



Diseño de un Electrogoniómetro Telemétrico y Microcontrolado

A. Braidot, D. Giménez, E. Kipen y F. Ramos.

Cátedra de Biomecánica, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional de Entre Ríos (U.N.E.R.)
Ruta 11 Km. 10 Oro Verde Entre Ríos. TE y Fax +54-343-4975100/1
Email: braiari@ceride.gov.ar

RESUMEN

Este trabajo se realiza para completar el desarrollo de un laboratorio de marcha con fines de investigación en la Cátedra Biomecánica de la carrera Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería de la UNER. El objetivo es obtener un equipo de bajo costo, que permita adquirir datos angulares de las articulaciones del miembro inferior en forma telemétrica y en tiempo real, contando además con la posibilidad de almacenar los datos para un análisis posterior. El equipo desarrollado consta de electrogoniómetros, basados en potenciómetros, colocados en las articulaciones del tobillo y rodilla. Los mismos están conectados a un microcontrolador PIC que posee un módulo de transmisión serie de datos. Este módulo se encuentra conectado a un transmisor de radiofrecuencia (RF) que envía los datos al receptor de RF conectado al puerto serie de una PC. En el final del trabajo se incluyen mediciones de sujetos normales y una breve discusión de los resultados obtenidos.

Palabras clave: Electrogoniometría, goniometría, mediciones, análisis de la marcha, biomecánica, ángulos articulares

Designing of a Telemetric and Microcontrolled Electrogoniometer

ABSTRACT

This work is done to complete the development of a gait laboratory for investigation in the Biomechanic Chair of the career of Bioengineering from the Engineering Faculty of UNER. The objective is to obtain a device of low cost, which permits getting angular datas from the lower limb joints in telemetric way, on-line with the opportunity of saving datas for a later analysis. The developed device have potentiometers-based electrogoniometers for the knee and ankle joints. The potentiometers are connected to a microcontroller PIC, which has a serial module. This module is connected to a radiofrequency transmissor (RF) which sends the datas to the radiofrequency receiver (RF), which is connected to the serial port of a PC. At the end, it's included some measurement of normal subjects and also a brief discussion of the results obtained.

Keywords: Electrogoniometer, goniometer, measurement, gait analysis, biomechanic, articular angles.

1. INTRODUCCIÓN

Un análisis completo del movimiento humano requiere de conocimientos de anatomía, fisiología y biomecánica [3, 12, 13, 14]. Se realiza en el marco de una ciencia interdisciplinaria donde participan (de acuerdo al caso de estudio) bioingenieros, kinesiólogos, fisiatras, médicos deportólogos, profesores de educación física, entrenadores y especialistas en ergonomía. El trabajo interdisciplinario posibilita una interpretación clínica, deportiva o ergonómica que potencia la utilidad de los resultados obtenidos.

Los parámetros biomecánicos que se registran normalmente incluyen las mediciones cinemáticas, dinámicas y electromiográficas, que constituyen las variables de medición de mayor uso en los campos de aplicación antes mencionados.

En este trabajo se desarrolla un dispositivo con electrogoniómetros. El conjunto de aplicaciones donde se usa este tipo de dispositivos es amplio y algunas se mencionan en este párrafo. Los sistemas de electrogoniómetros se utilizan para medir ángulos relativos simples o múltiples [8], además se han realizado técnicas de validación comparando los registros con mediciones manuales que permiten estimar la exactitud y precisión del dispositivo [2]. También se realizaron mediciones comparativas de rotaciones de la pelvis, utilizando electrogoniómetros y análisis 3-D por medio de videografía obteniéndose coeficientes de correlación entre 0.84 y 0.97 [1]. Por medio de electrogoniometría se ha estudiado la asimetría del movimiento angular de la rodilla durante la marcha de una población de sujetos normales [7] y en combinación con mediciones de plataformas de fuerzas se han estudiado momentos de fuerzas entre L5/S1 [4].

En particular, en este trabajo se ha diseñado y construido un electrogoniómetro de rodilla y tobillo para registrar el movimiento en el plano sagital [5, 9].

