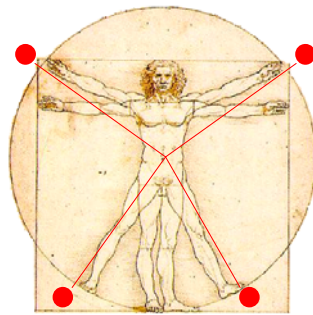


# **TECNOLOGÍ@ y DESARROLLO**

*Revista de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente*

VOLUMEN II . AÑO 2004

SEPARATA



## **ELECTROGONIÓMETRO COMO DISPOSITIVO DE REALIMENTACIÓN (BIOFEEDBACK) PARA ELECTRO- ESTIMULACIÓN CONTROLADA**

Emilio López Beltrán



UNIVERSIDAD ALFONSO X EL SABIO  
Escuela Politécnica Superior

Villanueva de la Cañada (Madrid)

© Del texto: Emilio López Beltrán

Noviembre, 2004

[http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECELS04\\_003.pdf](http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECELS04_003.pdf)

© De la edición: *Revista Tecnol@ y desarrollo*

Escuela Politécnica Superior.

Universidad Alfonso X el Sabio.

28691, Villanueva de la Cañada (Madrid).

ISSN: 1696-8085

Editor: Julio Merino García [tecnologia@uax.es](mailto:tecnologia@uax.es)

No está permitida la reproducción total o parcial de este artículo, ni su almacenamiento o transmisión ya sea electrónico, químico, mecánico, por fotocopia u otros métodos, sin permiso previo por escrito de la revista.

*Tecnol@ y desarrollo. ISSN 1696-8085. Vol.II. 2004.*

# **ELECTROGONIÓMETRO COMO DISPOSITIVO DE REALIMENTACIÓN (BIOFEEDBACK) PARA ELECTROESTIMULACIÓN CONTROLADA**

**Emilio López Beltrán**

Doctor en Ciencias Físicas,  
Departamento de Electrónica y Sistemas, Escuela Politécnica Superior, Universidad Alfonso X El Sabio,  
Avda. de la Universidad nº 1, Villanueva de la Cañada, 28691 Madrid. Spain. Tlf.: 918109234, e-mail:  
elopezbel@uax.es

## **RESUMEN:**

Las terapias de rehabilitación suelen requerir la participación activa del paciente. Ejemplo de ello son personas con lesiones cuya capacidad de movimiento de las extremidades ha sido considerablemente mermada. El presente trabajo trata sobre un sistema de rehabilitación donde es preciso que exista un mínimo de capacidad de movimiento voluntario residual en la extremidad a ser tratada. En particular, se presenta el diseño de un electrogoniómetro, como componente del sistema de rehabilitación, que se utiliza como elemento de interacción con el paciente, indicándole el grado de participación/progreso, durante el proceso de la rehabilitación. Cuando el paciente logra mover la extremidad alcanzando un rango de movimiento establecido por el goniómetro, se activa un electroestimulador conectado a la extremidad, continuando así el movimiento ligeramente, desactivándose éste cuando el electrogoniómetro detecta un segundo umbral de rango de movimiento. El refuerzo positivo que experimenta el paciente trae como consecuencia un mayor grado de implicación con el objetivo de alcanzar la máxima recuperación posible.

**PALABRAS CLAVE:** *Goniómetro, electrogoniómetro, electroestimulación, biofeedback, rehabilitación.*

## **ABSTRACT:**

*Rehabilitation therapies usually require active patient participation. People who suffered an injury, where the capacity of movement of a limb is considerably diminished, is an example of this kind of rehabilitation. The work presented in this paper considers a rehabilitation system where it is necessary that there remains a minimum residual voluntary capacity of movement of the limb to be treated. In particular, a design of an electrogoniometer is described, which is a component of the rehabilitation system, that acts as an interactive element with the patient allowing him/her to visually monitor his/her degree of participation/progress during the rehabilitation process. Whenever the patient reaches a voluntary range of motion of the limb, previously set as a threshold in the electrogoniometer, an electrical stimulator, connected to the limb, is turned on and aids the patient to continue his/her movement slightly further (muscle facilitation), and as a second threshold of movement is reached, the electrical stimulator is turned off. It is expected that this positive reinforcement that the patient experiences brings him/her to a higher level of motivation which should favor a maximum possible recovery in limb voluntary motion.*

**KEY-WORDS:** *Goniometer, electrogoniometer, electrical stimulation, biofeedback, rehabilitation.*

El presente trabajo se realizó en colaboración entre la Universidad de Minnesota y MEDTRONIC INC., Neuro-Division, Minnesota, U.S.A. Financiado por NIH (National Institutes of Health), U.S.A.

