

ANÁLISIS DE LA MARCHA ASISTIDA CON BASTONES MEDIANTE UN SISTEMA TELEMÉTRICO

Benayad, A.*, Hachenmi, N.**, Hean, C. C.**, Yvroud, E.**, Rodríguez, L. P.***, Ponce, J.*** & Andre, J. M.*

* Centre de Recherche en Automatique. Nancy. Vandoeuvre. Francia.

** Laboratoire de Rééducation et Réadaptation Fonctionnelle. Faculté de Médecine de Vandoeuvre. Francia.

*** Departamento de Medicina Física y de Rehabilitación de la Universidad Complutense de Madrid. España.

RESUMEN

Se describe un nuevo sistema de telemetría destinado al análisis de la marcha asistida durante su reeducación. Este dispositivo consta de tres receptores-emisores colocados en las dos suelas y en los dos bastones que asisten al paciente durante la deambulacion. Se ha diseñado un circuito que se ha adaptado entre el emisor y la antena, con el fin de eliminar las interferencias producidas por la emision simultánea de diferentes señales en una misma área.

PALABRAS CLAVE: Telemetría. Análisis de la marcha. Marcha asistida.

ABSTRACT

In this paper, a new system of teletransmission to analyse the walk during reeducation is presented. The system is made of three emitting sensors housed into the two canes and the feet switches, which assist the patient during the ambulatory function. An adapting circuit is put between the emitter and the antenna to eliminate the interferences caused by simultaneous signals in the same area.

KEY WORDS: Telemetry. Gait analysis. Assisted gait.

En la reeducación de la marcha asistida mediante el uso de bastones, tiene un gran interés el conocimiento de las fuerzas de apoyo del pie y del bastón durante la deambulaci3n (De la Caffiniere y cols., 1980; Ely y Smidt, 1977; Rainant y Lattean, 1975).

Para la evaluaci3n de estas fuerzas, la telemetría tiene la ventaja de ser un procedimiento estético y ligero de peso (Harris y cols. 1987).

Con el fin de obtener una mayor nitidez de las gráficas obtenidas para detectar las anomalías de la marcha, las seíales emitidas por los diferentes sensores deben ser transmitidas y recibidas lo más fielmente posible, libres de interferencias (artefactos).

La técnica que se ha puesto a punto para transmitir estas seíales presenta la ventaja de que su utilizaci3n es sumamente dúctil, y que la recepci3n de las seíales permite una mensuraci3n más exacta.

El problema principal radica en suprimir, o minimizar, las interferencias que se originan por los diferentes emisores, de aquí la necesidad de utilizar un circuito para la transmisi3n en frecuencia modulada (FM)

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema telemétrico de valoraci3n desarrollado utiliza para el análisis dos bastones y dos suelas provistas de receptores-emisores. Se compone de tres partes diferenciadas: la emisi3n, la recepci3n y la adquisici3n y tratamiento de las seíales.

Los receptores de fuerza que están montados en los bastones consisten en un registrador de tensi3n del tipo EA-13-062AQ de 350 Ω , dispuesto en puente de Wheastone con un gradiente de 2,1 (De la Caffiniere y cols., 1980; Fail y cols., 1986).

Los sensores utilizados están térmicamente compensados y colocados en el soporte de tal manera que sólo puedan captar el componente vertical de las fuerzas ejercidas. La precisi3n del receptor tiene un rango de 1 N para fuerzas que oscilan entre 0 y 100 N.

La seíal que puede emitir el sensor tiene una amplitud débil, no superior a algunos microvoltios, por lo que precisa ser amplificada. El amplificador que se utiliza es de tipo diferencial.

