

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume 23

Número
Number 2

Septiembre
September 2002

Artículo:

Sistema para evaluación de la espasticidad muscular

Derechos reservados, Copyright © 2002:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

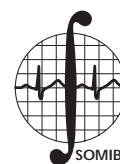
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



Sistema para evaluación de la espasticidad muscular

L Schiaffino,* E Spaich,*
A Rufiner,* S Escobar,*
C Tabernig *

* Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Departamento de Bioingeniería, Casilla de Correo 47 sucursal 3, Paraná, CP (3100), Argentina

Artículo recibido: 14/junio/2002

Artículo aceptado: 16/agosto/2002

RESUMEN

La espasticidad es un desorden del control motor común en las personas que sufren lesiones en el sistema nervioso central. Durante la administración de distintos tratamientos de rehabilitación, es necesario evaluar el grado de espasticidad como un indicador del efecto de la terapia. En este artículo se describe un sistema de evaluación de la espasticidad del músculo cuádriceps antes y después de una sesión de estimulación eléctrica de superficie. El grado de espasticidad se cuantifica por medio del índice de relajación normalizado (IRN), calculado luego de la realización del test del péndulo y se la valora con la escala de Ashworth y la opinión del paciente.

El sistema está integrado por tres bloques: un goniómetro, una unidad portátil de registro y transferencia de datos a la PC y un software específico. El sistema completo fue utilizado con 32 pacientes. De los resultados experimentales podemos concluir que el sistema resultó robusto y fácil de operar en el ambiente hospitalario. Además, la posibilidad de almacenar la evolución del grado de espasticidad de un paciente, tanto cuantitativa como subjetivamente, brinda una herramienta útil para analizar los efectos de diferentes tratamientos en la espasticidad.

Palabras clave:

Espasticidad, estimulación eléctrica, test del péndulo, equipamiento.

ABSTRACT

Spasticity is a motor control disorder common in people with lesions in the central nervous system. To evaluate the effect of different rehabilitation treatments it is necessary to assess the level of spasticity. A system to evaluate the spasticity of the quadriceps muscle, before and after applying a treatment based on electrical stimulation, is described in this paper. The spasticity level is quantified through the normalized relaxation index (NRI), computed after performing the pendulum test. It is also assessed by the Ashworth scale and the patient opinion.

The system consists of 3 blocks: a goniometer, a portable unit that records and transfers the data to the PC, and specific software. The entire system was used to evaluate 32 patients. Based on the experimental results, we can conclude that the system was robust and easy to operate in the hospital environment. Furthermore, the possibility of recording the evolution of spasticity levels, both qualitatively and quantitatively, offers a useful tool to study the effects of electrical stimulation on spasticity.

Key Words:

Spasticity, Electrical Stimulation, Pendulum Test, Equipment.

INTRODUCCIÓN

La hipertonia espástica es un desorden del control motor común en las personas que sufren lesiones en el sistema nervioso central. Esta condición suele producir dificultad para concretar movimientos, aunque en algunos casos el aumento del tono muscular puede resultar beneficioso. La espasticidad se desarrolla cuando, debido a una lesión, el arco reflejo de estiramiento es aislado de su sistema modulador supraespinal produciendo una excitación anormal de las motoneuronas alfa y gamma.

Entre los procedimientos terapéuticos para tratar la espasticidad pueden mencionarse la ejercitación activa, el estiramiento pasivo y los agentes farmacológicos y físicos. Entre los últimos se encuentran el frío, el calor y las corrientes eléctricas¹.

Se han realizado numerosos estudios y desarrollado diversas hipótesis para tratar de explicar los mecanismos mediante los cuales la electroestimulación afecta el grado de hipertonia espástica²⁻⁸. Un estudio multicentro, llevado a cabo con el fin de comprobar los cambios en la espasticidad muscular reportados por otros autores⁹, evidenció la necesidad de contar con herramientas que permitieran evaluar los cambios que se observan en el músculo estimulado eléctricamente.

Los métodos para evaluar espasticidad pueden clasificarse en clínicos, neurofisiológicos y biomecánicos. Los primeros se basan en la observación cualitativa del estado del paciente y su clasificación según distintas escalas, tales como las de Ashworth y Penn¹. Los métodos neurofisiológicos, por ejemplo la evaluación del reflejo de Hoffman, están bien estandarizados pero tienen una correlación pobre con el estado clínico del paciente². Las evaluaciones biomecánicas están basadas en la aplicación de un movimiento o una fuerza a una articulación y el registro de las fuerzas de reacción, momentos y desplazamientos que se correlacionan con la actividad refleja del músculo.

