis y prótesis. Otto Bock [4] por ejemplo, posee un novedoso sistema llamado *myo-trainer* implementado en una PDA, y actualmente ya han lanzado MYO-Boy, una herramienta software para el entrenamiento en el uso de ortesis de miembro inferior.

En cuanto a la adquisición y el análisis de la información biomecánica de la marcha, existen varios paquetes comerciales, entre los cuales se destacan SIMI^o Motion [5] basado en cámaras que capturan el movimiento en 3D; MS-900 de Motion Lab Systems [2], el cual utiliza el análisis de señales EMG, entre otros. El SIMI^o Motion se destaca por utilizar una técnica no invasiva para la adquisición de los datos cinemáticos, pero a su vez tiene como desventaja la imposibilidad de adquirir datos cinéticos, a pesar que se pueden conectar otros tipos de sensores a la versión más simple del sistema. También su elevado costo debido al tipo de adquisición se vuelve una barrera a veces

infranqueable por todos los interesados del sector. El MS-900 sin embargo no se basa en técnicas de adquisición de imágenes pero la información que puede aportar un sistema de sensores EMG no es completa. La información se reduce a la actividad muscular del miembro en cuestión. Estos dos ejemplos de sistemas nos brindan la idea de diversidad de sistemas existentes en el mercado y a la vez nos muestran la necesidad de un sistema más económico, completo y de fácil integración con otros existentes.

Otras herramientas software destacables son: *BioAnlysis* de AMTI y VICON, una de las herramientas más utilizadas en los laboratorios de marcha[6], el cual al igual que el SIMI^o Motion, recoge la información cinemática de la marcha humana mediante cámaras.

Este tipo de herramientas de análisis de marcha ha despertado el interés de los actores involucrados en el tema. Por ejemplo, G. Rash [8] compara dos herramientas para la medición del movimiento humano: *AutoGait* de *Qualisys* y *OrthoTrack* de *Motion Analysis Corporation* donde destaca la falta de coherencia de los parámetros de marcha medidos con estos dos sistemas, y la incompatibilidad para el intercambio de la información recogida por ambas plataformas.

Haciendo un análisis de las herramientas existentes y consideradas por este artículo podemos sacar algunas conclusiones:

- Las herramientas de análisis de marcha están limitadas al ambiente de laboratorio.
- Los sistemas de adquisición más utilizadas se basan en sistemas de visión de alto costo.
- Existe incompatibilidad entre sistemas de análisis de marcha humana.
- No existen herramientas destinadas a la ortoprotésica que monitoricen el confort en la interfaz dispositivo-hombre.

El modo en que los datos son presentados es un factor decisivo, ya que dependiendo de éste, dicha información será aprovechable o no por los actores implicados. Existen varias tendencias [9] en la gestión de datos de la marcha, los cuales generalmente se dividen en información cinemática y cinética. La utilización de una interfaz gráfica es la forma utilizada con mayor frecuencia para la presentación de la información, dado que los terapeutas y médicos están acostumbrados a estas representaciones, siendo los gráficos de Winter (figura 1) un estándar de facto para la evaluación de la marcha humana. Los gráficos de Winter caracterizan típicamente el ciclo de marcha humana por medio del seguimiento temporal de variables cinemáticas referentes a las articulaciones del tobillo y la rodilla [10], tales como ángulo, velocidad angular y aceleración angular. Esta información, según estudios recientes, puede ser obtenida a partir de electrogoniómetros, giroscopios y acelerómetros [7], [11] o por técnicas ya ampliamente conocidas como la visión artificial. En cuanto a la política de accesibilidad, un parámetro muy importante a la hora de tratar con

discapacidades, se ha estado utilizando recientemente Internet como herramienta para compartir información, y aun más importante, para el control y monitorización de procesos remotos. Por ejemplo un usuario en su casa podría ser monitorizado por el equipo médico apostado en la clínica, sin necesidad de que éste acuda a ella. Esta capacidad trasciende el ambiente clínico para llegar al mismo hogar del paciente. El diagnóstico remoto por tanto se convierte en el paso futuro en los campos de ortésica y protésica [12].