En la parte final del presente trabajo se realiza un estudio de la cinemática de las articulaciones de rodilla y tobillo durante la marcha de algunos individuos normales. En esta sección se describen algunos resultados de la cinemática de ambas articulaciones.

La movilidad y la estabilidad de la rodilla son factores fundamentales en el patrón normal de marcha. Durante la fase de apoyo, la rodilla es el principal determinante de la estabilidad del miembro. En la fase de oscilación, la flexibilidad de la rodilla constituye el factor más importante para permitir el avance del miembro [12].

En el plano sagital la rodilla realiza un movimiento alternativo de flexión y extensión (Fig.1). El movimiento normal de la rodilla durante la marcha transcurre en una gama máxima entre los 0° y 70° . Los límites exactos de cada arco de flexión o extensión varían de acuerdo a la velocidad de marcha y el individuo en cuestión [12].

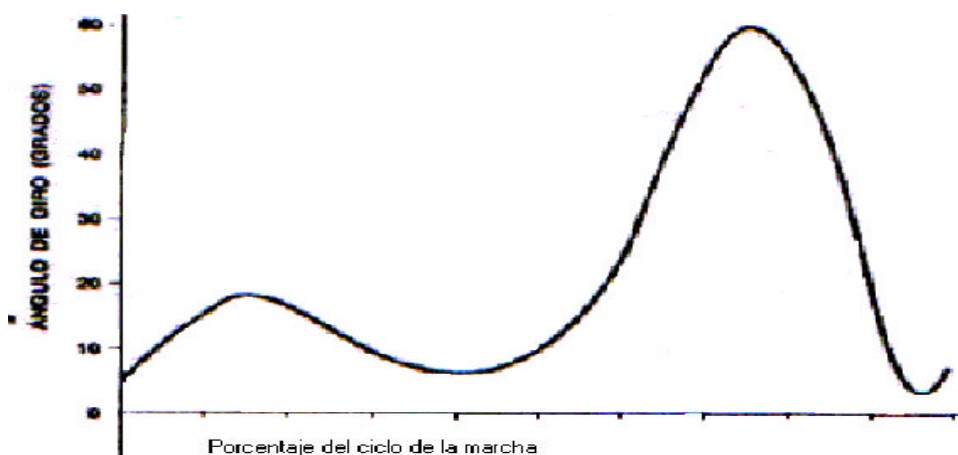


Fig.1. Cinemática de la rodilla en el plano sagital [12].

La rodilla tiene tres requisitos funcionales durante la marcha. Dos de ellos van asociados al apoyo: absorción del impacto de carga del miembro y estabilidad en la extensión para asegurar el mantenimiento del peso del cuerpo. En la fase de oscilación, la rodilla tiene que flexionar rápidamente

para permitir el avance del miembro. Estas demandas condicionan la relación entre el movimiento y la acción muscular correspondiente [12].

La articulación del tobillo (tibioastragalina) es una articulación troclear entre las extremidades inferiores de la tibia y el peroné por un lado, y la tróclea del astrágalo por otro [10]. Los movimientos en la articulación del tobillo son principalmente la flexión y la extensión [12].

En el transcurso de un ciclo de marcha completo (Fig.2), el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de flexión dorsal, alternativamente. La gama de movimiento articular oscila aproximadamente entre 20° y 40° [12].