Debido a la complejidad y diversidad de fenómenos mediante los cuales se manifiesta la espasticidad, es difícil obtener un índice que la describa totalmente. Los diferentes métodos de evaluación abordan distintos aspectos de esta patología por lo que para caracterizarla totalmente sería necesario realizar varios de estos exámenes^{2,10}. Por otro lado no se reportaron sistemas que permitan realizar un seguimiento de la evolución del estado espástico muscular y que brinden al usuario información de las evaluaciones realizadas.

En este artículo presentamos el desarrollo de un sistema para la evaluación de la espasticidad del músculo cuádriceps antes y después de la sesión de estimulación eléctrica. El sistema desarrollado cuantifica el grado de hipertonia espástica a través del cálculo de índices obtenidos mediante la realización del test del péndulo y registra la información subjetiva brindada por la escala de Ashworth y la opinión del paciente.

MEDICIÓN DEL GRADO DE ESPASTICIDAD

Test del péndulo

El test del péndulo, uno de los métodos biomecánicos gravitatorios más utilizados en la práctica clínica, fue propuesto en 1951 por Wartenberg. Para realizarlo se ubica al paciente en una camilla en posición supina con las piernas colgando libremente^{11,12}. El examinador toma una de las piernas del paciente, la extiende completamente y luego la suelta permitiendo el balanceo.

En comparación con los sujetos sanos, los pacientes espásticos presentan un número menor de oscilaciones y un tiempo de balanceo más reducido. En 1958 Boczko y Mumenthaler cuantificaron el test del péndulo filmando los movimientos de balanceo y definiendo un cociente de amplitudes para evaluar el grado de amortiguación durante el movimiento¹¹. En 1982 Bajd y Bowman introdujeron el uso de un electrogoniómetro para determinar el desplazamiento angular de la articulación de la rodilla y definieron varios índices en base a los datos adquiridos durante el test del péndulo. Los principales parámetros propuestos por estos autores fueron: cociente de amplitudes, índice de relajación (IR), primer máximo del goniograma, número de oscilaciones y duración temporal de las oscilaciones¹³. Sin embargo sólo para el IR se han reportado variaciones mínimas en mediciones repetidas, una aceptable correlación con los índices clínicos de espasticidad y una buena correspondencia entre los cambios en su valor y los cambios en la condición espástica del paciente^{11,12}.

El IR se define como el cociente entre el valor de excursión angular máxima correspondiente al primer balanceo (A2) y la diferencia entre los ángulos de comienzo y fin (A1) (Figuras 1a y 1b).