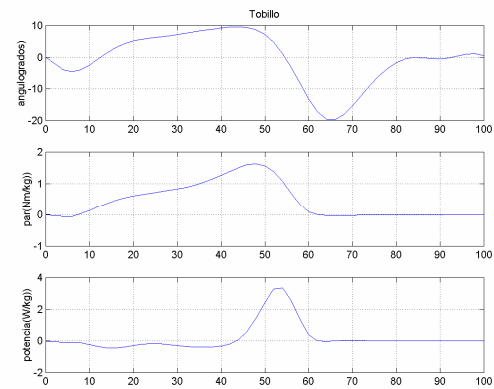


Figura 1: Datos biomecánicos de marcha normal [Winter, D.A., 1991]: Ángulos (superior), momentos (medio) y potencia (inferior) de la articulación del tobillo a cadencia natural (105 pasos/min)

También los métodos inalámbricos se han vuelto comunes gracias a las nuevas tecnologías del sector, los cuales favorecen ampliamente la movilidad de los equipos. Eliminando los cables para la transmisión de datos evitamos todas las molestias que éstos conllevan y mejoramos la ergonomía de estos dispositivos de rehabilitación.

La posibilidad de recolección de grandes cantidades de datos siempre ha sido un desafío para los laboratorios de marcha. Una alternativa viable sería buscar la colaboración entre distintos laboratorios de marcha para el intercambio de la información, pero esto se vuelve muchas veces difícil debido a la falta de un formato estándar para el almacenamiento e intercambio de dicha información. Actualmente, los datos de distintos laboratorios ofrecidos comercialmente no pueden ser comparados [08].

Últimamente están apareciendo nuevas herramientas inteligentes, que no solo analizan la marcha humana, sino que además tratan de identificar o diagnosticar alguna patología presente[13]. Con los avances de la inteligencia artificial podremos ver muchas aproximaciones en los años futuros, aunque como ya hemos dicho, existe cierto escepticismo dado al carácter subjetivo del diagnóstico y de las técnicas de tratamiento en el área de la ortoprotésica.

3. Método

Comúnmente conocidas como KAFOs (Knee Ankle Foot Orthosis), las ortesis de miembro inferior son prescritas en enfermedades neurológicas y ortopédicas para diferentes propósitos. Principalmente son usadas para estabilizar la rodilla durante la fase de apoyo, corregir y descargar el miembro superior durante sus tareas funcionales[14].

La solución propuesta (figura 2) forma parte de proyecto GAIT, el cual integra sistemas activos y ortesis de miembro inferior con el propósito de proporcionar medios para la supervisión de la marcha durante situaciones reales de uso, aumentar el rendimiento funcional y mejorar la comodidad. La ortesis posee un sistema de control y monitorización, capaz de almacenar y procesar datos biomecánicos de la marcha humana y del confort del sistema.

El sistema es capaz de realizar la monitorización y análisis tanto *online* como *offline*. El modo *online*, en esta primera versión, fue concebido como un pequeño laboratorio de marcha. Sensores recogen los datos biomecánicos de la ortesis que son inmediatamente transmitidos al ordenador donde reside la aplicación software que procesa los datos en tiempo real y los presenta en pantalla. En cuanto al modo *offline*, el propósito es almacenar toda la información posible dentro del ambiente real de movimiento de las personas para poder más tarde analizarlas y representarlas por medio del software. Esta característica extiende el ambiente de pruebas más allá del laboratorio y lleva el análisis y la evaluación de la marcha hasta los escenarios de uso normal y cotidiano de la ortesis.

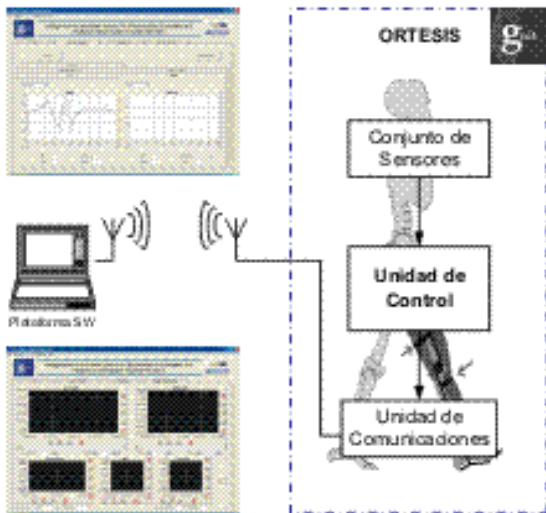


Figura 2: Gráfico Conceptual del Sistema de Monitorización y Análisis de variables biomecánicas en ortesis de miembro inferior.