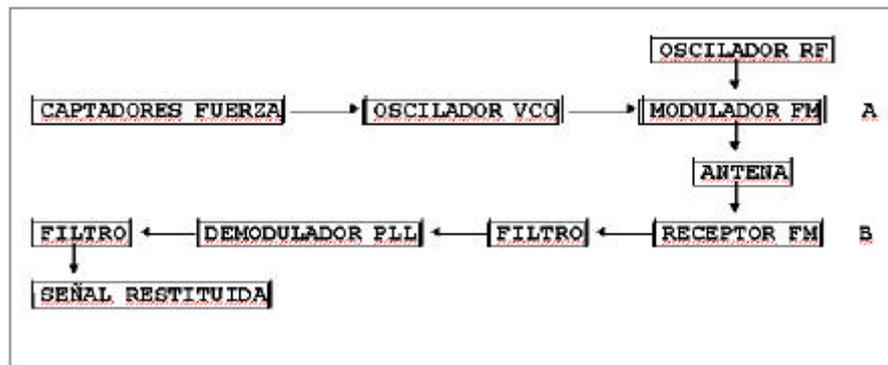
Una vez amplificadas las seíales, los osciladores controlados en tensi3n o voltaje (VCO) modulan en frecuencia estas seíales (FM). La seíal de salida alcanza un dintel que modula un oscilador de radiofrecuencia (RF) (Winter y Quanburg, 1975; Le Huy y cols., 1981; Nodle y Engl, 1971).

Los receptores montados en las suelas consisten en dos láminas metálicas que contactan entre sí cuando se produce el apoyo podal. La seíal originada activa un

codificador con tres niveles de tensión (VCO), con lo que se originan tres frecuencias diferentes que modulan a su vez, por salto de frecuencia, el mismo emisor de FM que el de los bastones.

En la figura 1A se representa el esquema del circuito de emisión asociado a los captadores de fuerza.

En la figura 1B se muestra los diferentes pasos por los que la señal se ve sometida



a tratamiento hasta su reconstrucción final.

Figura 1. Esquema del sistema de emisión (A)-recepción (B)

En primer lugar, un filtro de bandas de frecuencia permite el paso de las señales que proceden de los receptores.

En segundo lugar, un demodulador transforma de nuevo la señal de los sensores que transducen las fuerzas de apoyo. Este demodulador tiene como componente principal un bucle de cierre en fase (PLL), que se esquematiza en la figura 2, con el que sólo se libera una señal sincrónica de la misma frecuencia y fase que la señal recibida o aplicada a su entrada.

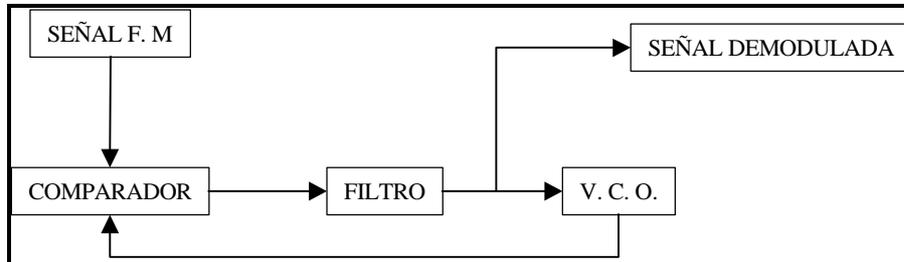
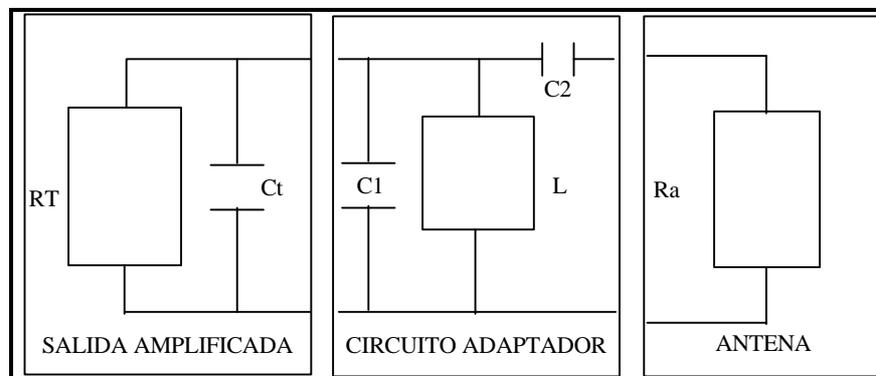


Figura 2. Esquema del circuito del demodulador

Finalmente, un filtro reduce las interferencias.

Al objeto de disminuir la longitud de la antena, necesario para eliminar las interferencias entre las diferentes señales emitidas, y para transmitir al máximo la potencia producida, se ha ideado un circuito adaptador entre emisor y antena. Este circuito, que ha permitido reducir el tamaño de la antena, se representa



esquemáticamente en la figura 3.