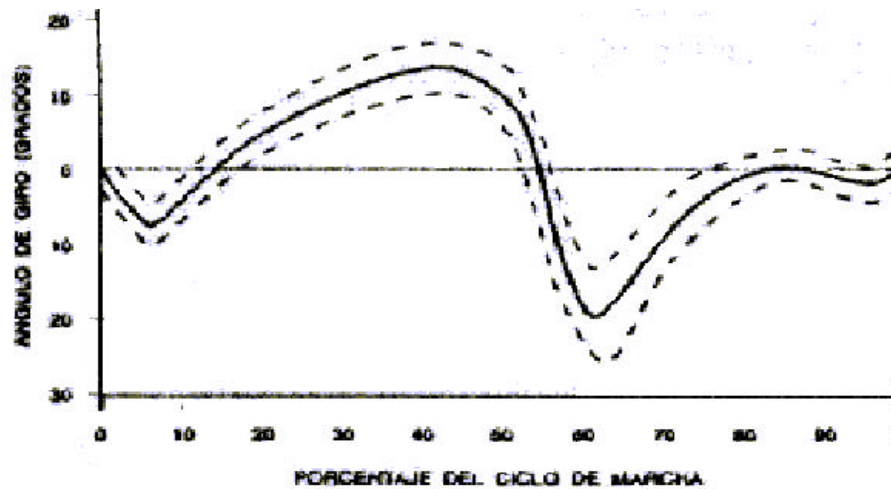


Fig.2. Cinemática del tobillo en el plano sagital.[12]

2. DESARROLLO

Sensores utilizados: Potenciómetros lineales

Un potenciómetro es un resistor con un contacto móvil deslizante o giratorio que permite convertir el giro de la articulación en un giro del cursor; obteniéndose una señal eléctrica directamente proporcional al ángulo de giro. La resistencia entre el contacto móvil y uno de los terminales fijos se expresa [11],

$$R = \frac{1}{\sigma A} (1 - x) \quad (1)$$

donde:

x: distancia recorrida desde el terminal fijo.

A: es el área de contacto.

σ : es la resistividad.

El comportamiento descrito por la ecuación anterior, que indica que la resistencia es proporcional al desplazamiento del cursor, implica aceptar la validez de una serie de simplificaciones que se pueden consultar en la bibliografía [11].

Desarrollo mecánico

En el diseño mecánico de los electrogoniómetros para cada articulación: se evita que el sensor se someta a esfuerzos mecánicos; se impide que se introduzcan espurios debido a falsos contactos; facilita el uso confortable; no restringe los movimientos normales de la marcha en ningún plano. De esta manera se obtuvo un diseño específico para cada articulación, que se describen a continuación.

En el caso de la rodilla, el electrogoniómetro consta de un potenciómetro solidario a dos brazos articulados entre sí contruidos en aluminio, los cuales van fijados al muslo y a la pierna respectivamente.

En el caso del muslo, se tuvo en cuenta la variabilidad de la longitud de este segmento entre distintas personas, y para ello se utilizó un brazo telescópico de manera de poder adaptarlo a cada individuo. En cuanto al segmento de la pierna, el brazo posee una articulación con bisagra de manera que se consiga una mejor sujeción y permitir que se adapte a los distintos diámetros de este segmento. Con respecto a la sujeción, en ambos casos se realiza con bandas de material flexible para que se adapte a la forma de la pierna y muslo, y en sus extremos se colocó abrojos para su fijación.

En la articulación entre ambos brazos, se diseñó e implementó un soporte para el potenciómetro a utilizar, para evitar que el mismo sea forzado ante cada movimiento de la rodilla. Además, este soporte permite una fácil extracción del potenciómetro cuando se requiere su recambio por otro del mismo modelo o similar.

En la Fig.3, se muestra el diseño final del electrogoniómetro, donde se puede observar los brazos de cada segmento, la forma de sujeción de los mismos y el soporte para el potenciómetro.



Fig. 3. Foto del electrogoniómetro de la rodilla.

En el caso del tobillo, el electrogoniómetro consta de un potenciómetro, el cual por medio de un par de engranajes se halla solidario a dos brazos de aluminio, los cuales van fijados uno al pie y el otro a la pierna.

En ambos segmentos el brazo está compuesto por dos barras unidas por una articulación, que permite la rotación libre respecto de su propio eje, con muy baja fricción. Esto permite que se produzcan libremente los movimientos de rotación, pronación y supinación del pie sin afectar el potenciómetro que debe sensor exclusivamente flexión y extensión. La sujeción y la extracción del potenciómetro son semejantes a las del electrogoniómetro de rodilla.

Se puede observar en la Fig.4, el diseño final del electrogoniómetro para el tobillo. Se pueden advertir los engranajes y las articulaciones de cada brazo, como así también las formas de sujeción utilizadas.