3.1 Sistema de Adquisición

El sistema sensorial con el que está instrumentada la ortesis (figura 3) está compuesto por transductores especializados para la medida de variables cinemáticas, cinéticas y presión en interfaz miembro inferior-ortesis.

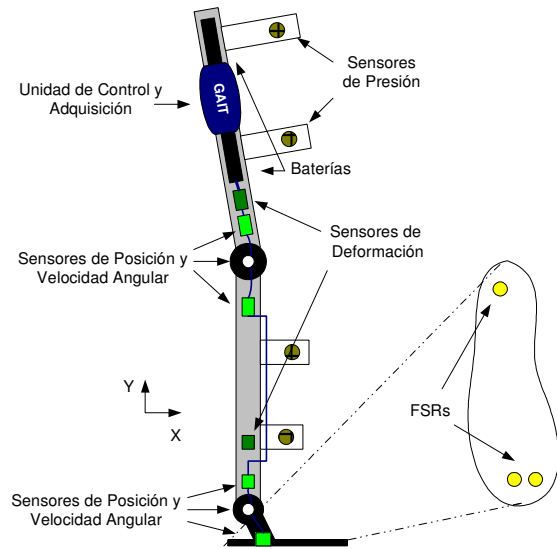


Figura 3. Ubicación de los sensores y del sistema de adquisición en la ortesis

Es muy importante para el control del proceso de la marcha, la medición de variables cinéticas como los pares en las articulaciones y la distribución de presiones plantares. Esta información es útil para predecir y controlar trayectorias articulares. Para obtener este tipo de parámetros cinéticos, se utilizan galgas extensiométricas y resistencias sensoras de fuerza (FSRs) ubicadas en la plantilla de la ortesis. Para la medida de los estimadores del confort se utilizan sensores de presión en la interfaz miembro-ortesis.

El sistema no solo es capaz de almacenar las variables biomecánicas de la marcha humana sino también los indicadores del confort de la ortesis. El conjunto de sensores brinda toda esta información, la cual es grabada en memoria tipo RAM no volátil. Las variables biomecánicas almacenadas son: posición, velocidad y aceleración angulares; y la deformación de la estructura. La unidad de control y adquisición electrónica se basa en el microcontrolador Atmega128, que cuenta con 8 canales de conversión analógica-digital.

3.2 Software de monitorización y análisis

Para la evaluación de los datos generados se desarrolla una plataforma software capaz de comunicarse con la ortesis en forma inalámbrica para la descarga de datos y configuración de la ortesis.

La plataforma está desarrollada para el entorno Windows. La tecnología utilizada para la comunicación inalámbrica es Bluetooth®.

Para la evaluación de la marcha el software posee una interfaz gráfica donde se muestran los valores de las variables biomecánicas y de confort. También se puede acceder datos estadístico analizados por la plataforma acerca de los datos descargados de la ortesis.

Existen cuatro pantallas principales (figura 4). La primera pantalla *Usuario* se utiliza para la identificación del paciente y para la recolección presentación de los datos antropomórficos del paciente, variables muy importantes para caracterizar la marcha [15]. Son aplicadas las medidas necesarias para proteger la privacidad del paciente.

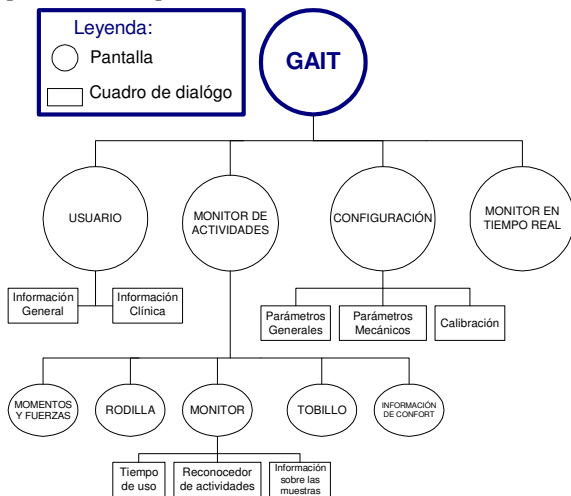


Figura 4. Organización jerárquica de las pantallas del Software de monitorización y análisis.