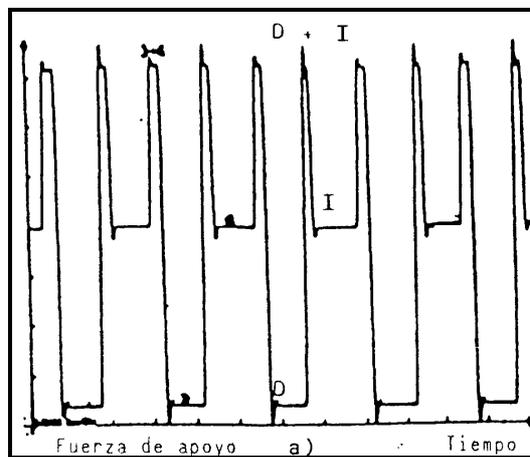
Figura 3. Esquema del circuito de adaptación

Para la recepción de las señales emitidas se ha utilizado un receptor habitual de telecomunicación.

RESULTADOS

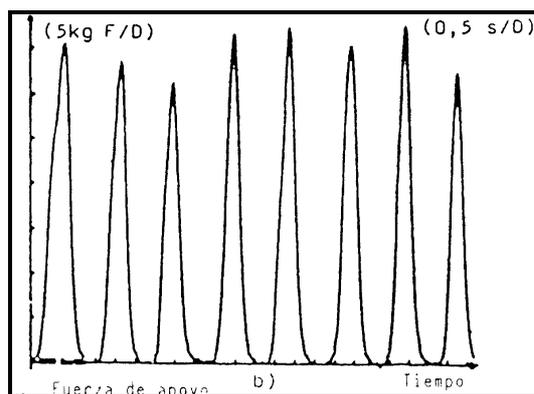
Las señales restituidas a la salida del demodulador permiten analizar los siguientes parámetros durante un ciclo de marcha (Fig. 4):

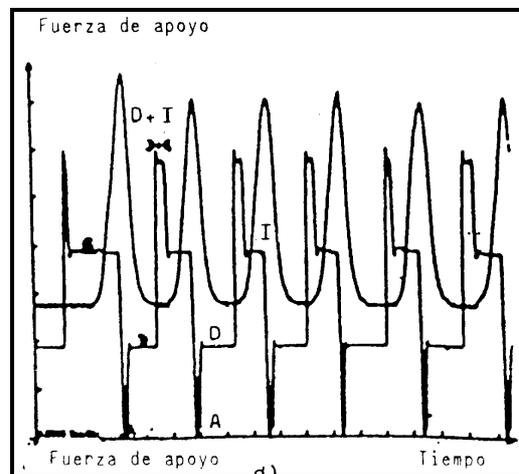
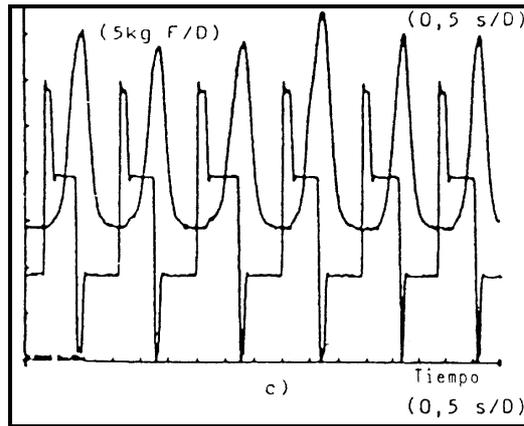
- Fuerzas de apoyo podal y bipodales.
- Fuerzas de apoyo de uno (derecho o izquierdo) o de los dos bastones.



- Fuerzas de apoyo bipodales y de un bastón.

- Fuerzas de apoyo bipodales y de los dos bastones.