$$IR = \frac{\Phi_0 - \Phi_1}{\Phi_0 - \Phi_f} = \frac{A_2}{A_1} \quad (1)$$

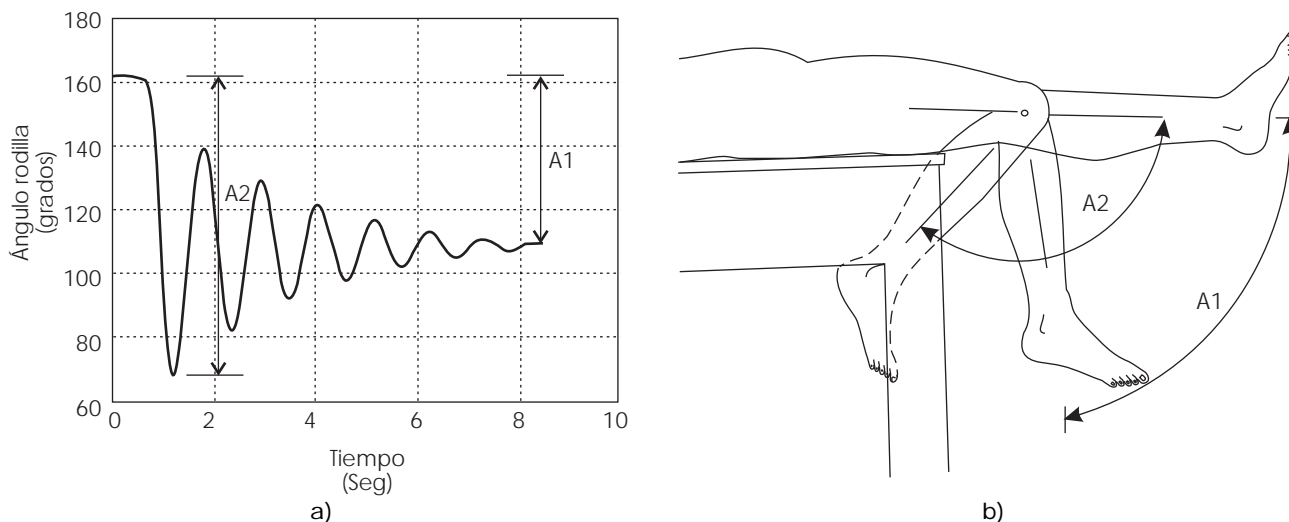


Figura 1. a) Curva de desplazamiento característica obtenida con el test del péndulo. Se indican los ángulos que se emplean para calcular el IR. b) Movimiento de la pierna en el test del péndulo y los ángulos considerados.

donde j_0 es el ángulo de comienzo, j_1 el valor angular igual al primer mínimo del goniograma y j_r el ángulo final.

El IR cuantifica el grado en que los músculos extensores de la rodilla frenan el movimiento de la articulación: cuanto mayor sea este efecto menor será el IR. En los sujetos sanos la amplitud del IR es aproximadamente 1,6; mientras que en los pacientes espásticos generalmente se obtienen valores menores debido al reflejo de estiramiento exagerado. Bajd et al. propusieron un índice de relajación normalizado (IRN) que se obtiene dividiendo el IR por una constante M ^{11,12}.

$$IRN = \frac{IR}{M} \quad (2)$$

El valor de M depende del protocolo usado, de la configuración del sistema de medición y de la edad de los sujetos. Se reportaron valores de M entre 1.47 y 1.69, por lo que se recomienda estimar el valor normal en cada condición de operación¹².

Un IRN mayor que 1 significa que el miembro no es espástico, mientras que un IRN menor que 1 indica la presencia de espasticidad

REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

El sistema descrito en este artículo fue diseñado específicamente como herramienta para evaluar la espasticidad de los músculos extensores de la

rodilla estimulados eléctricamente. Para su diseño se definieron los siguientes requerimientos:

- a) Que permita la evaluación cuantitativa del estado de espasticidad de los músculos extensores de la rodilla, a partir de la realización del test del péndulo.
- b) Que no requiera movilizar al paciente a un laboratorio específico para realizar los distintos registros.
- c) Que incluya un software capaz de:
 - Graficar y almacenar el goniograma de la articulación de la rodilla, obtenido durante la realización del test del péndulo;
 - Calcular el IRN;
 - Almacenar y visualizar los datos del paciente, los resultados del test de Ashworth y la percepción del estado espástico efectuada por el mismo paciente.
- d) Que permita registrar el seguimiento de los niveles de espasticidad de un paciente antes y después de utilizar la estimulación eléctrica.

DISEÑO DEL SISTEMA

El sistema está integrado por 3 bloques:

1. Goniómetro
2. Unidad de registro y transferencia de datos a la computadora.

3. Software específico que se ejecuta en una computadora personal (PC)

GONIÓMETRO

El goniómetro consta de dos partes: el sensor y la estructura mecánica. El sensor utilizado es un potenciómetro lineal de 10 Kohms que permite convertir el movimiento de la articulación de la rodilla en el plano sagital en una variación resistiva. Ésta es proporcional al desplazamiento del cursor acorde a la siguiente fórmula:

$$R = \frac{1}{\sigma A} \cdot (1 - x) \tag{3}$$

donde x es distancia recorrida desde el terminal fijo, A el área del contacto y σ la resistividad.

La estructura mecánica consiste en dos brazos de acrílico semirrígidos, articulados entre sí mediante el cursor del potenciómetro. Los brazos se sujetan al muslo y a la pierna respectivamente por bandas elásticas.

Mediante dos topes mecánicos se limita el desplazamiento de los brazos entre sí. Esto permite que el sensor trabaje siempre en el mismo rango de variación resistiva, desde los 4,6 Kohms (posición de 20°) hasta los 10 Kohms (posición de 180° o extensión de la rodilla).