Para realizar la evaluación del sistema se efectúan registros, fijando los electrogoniómetros como se muestra en la Fig.5. El eje de rotación del electrogoniómetro para la rodilla se apoya sobre el cóndilo externo del fémur y el eje de rotación del electrogoniómetro para el tobillo en el maléolo lateral externo. Es importante tener en cuenta que el lugar para realizar el estudio debe ser amplio para que el individuo camine continuamente.



Fig. 4. Foto del electrogoniómetro del tobillo.



Fig. 5. Foto de la disposición de los electrogoniómetros.

Desarrollo electrónico

Se seleccionan potenciómetros lineales y se optó por el microcontrolador PIC 16C74A que convierte los datos analógicos a digitales mediante el conversor interno.

Para cada canal se adquieren en forma simultánea 128 datos, se promedian y el resultado se envía a la PC en formato serie y por telemetría. Se utilizan los temporizadores internos del PIC que interrumpen al final de la cuenta para asegurar la frecuencia de adquisición constante. Se colocaron dos pulsadores y leds indicadores, para iniciar o detener la adquisición e indicar el modo “espera” o el modo “adquiriendo” respectivamente.

Los datos se reciben en la PC a través de la interfaz RS-232. En consecuencia se utiliza un circuito integrado MAX232 para convertir los datos de digitales con niveles TTL a RS-232 de forma tal que se puedan recibir por el puerto serie de la PC. Entre el PIC y el MAX232 se encuentran el transmisor y el receptor de RF (Fig.6). Se elige el transmisor TX2-433 y el receptor RX2-433-F de la empresa *Radiometrix* que trabajan a una frecuencia de 433 MHz. En la PC se realiza la adquisición desde el puerto serie y un programa realizado en lenguaje visual los grafica en tiempo real. En la Fig.6 se representa un diagrama esquemático de los distintos componentes.

El programa de interfaz con el usuario, permite además: almacenar las curvas adquiridas en archivos, graficar curvas almacenadas, calibrar los electrogoniómetros, y configurar características de la transmisión serie.

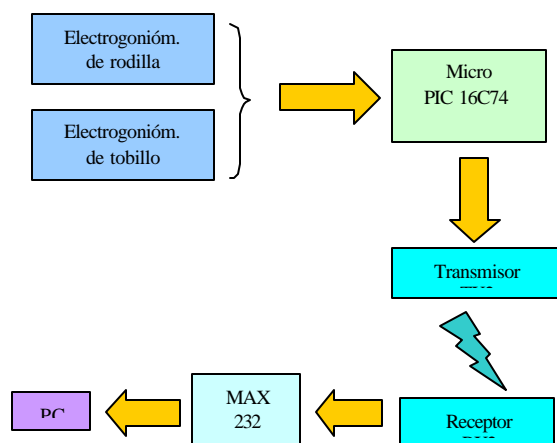


Fig. 6. Diagrama en bloques de las partes que componen el diseño.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se llegó a la implementación y puesta a punto de electrogoniómetros para el tobillo y la rodilla. Se obtienen ángulos relativos en función del tiempo semejantes a las curvas de la bibliografía consultada [12], [13].

Para ilustrar el funcionamiento del sistema se consideran tres estudios a individuos normales de sexo masculino entre 26 y 33 años, entre 70 y 90 kilos y entre 1,77 y 1,85 m. de estatura. Se realizaron mediciones antropométricas de cada uno de ellos [6].

En la Fig.7 se muestra una gráfica durante la ejecución del programa adquiriendo datos de un sujeto. En las figuras 8, 9 y 10 se pueden observar las curvas obtenidas en un programa matemático a partir de los datos almacenados por el sistema. Las barras verticales indican el instante de contacto del pie con el suelo.