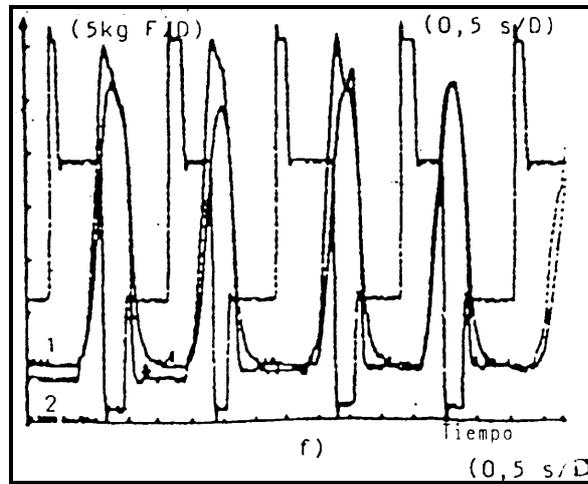
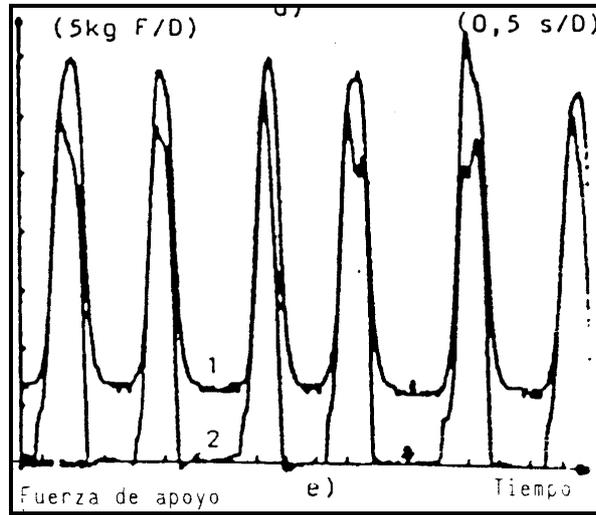


Figura 4. Tipo estándar de señales recogidas durante un ciclo de marcha. a) Señales de las dos suelas: D=derecha, I=izquierda. b) Señal del bastón derecho. c) Señales de las dos suelas y del bastón izquierdo. d) Señales de las dos suelas y del bastón derecho. e) Señales de ambos bastones: 1=derecho, 2=izquierdo. f) Señales de las dos suelas y de los dos bastones

La instrumentación desarrollada y la elección del método de transmisión permiten restituir las señales libres de interferencias entre los distintos emisores, hasta una distancia máxima de 100 metros aproximadamente.

La electrónica, los receptores-emisores y sus acondicionadores, así como las baterías de alimentación, han podido alojarse en el interior de la caña de los bastones, lo que permite a los usuarios evolucionar libremente en su entorno sin ningún tipo de impedimento.

DISCUSIÓN

El análisis de la marcha ha evolucionado de forma paralela a los avances científico-tecnológicos, desde los antiguos y pioneros trabajos fotográficos de Marey en Francia (1873) y Muybridge en USA (1887), hacia, al menos, cuatro líneas principales.

1. *Análisis y cuantificación de la energía utilizada.* Los procedimientos de calorimetría directa e indirecta en circuito cerrado, hoy día están en desuso. La calorimetría indirecta en circuito abierto es de uso habitual para determinar el consumo de oxígeno. La relación lineal entre la frecuencia cardíaca y el consumo de oxígeno permite también su cuantificación, habiéndose estandarizado en la relación que se obtiene de la frecuencia cardíaca estabilizada a la marcha más la frecuencia cardíaca durante el reposo, dividida por la velocidad (Perry, 1992). Otro procedimiento es efectuar por conversión los parámetros biomecánicos en energía potencial y energía cinética. La energía potencial responsable del cambio del centro de gravedad del cuerpo durante la marcha es igual a la masa del sujeto por el desplazamiento vertical del centro de gravedad y por la propia gravedad, mientras que la energía cinética está relacionada con el desplazamiento horizontal del centro de gravedad durante la marcha (Casillas y cols, 1994)

2. *Análisis cualitativo de la actividad muscular.* La fiabilidad de la información electromiográfica está relacionada con el tipo de registro y con el tratamiento de la señal recibida. La utilización de electrodos de superficie y de transmisión por cable disminuyen la fiabilidad. El sistema permite conocer y comprobar la cronología y la

duración de las fases de actividad o de silencio muscular, y determina algún tipo del modo muscular (Blanc, 1994). No diferencia la naturaleza de la contracción y es problemática la evaluación cuantitativa en la integración, frecuencia y amplitud (Yang y Winter, 1984). Es esencial con un estudio cinemático y/o cinético simultáneo (Whittle, 1991). La utilización de electrodos de aguja y la telemetría, aún con los problemas de ambos por las molestias y las interferencias, han de avanzar en su solución.