En la segunda pantalla (figura 5) *Monitor de Actividades*, se muestra toda la información recogida por la ortesis en modo *offline*. Existen gráficos de la posición de las articulaciones, velocidades, pares, parámetros generales, como el tiempo de uso, número total de extensiones y flexiones de la rodilla y el tobillo, y la fecha y hora de los eventos recogidos. Un reconocedor de actividades y fases de la marcha también está implementado. Las actividades que pueden reconocerse son: subir/bajar escaleras, subir/bajar cuestras, caminar, estar de pie y sentarse/levantarse.

La tercera pantalla *Configuración* tiene como objetivo la configuración de la ortesis y del sistema de control y adquisición. Frecuencias de muestreo, tipo de interfaz ortesis-usuario para el aviso de eventos críticos y variables a ser adquiridas son algunos de los parámetros que pueden ser configurados.

La cuarta y última pantalla '*Monitorización en tiempo real*' (figura 6) muestra la información a medida que la va recibiendo de la ortesis en forma inalámbrica que corresponde al modo *online* de funcionamiento de la ortesis. Las variables mostradas son: los ángulos de la rodilla y del tobillo, las presiones en los puntos medidos, los contactos con el suelo (FSRs) y las deformaciones en la estructura de la ortesis.



Figura 5. Pantalla n° 2. Monitorización de actividades

El software está asociado a una base de datos donde se administra la información del usuario y el historial de los datos muestreados por la ortesis.

El software puede exportar toda la información recogida a una planilla de Excel o documento de texto para poder compartir la información con otras aplicaciones.

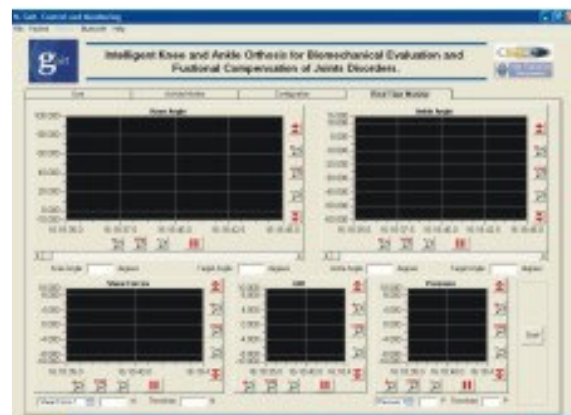


Figura 6. Pantalla n° 4. Monitorización de la ortesis en tiempo real.

El módulo de comunicación es el encargado de comunicarse con la ortesis para la transferencia de los datos y parámetros de configuración a través de un canal *duplex* inalámbrico. Se implementa un protocolo para agregar redundancia y control en la transmisión de la información y para la interacción entre el software y el sistema de adquisición. La tecnología de comunicación utilizada es Bluetooth® [16]. El perfil seleccionado para la aplicación de acuerdo al estándar es SPP ("Serial Port Profile") [17]. Cabe destacar que el Sistema tiene ciertas tareas de monitorización en tiempo real para la evaluación de la marcha, funcionamiento y configuración de la ortesis. El ancho de banda del perfil elegido de Bluetooth cumple las necesidades de tasa de transferencia de datos para la aplicación.

4. Resultados

El artículo ha presentado un sistema para la monitorización y análisis de la marcha humana para usuarios de ortesis de miembro inferior, específicamente la ortesis del proyecto GAIT. Las necesidades de los técnicos y terapeutas para evaluar el ajuste de una ortesis o la evolución de un tratamiento fueron tomadas en cuenta para este desarrollo. El sistema consta de un sistema de adquisición de bajo costo y gran portabilidad; y de un software para el análisis y monitorización de la información recogida. El sistema no solo es capaz de monitorizar las variables cinemáticas sino también las cinéticas. Se han considerado las medidas antropomórficas del paciente para el análisis de la información. El software es capaz de exportar los datos en formatos simples y legibles facilitando de esta forma el intercambio de ficheros con otras aplicaciones.

Otro resultado muy importante es la posibilidad de analizar la información recogida en condiciones normales de uso fuera de la clínica, gracias a la portabilidad del dispositivo de adquisición.

La presión en la interfaz ortesis-paciente también es monitorizada. El conocimiento de la incidencia de la interfaz ortesis-usuario en los hábitos del usuario, el ajuste de la ortesis y evaluación de la marcha puede ayudar a los fabricantes y equipo médico a conocer mejor las necesidades de los pacientes de ortoprotésica.