UNIDAD DE REGISTRO Y TRANSFERENCIA DE DATOS A LA COMPUTADORA

El núcleo de este bloque es el microcontrolador MC68HC05P9 (P9) de Motorola que recibe a través de sus puertos la siguiente información:

- a) Modo de funcionamiento: escritura o lectura
- b) Señal de inicio de operación en el modo escritura
- c) Señal analógica proveniente del goniómetro

El subsistema de registro y transferencia de datos a la PC, cuyo diagrama en bloques puede observarse en la Figura 2, tiene dos modos de funcionamiento: lectura o escritura. En modo escritura la señal analógica proveniente del goniómetro es digitalizada por el conversor analógico digital del microcontrolador. Los datos digitales de 8 bits se envían a una memoria RAM externa de 2Kb. Esta memoria es configurada por el microcontrolador para que almacene los datos digitales. Un contador de 12 bits externo al P9 genera las posiciones de memoria donde se almacenan los distintos datos.

La frecuencia de muestreo de la señal analógica es de 100 Hz, por lo que es posible almacenar un estudio de 20 segundos en la memoria RAM. Este tiempo asegura, con un amplio margen, el registro de todas las variaciones angulares producidas durante la ejecución del test del péndulo. Cuando se llega a la última posición de memoria RAM disponible, el microcontrolador detiene el proceso de conversión y activa una señal visual indicando que la adquisición ha finalizado.

En modo lectura, el P9 configura la RAM para acceder a su contenido, que es direccionado por el contador externo. Los datos adquiridos en el modo escritura se transfieren desde un puerto de salida del P9 al puerto paralelo de la computadora de a 4 bits por vez. La transferencia de un byte está comandada por el software que se ejecuta en la PC a través del primer bit (D0)

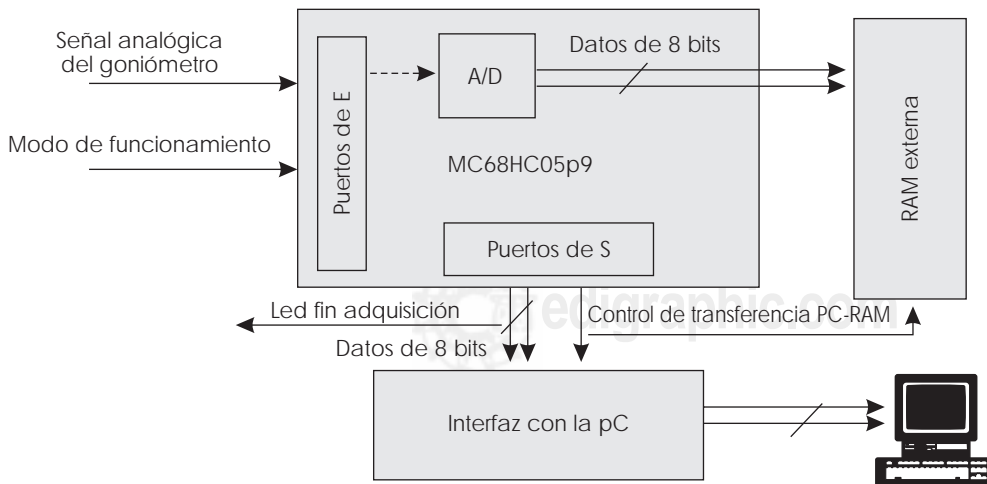


Figura 2. Diagrama en bloques de la unidad de registro y transferencia de datos a la PC.

del byte de datos del puerto paralelo (bit de salida de la PC). D0 cambia alternativamente de estado lo que indica al P9 que debe ingresar primero los 4 bits más significativos y luego los 4 bits menos significativos. El valor angular del dato de 8 bits es calculado por el software que se ejecuta en la PC.

SOFTWARE

El software, desarrollado en entorno Windows, es una interfase con documentos múltiples que permite abrir dos o más registros de pacientes en una misma aplicación.

El software dedicado obtiene los datos del módulo de registro, los convierte a un valor angular real, los almacena, visualiza, realiza el cálculo del IRN para cuantificar el nivel de espasticidad y permite llevar un registro para cada paciente. Se obtuvo un IR para sujetos normales de 1.55, adoptándose este valor como la constante M para obtener el IRN.

El software calcula el ángulo real de la articulación de la rodilla, para lo cual fue necesario conocer la sensibilidad del potenciómetro y el nivel de voltaje de este cuando se encuentra en la posición de 180 grados. Como el potenciómetro es un dispositivo lineal, el cálculo angular es igual a:

$$AR(t) = \frac{VM - V(t)}{K} \quad (4)$$

donde AR es el valor angular para un tiempo t, VM el valor de voltaje para una posición de 180 grados en el goniómetro, V(t) el valor de voltaje en el goniómetro para el tiempo t y K una constante calculada en función de la sensibilidad, el máximo valor de resistencia y la cantidad de vueltas del potenciómetro.