3. *Análisis del movimiento o cinemático.* Los aspectos clásicos de valoración de los parámetros témporoespaciales -ciclos, dimensiones y frecuencia del paso, velocidad de desplazamiento- se pueden efectuar por cronometría, por contacto plantar mediante interruptores eléctricos, métodos en pistas de marcha o sistemas de poleas. Los aspectos más actuales de la característica del movimiento de la marcha en los diferentes planos del espacio, en relación con las trayectorias de los diferentes segmentos corporales, su movimiento en función del tiempo, sus ángulos y sus variaciones igualmente en función del tiempo, así como las velocidades y las aceleraciones lineales y angulares, o el desplazamiento de los centros de gravedad o de los centros de rotación articular, se resuelve con diversos sistemas espaciales de referencia relativos o absolutos, o por un sistema "stick-diagram", o del movimiento en un plano (Winter, 1990). La goniometría articular bi o tridimensional mide directamente los ángulos articulares y su variación durante el curso del movimiento (Winter, 1990). Los acelerómetros que registran la aceleración mediante transductores que miden la fuerza de reacción asociada a una aceleración dada, produciendo un voltaje proporcional a la fuerza aplicada (Winter, 1990). Por último, las técnicas de imagen entre las que destacan los sistemas optoelectrónicos que permiten el análisis tridimensional del movimiento (Pélissier & Boisson, 1994).

4. *El estudio cinético.* Su objetivo es analizar estadísticamente una serie de parámetros cinéticos desarrollados durante la marcha. Las sollicitaciones que actúan sobre el apoyo podal son el resultado del control y estabilización de la interacción entre la fuerza de la gravedad y las fuerzas de inercia de los diferentes segmentos corporales. Entre las técnicas de registro de cargas externas aplicables al estudio de la marcha humana, destacan las plataformas de fuerzas, los podómetros y las plantillas instrumentadas. Las fuerzas ejercidas sobre el pie durante la fase de apoyo de la marcha se pueden determinar cuantitativa y cualitativamente mediante plataformas dinamométricas, registrando en cada instante de la fase de apoyo la resultante de las magnitudes y dirección de las fuerzas ejercidas sobre el pie en sentido vertical, antero-posterior y transversal así como el punto de aplicación de las mismas. La medida de las fuerzas de reacción es la superposición de dos componentes: el apoyo del peso del cuerpo y la fuerza requerida para la aceleración horizontal, vertical y lateral del cuerpo (Pélissier & Boisson, 1994). Las señales generadas por las plataformas son amplificadas, digitalizadas y procesadas para su posterior representación gráfica y numérica. La gráfica fuerza-tiempo muestra las curvas correspondientes a las tres fuerzas de reacción en función del tiempo: Las fuerzas verticales son de mayor magnitud, presentando dos instantes en los que suelen sobrepasar la fuerza ejercida por el propio peso del cuerpo; las fuerzas antero-posteriores quedan reflejadas por una curva que presenta dos senos, uno positivo, fuerzas en sentido anterior, y otro negativo, fuerzas en sentido posterior; las fuerzas transversales, latero-mediales, muestran una gran variabilidad y son de difícil sistematización, siendo externas o positivas durante la mayor parte del apoyo (García, 1997). Los podómetros y plantillas instrumentadas permiten el registro de la distribución de presiones plantares. Están basados en el empleo de transductores electromecánicos (sensores) que convierten la presión en las

interfases pie-suelo (podómetros) o pie-calzado (plantillas) en una señal eléctrica, mediante una cadena de acondicionamiento y registro de la señal, de magnitud cuantificable obteniéndose la distribución cuantitativa de las presiones plantares (Belenky, Akivis & Aiderman, 1991). La plantilla instrumentada, que permite la medición de la interacción pie-calzado sin restricciones de espacio al poder caminar el sujeto libremente, presenta múltiples aplicaciones entre las que destacan: Técnica ortopédica, tecnología orto-protésica, cirugía, reumatología, análisis biomecánico, medicina deportiva, rehabilitación, dermatología, diabetología (Hoyos y cols, 1993).

Las plantillas instrumentadas presentan problemas tecnológicos de tipo constructivo dado que el espacio disponible es muy limitado; por otra parte, no deben perturbar sensiblemente el proceso en estudio y están continuamente sometidas a deformaciones (Hoyos y cols., 1993). Los problemas fundamentales que plantean los diferentes sistemas de análisis dinámico de presiones plantares durante la marcha son: dificultades técnicas para el diseño de transductores plantares, falta de precisión y fiabilidad del análisis, y la interpretación de los resultados del análisis (Péruchon, Jullian & Rabischong, 1994).