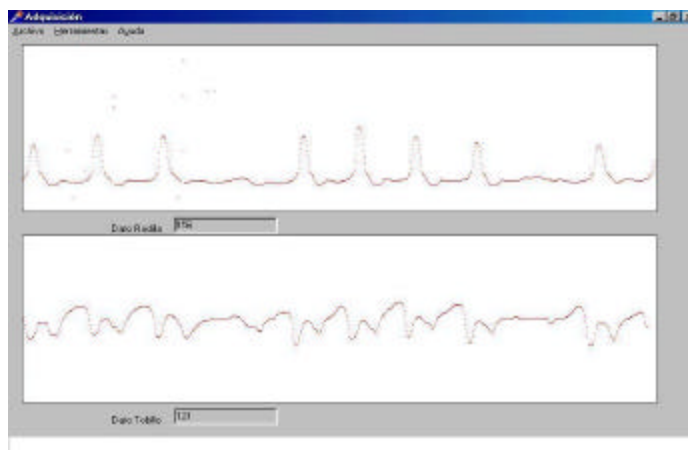


Fig. 7. Gráfica obtenida por pantalla. Se debe notar que luego de tres ciclos se observa un corto período en el cual el sujeto no camina.

Con respecto a los dos máximos que se observan en la curva de la rodilla, se debe aclarar que el máximo de menor amplitud depende mucho de la velocidad de marcha de la persona y puede suceder que no siempre aparezca. Es decir, su amplitud es proporcional a la velocidad de marcha. Se trata de la primera fase de absorción de energía por parte de la rodilla para amortiguar el paso. Se puede notar que la variación de velocidad y longitud de los pasos afectan las amplitudes de las señales y también su amplitud en el tiempo.

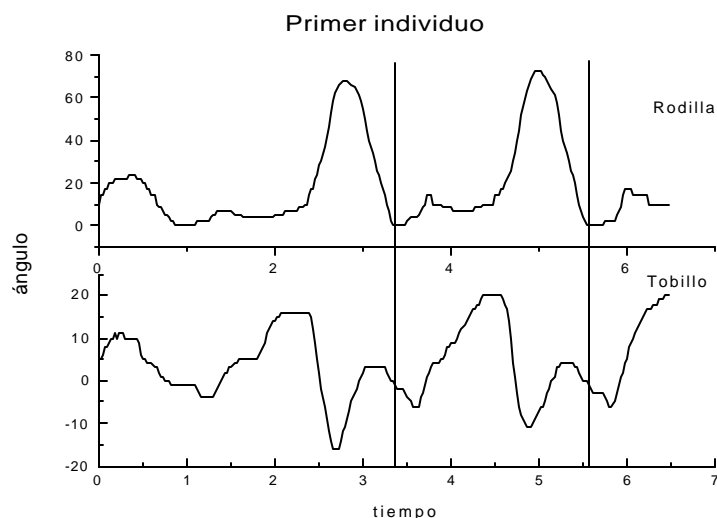


Fig. 8. Gráfica del individuo N° 1.

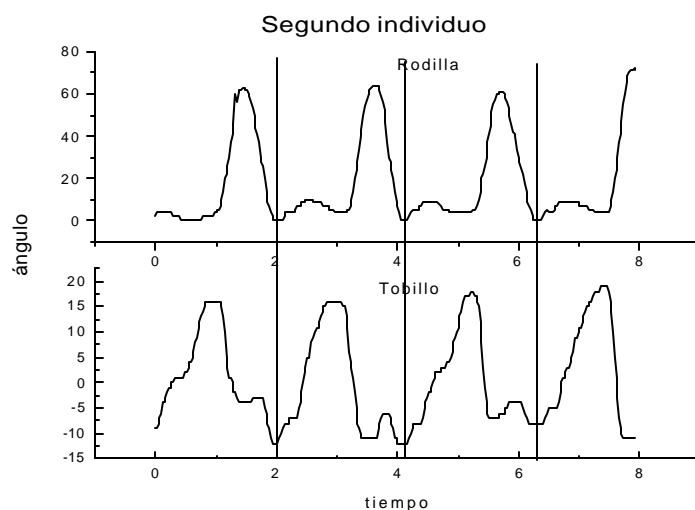


Fig. 9. Gráfica del individuo N° 2.

5. CONCLUSIONES

El diseño mecánico es satisfactorio, considerando que permite una buena sujeción de los electrogoniómetros. Además, los potenciómetros que se han utilizado desde el comienzo del desarrollo, no han sufrido daño alguno. A pesar de la leve molestia que genera la fijación mecánica, se puede suponer, a partir de las curvas obtenidas, que ésta no afecta el normal desplazamiento del sujeto.