5. Discusión y Trabajos Futuros

Ahora que están apareciendo nuevas herramientas para el análisis del movimiento humano, surge de nuevo la discusión sobre la valoración de la información para diagnóstico y corrección de patrones no deseados durante la marcha humana. La ortesis genera mucha información que serviría para el análisis de la marcha y para proponer correcciones, facilitar terapias post-operatorias, diagnosticar hábitos incorrectos y principalmente optimizar la prescripción de las ortesis. No obstante no hay referencias sobre el uso de esta información para las tareas mencionadas.

Entre los trabajos futuros resulta interesante la idea del laboratorio de marcha virtual o remoto. Es decir, la monitorización y control de la ortesis desde el mismo hogar del paciente para el caso aquí contemplado. Actualmente existen suficientes herramientas tecnológicas para dar este paso.

También sería interesante la extensión y validación del sistema con otros tipos de sensores e información, agregar técnicas de análisis como por ejemplo tratamiento en el dominio de la frecuencia para sensores EMG.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el proyecto GAIT del Programa IST de la UE (Contrato IST-2001-37751). Agradecemos a las siguientes personas su contribución al proyecto: J. Sánchez Lacuesta, R. Barbera, J. M. Baydal. (Instituto de

Biomecánica de Valencia); B. Freriks, M. Ijzerman, V. Erren, C. Baten, A. Nene (Roessingh Research and Development); F. Thorsteinsson y H. Magnusdottir (OSSUR).

Referencias

- [1] Jurák, M.; Kocsis, L. (2002) New Package for Calculation of Gait Parameters using instrumented Treadmill. Budapest University of Technology and Economics.
- [2] Motion Lab Systems, Inc. (2001). MS-900 Advanced EMG Analysis.
- [3] Deitz, D. (1997) Optimizing orthotic designs with FEA. Mechanical Engineering Magazine, July 1997.
- [4] Otto Bock, Company Group. Myo Bock System.
- [5] Reality Motion Systems. SIMI[®] Motion. 2D and 3D Motion analysis. Germany.
- [6] Gross, A. (2002) Balancing Education and Research in Motion Analysis. Department of Physical Therapy. University of Central Arkansas / USA.
- [7] Pappas, Ion P. I.; Keller, Thierry; Popovic, Milos R. (2001) Validation of a new Gait Phase Detection System. Gait and Posture, vol. 13, issue 3, pp:301-302.
- [8] Motion Lab Systems, Inc. (2002). Gait Analysis Benefits.
- [9] Kyberd, P.J.; Winkel, S.; Poulton, A. (2002) A wireless telemetry system for training users of upper limb prostheses. Prosthetics and Orthotics International, 2002, pp:78-81.
- [10] Winter, D.A. (1991) The biomechanics and motor control of human movement, 2ª edición. University of Waterloo.
- [11] Mayagoitia, Ruth E.; Nene, Anand V.; Veltink Peter H. (2002) Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. Journal of Biomechanics 35 537-542
- [12] Davalli A. Sacchetti R; Ferrera, P. (1999). Teleassistance for electronic components in rehabilitation technology. MEC'99 Symposium upper limb prosthetic research and consumer needs: narrowing the gap. Fredericton, NB, Canada. 25-27 de agosto de 1999.
- [13] Kirtley, C. (2003) Automated Diagnosis of Gait Abnormalities. Biomechanics of the Lower Limb in Health, Disease and Rehabilitation. University of Salford, Salford 1-3 September 2003.
- [14] Moreno, J.; Brunetti, F.; Ceres, R.; Calderón, L.; Pons, J.L. (2003) Una Aproximación a la Compensación y Valoración Funcional de la Marcha Humana. Jornadas de Automática. León/España.

- [15] Perales, F.J.; Igelmo, A.; Buades, J.M.; Negre, P.; Bernat, G. (1998) Human MotionAnalyssi & Synthesis using Computer Vision and Graphics Techniques. Some Applications.
- [16] Bluetooth SIG. (2001) Specification Volume 1. Specification of the Bluetooth System. Core Version 1.1.
- [17] Bluetooth SIG. (2001) Specification Volume 2. Specification of the Bluetooth System. Profiles Version 1.1.