El sistema que se describe en este trabajo puede ser un instrumento útil en el estudio de las interacciones mecánicas entre el pie y la superficie de apoyo, al superar ciertas limitaciones que presentan otros:

- La telemetría permite la total libertad de movimientos y la lectura en tiempo real (Martinet & André, 1994).
- Proporciona un gran confort al ser estético, reducido, ligero de peso y fácilmente adaptable, lo que permite deambular libremente en su entorno.
- Permite restituir las señales libres de interferencias, con lo que las gráficas registradas son más nítidas y fiables.
- La óptima recepción de las señales permite una mensuración más exacta.

REFERENCIAS

- BELENKY, V.E., AKIVIS, M.F., & AIDERMAN, L.B. (1991). Some new trends of biomechanical studies in traumatology and orthopedics. *Clin Orthop*, 264: 12-18.
- BLANC, Y. (1994). Etude de la marche par électromiographie cinésiologique. En Pélissier, J., & Brun, V. eds: *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson.
- CASILLAS, J.M., DULIEU, V., COHEN, M., COTTIN, Y, MARCER, I, & DIDIER, J.P. (1994). Physiologie musculaire et coût énergétique de la marche normale. En Pélissier, J., & Brun, V. eds: *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson.
- DE LA CAFFINIÈRE, J.V., SCHMIT, G., KONDBRUCK, R., & AUCOUTURIER, P. (1980). Evolution des troubles de la marche moyen de la canne dynamometric. *Revue Chirurgique Orthopaédica*, 66: 51-57.
- ELY, D., & SMIDT, L. (1977). Effect of cane on variable of gait for patients whit hip disorders. *Physical Therapy*, 57: 507-512.
- FAIL, A., HEAN, C.C., YVROUD, E., & ANDRE, J.M. (1986). Realisation of an instrumental cane for reeducation. *Mediterranean conferance on medical and biological engineering* (pp. 343-344). Barcelona.
- GARCIA, J. (1997). *Análisis cinético dinámico de la marcha. Estudio de la resultante tiempo-fuerza y de componentes*. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid.
- HARRIS, G.F., LIEUTTER, D.C., BERGNER, B.C., MATESI, D.V, & PELEC, N.J. (1987). A multichannel PMW telemetry system for kinematic gait analysis. *Medical Instrumentation*, 21: 304-313.
- HOYOS, J.V., LAFUENTE, R., SANCHEZ-LACUESTA, J., PRAT, J., SOLER-GRACIA, C. El laboratorio de análisis de la marcha humana. En Prat, J. ed: *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- LE HUY, P., LEBLANC, A., PRINCE, G., ROY, M., & LAMY, J. (1981). Un simple systeme de telemetric pour les signaux bio-electrique. *Innov Tech Biol Med*, 3: 366-368.
- MARTINET, N, & ANDRE, J.M. (1994). Analyse cinématique: approche goniométrique. En Pélissier, J., & Brun, V. eds: *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson.
- NODLE, W.E., & ENGL, W.L. (1971). Integrad ECG telemetric transmitter. *IEEE Journal of Solid State Circuits*, 6: 110-115.
- PELISSIER, J., & BOISSON, D. (1994). Les paramètres de la marche humaine. Techniques actuelles d'exploration. En Pélissier, J., & Brun, V. eds: *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson.

- PERUCHON, E., JULLIAN, J.M., & RABISCHON, G.P. (1994). Analyse de la marche par capteurs plantaires: état de l'art. En Pélissier, J, & Brun, V. eds: *La marche humaine et sa pathologie*. Paris: Masson.
- PERRY, J. (1992). *Gait analysis*. New York, NY: McGraw-Hill, Inc.
- RAINANT, J.J., & LATTEAN, J. (1975). Etude télemétrique de la marche. *Acta Orthopédica Belga*, 41: 89-100.
- WHITTLE, M. (1991). *Gait analysis. An introduction*. New York, NY: Butterworth Heinemann.
- WINTER, D.A., & QUANBURG, A.O. (1975). Multichannel biotelemetry system for use in EMG studies, particularly in locomotion. *American Journal of Physical Medicine*, 3: 142-147.
- WINTER, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2^a ed. New York, NY: John Wiley and sons, Inc.
- YANG, J.F., & WINTER, D.A. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 65: 517-521.