El programa permite también almacenar los resultados de la evaluación cualitativa realizada por los profesionales antes y después de la sesión de estimulación, mediante el registro de la escala de Ashworth y de la opinión del paciente respecto de la percepción de su propio estado. Los registros angulares se guardan en archivos de acceso aleatorio, lo que permite que sean accedidos en cualquier posición sin la necesidad de utilizar un secuenciamiento para lectura o escritura. Tanto los datos del paciente como los resultados del protocolo son guardados en archivos secuenciales de textos en los que se almacenan también el nombre del archivo de registros angulares para poder relacionarlos unívocamente.

RESULTADOS

El sistema completo fue utilizado para evaluar los cambios en la espasticidad del músculo cuádriceps de 32 pacientes. Durante la realización de estos estudios se comprobaron las prestaciones y el funcionamiento del sistema completo. El goniómetro permitió el sensado del movimiento angular de la articulación de la rodilla en el plano sagital durante la ejecución del test del péndulo con una resolución de 0,02 [V/grado] y una relación señal/ruido de 50.

La unidad de registro fue alimentada con una batería de 9V, sus dimensiones fueron 15 x 9 x 6 cm; y su peso 283 g (Figura 3).

El software se ejecutó desde el disco rígido de una PC como un archivo .EXE ocupando un total de 640 Kbytes.

Los IRN fueron calculados, en todos los casos, con una sensibilidad de 0.01. La interfase gráfica y varios registros de goniogramas pueden observarse en la Figura 4. La interacción del usuario con el software en la creación y el uso de las fichas pacientes resultó amigable (Figura 5).

El sistema desarrollado resultó de fácil manejo y alta robustez al momento de su empleo rutinario en las instituciones de salud.

CONCLUSIONES

El sistema desarrollado cumple ampliamente con los requerimientos de diseño. La portabilidad del



Figura 3. Fotografía del sistema de evaluación de la espasticidad muscular.