El diseño electrónico es sencillo, con elementos fáciles de conseguir en el mercado local, lo cual facilita su implementación y/o reparación.

Se ha logrado implementar una herramienta de bajo costo que no requiere condiciones especiales de laboratorio y puede ser manipulada por personas con mínimo entrenamiento para su uso. Es de destacar la robustez del diseño mecánico.

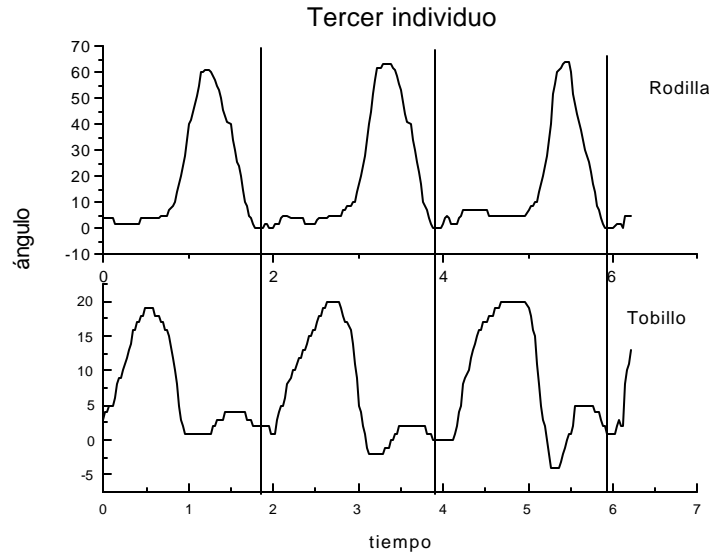


Fig. 10. Gráfica del individuo N° 3.

Finalmente los resultados obtenidos, en los estudios efectuados, son claros y están de acuerdo a la bibliografía. Se considera que esta herramienta puede ser de gran utilidad para obtener variables cinemáticas cuando se realizan estudios de casos normales y análisis biomecánicos de casos patológicos.

REFERENCIAS

- [1] S. Brumagne, R. Lysens y A. Spaepen, "Lumbosacral repositioning accuracy in standing posture: a combined electrogoniometric and videographic evaluation," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, no. 5, pp 361-363, 1999.
- [2] H. W. Christensen, "Precision and accuracy of an electrogoniometer," *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, vol. 22, no. 1, pp 10-14, 1999.
- [3] D. A. Dainty, R. W. Norman, *Standardizing Biomechanical Testing in Sport*, Human Kinetics Publishers, 1987.
- [4] F. A. Fathallah, W. S. Marras, M. Parnianpour y K. P. Granata, "Method for measuring external spinal loads during unconstrained free-dynamic lifting," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 9, pp 975-978, 1997.
- [5] M. J. Gaitan González, S. Carrasco Sosa, R. González Camarena y O. Yañes Suárez, "Medición mediante electrogoniometría, de la potencia instantánea durante el salto vertical," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 13, no. , pp 229-238, 1992.
- [6] D. Giménez y F. Ramos, "Análisis telemétrico de la cinemática de la marcha", Tesis de Grado. Facultad de Ingeniería-UNER. Argentina. Diciembre 2000.
- [7] E. Maupas, J. Paysant, N. Martinet y J. M. Andre, "Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, no. 6, pp 403-411, 1999.
- [8] S. J. McCulley, "A new multiangle goniometer," *Annals of Plastic Surgery*, vol. 42, no. 2, pp 221-222, 1999.
- [9] R. Muñoz Guerrero y E. Suaste Gomes, "Electrogoniometro y electromiografo sincronizados," *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, vol. 13, no. , pp 229-238, 1992.
- [10] R. O'Rahilly, "A Regional Study Of Human Structure", Saunders Company, 1986.

- [11] R. Pallas Areny, "Transductores y acondicionadores de señal", Marcombo S.A., Barcelona (España), 1989.
- [12] J. Prat, Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica, Instituto de Biomecánica de Valencia, 1993.
- [13] M. W Whittle, Gait Analysis. An Introduction, Butterword-Heinemann, 1996.
- [14] D. A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Wiley, 1990.