[http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECELS04\\_003.pdf](http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECELS04_003.pdf)

## 1.Introducción

En el presente trabajo se diseñó e implementó un electrogoniómetro como elemento fundamental en la interacción con el paciente de un sistema de rehabilitación. Los pacientes, cuyo rango de movimiento de alguna o varias extremidades ha sido severamente mermado, pero no totalmente, podrían someterse a terapias de rehabilitación utilizando un sistema como el que se describe en este artículo.

La palabra goniómetro viene del griego *gònia* (ángulo) y *metron* (medida). Sirve para medir ángulos de giro alrededor de un eje. Por lo tanto, el goniómetro tiene un eje de giro o pivote al que se le acoplan dos segmentos o alidadas (Cervera, en línea). En todo goniómetro se necesita que una de las alidadas sea fija y la otra móvil, de tal manera que una de ellas señale sobre un disco graduado (fijo ó móvil). En la Figura 1 se muestra un goniómetro.

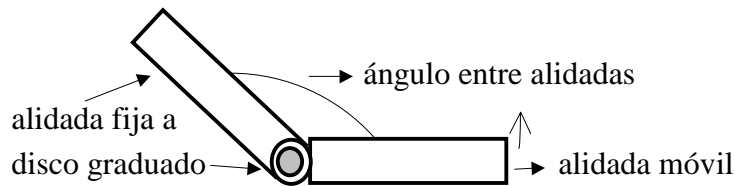


Figura 1. Esquema de un goniómetro.

En rehabilitación y terapia ocupacional se emplea para la medición de ángulos articulares. Adicionalmente puede aportar valiosa información sobre la posición, la velocidad y la aceleración angular de determinadas articulaciones o de implementos deportivos articulados en general. En el presente trabajo el goniómetro se ha utilizado para medir ángulo de giro con el fin de determinar rango de movimiento de las articulaciones de las extremidades.

Para medir el rango de movimiento de una extremidad, el electrogoniómetro se posiciona de tal manera que su eje de giro coincida con el eje de giro de la articulación o eje mecánico. Este proceso no es tan sencillo debido a la complejidad de las articulaciones. Si bien se considera que el movimiento de las articulaciones es primordialmente de rotación, giro, ó basculación, es frecuente que el eje de giro se desplace con el movimiento. En consecuencia, el punto de pivote del electrogoniómetro normalmente se posiciona de tal manera que coincida con el punto medio del desplazamiento del eje de giro de la articulación, teniendo en

cuenta que la trayectoria que describe dicho desplazamiento es del tipo ovoide (Williams et al., 2001). Debido a que en la terapia de rehabilitación se trabaja con pequeños movimientos o giros de la articulación, la selección del eje mecánico podría realizarse como el eje de rotación conjunta más habitual.

Las articulaciones constituyen uniones de huesos (del inglés *joint* ó *articulation*). Entre las articulaciones que es posible aplicar ésta rehabilitación se encuentran hombro, codo, muñeca, rodilla y tobillo. Son articulaciones que poseen un elevado grado de movimiento. Pueden diferir en los movimientos permitidos debido a la manera en que se unen los huesos o grupos de huesos, el cartílago o cartílagos y la cápsula fibrosa que los envuelve, las uniones con los tendones o ligamentos, que a su vez unen con los músculos que producen los movimientos de los huesos que forman la articulación.