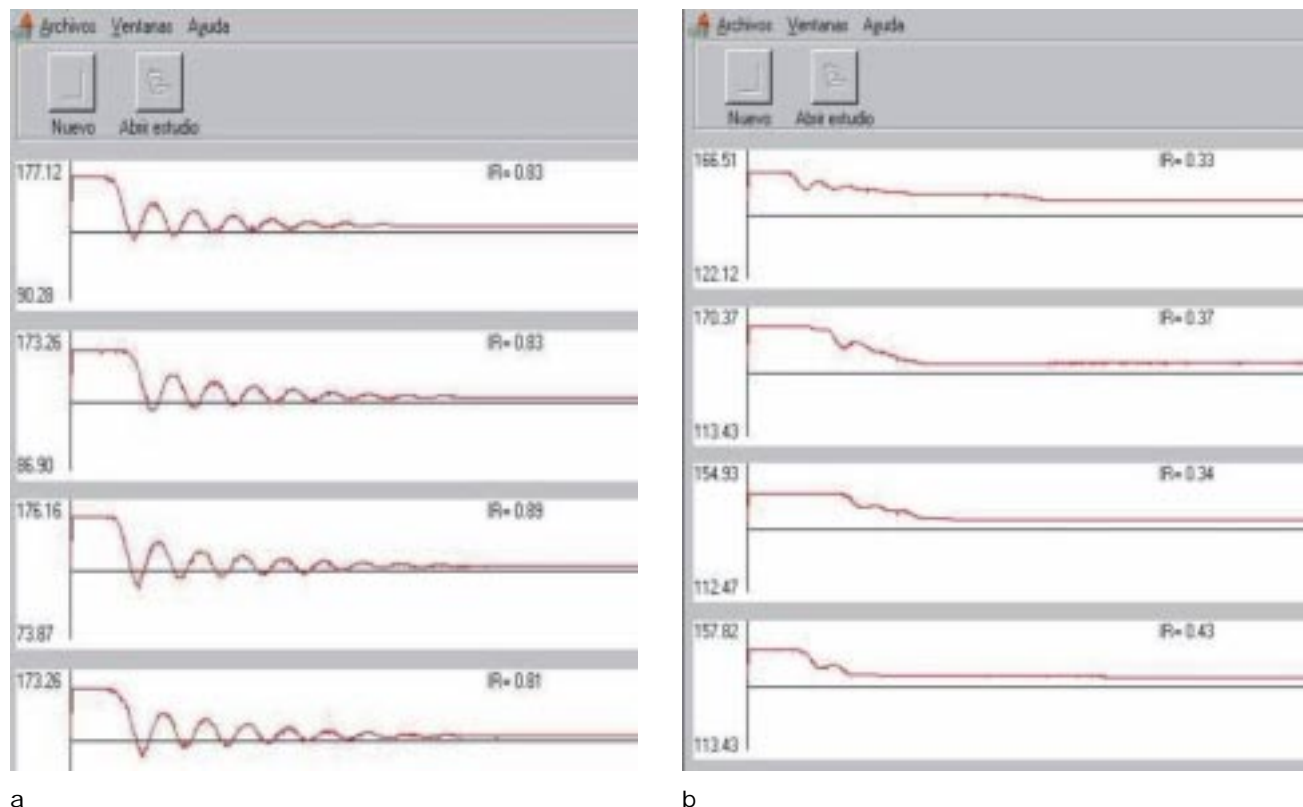


Figura 4. Gráfica ginométrica de la rodilla obtenida. a) Paciente con espasticidad moderada; b) Paciente con espasticidad severa.

Figura 5. Ficha de paciente con el registro de la escala de Ashworth y la opinión del paciente.

módulo de registro permite adquirir los goniogramas en cualquier espacio físico que cumpla con el único requisito de contar con una camilla adecuada para la realización del test del péndulo.

Por último, la posibilidad de almacenar la evolución de los grados de espasticidad de un paciente, tanto en forma cuantitativa como subjetiva, brinda una herramienta útil para analizar los

efectos de la estimulación eléctrica, o de otro tipo de tratamiento, en la espasticidad de los músculos extensores de la rodilla.

BIBLIOGRAFÍA

1. Arroyo MO, Arzoz T, Cabrera J, Calderon F, Sebatían F, Matin Serrano E. Espasticidad. *Rehabilitación*, 1998; 32: 419-429.
2. Stefanovska A, Rebersek S, Bajd T, Vodovnik L. Effects of electrical stimulation on spasticity. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Med* 1991; 3(1): 59-99.
3. Rebersek S, Vodovnik L, Stefanovska A, Bajd T, Gregoric M, Gros N. Modification of spasticity with electrical stimulation. *Progress Reports on Electronics in Med. and Biology* 1986; 159-166.
4. Vodovnik L, Bowman BR, Hufford P. Effects of electrical stimulation on spinal spasticity. *Scand. Journal Rehabilitation Med* 1984; 16: 29-34.
5. Vodovnik L, Stefanovska A, Bajd T. Effects of stimulation parameters on modification of spinal spasticity. *Medical & Biological Eng & Comp* 1987; 25: 439-442.
6. Dewal JPA, Given JD, Rymer WZ. Long-lasting reduction of spasticity induced by skin electrical stimulation. *IEEE Transaction on Rehabilitation Eng* 1996; 4(4): 231-242.
7. Stefanovska A, Vodovnik L, Gros N, Rebersek S, Acimovic-Janezic R. FES and spasticity. *IEEE Transaction on Biomedical Eng* 1989; 36(7): 738-745.
8. Vodovnik L, Bowman BR, Winchester P. Effect of electrical stimulation on spasticity in hemiparetic patients. *International Rehabilitation Medicine* 1984; 6: 153-156.
9. Spaich E, Tabernig C, Sgobba ME, Sotelano F. Short term effects of surface electrical stimulation on spasticity: preliminary results. *Proceedings of 5th Conf. of the Inter. Functional Electrical Stim. Society* 2000; 100-102.
10. Priebe MM, Sherwood AM, Thornby J I, Kharas NF, Markowski J. Clinical assessment of spasticity in spinal cord injury: a multidimensional problem. *Arch Phys Medical Rehabilitation*, 1996; 77: 713-716.
11. Ferrarin M, Osio M, Abello G. A new biomechanical approach to pendulum test for spasticity evaluation. *Proceedings of the EEC-RAFT Workshop, Milano, Diciembre 1993*.
12. Bajd T, Vodovnik L. Pendulum testing of spasticity. *Journal Biomedical Engineering* 1984; 6: 9-16.
13. Bajd T, Bowman B. Testing and modelling of spasticity. *Journal Biomedical Engineering* 1982; 4: 90-96.