Para explicar el sistema de rehabilitación nos centraremos en la articulación del codo. Como la terapia se centra en movimientos aislados, el mismo método se aplicará para otras articulaciones. El codo, que es la unión del brazo con el antebrazo, es una articulación sinovial compuesta. Realmente está constituida por tres articulaciones (Daza Lesmes, 1996). El tipo de movimiento del codo es de basculación asociada a giro y rotación conjunta. En definitiva, el codo permite flexión y extensión, que conjuntamente está acompañada de una ligera rotación (Williams et al., 2001). Para describir el funcionamiento del sistema de rehabilitación nos hemos centrado en el movimiento de giro, examinando únicamente el rango de movimiento de flexión. Este movimiento de giro es de tipo pivote restringido a un solo eje transversal. Por este motivo al codo se le asocia un grado de libertad. Por contraposición, al hombro, por ejemplo, se le asocian tres grados de libertad, el máximo para articulaciones en el cuerpo humano.

Una vez colocado el electrogoniómetro para detectar el ángulo de la articulación del codo, se colocan los electrodos en el brazo directamente sobre los músculos flexores (Daza Lesmes, 1996). Los electrodos se conectan a un electroestimulador o FES (Functional Electrical Stimulation), que puede ser un TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator) o a un aparato de NMES (Neuromuscular Electrical Stimulation) (Roth Gersh, 1992). El paciente se sienta y coloca el brazo sobre un soporte o mesa, donde el codo está semiflexionado, adoptando una postura cómoda. En la Figura 2 se muestra el sistema de rehabilitación. Para realizar la rehabilitación no es necesario que el codo esté lo más extendido posible.

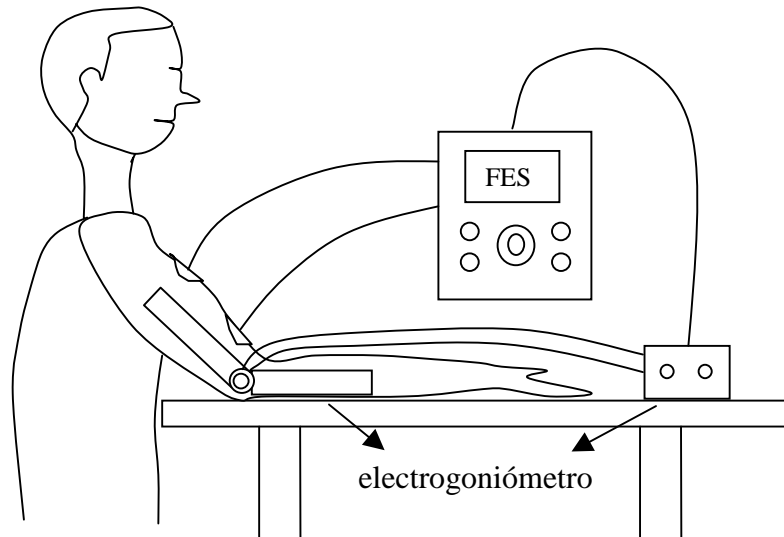


Figura 2. Sistema de rehabilitación.

El protocolo de rehabilitación es el siguiente. El paciente inicia un movimiento voluntario del brazo. El electrogoniómetro registra el ángulo alcanzado por el codo. Teniendo en cuenta este movimiento voluntario, se marca un primer ángulo (umbral) en el electrogoniómetro. Para que la terapia continúe, el paciente debe alcanzar ese ángulo. Si el ángulo es alcanzado, el electrogoniómetro servirá de interruptor para activar o encender el electroestimulador. Con el electroestimulador activado se continúa, de manera externa, la contracción de los músculos flexores. Se precisa que dicha contracción sea lo más parecido posible a una contracción voluntaria. El paciente observa en todo momento el movimiento, el cual se ha prolongado con la ayuda del electroestimulador, de tal manera que se aumente ligeramente el rango que el paciente puede alcanzar de manera voluntaria. Esto se consigue marcando un segundo ángulo umbral en el electrogoniómetro que, una vez alcanzado, apagará el electroestimulador. El brazo retornará a su posición original por la acción de la gravedad.

El efecto que se produce con este ligero aumento del movimiento del brazo más allá del acto voluntario, constituye un refuerzo positivo que estimulará al paciente a aumentar de manera voluntaria su capacidad de movimiento. El hecho de que el paciente sea consciente de un

parámetro de su cuerpo e intente modificarlo, constituye un comportamiento totalmente análogo a lo que tradicionalmente se conoce como *biofeedback* (Arlandis Guzmán et al., 2000). El proceso de rehabilitación se repite las veces y las sesiones que considere el terapeuta.

Esta terapia de rehabilitación se propone para pacientes con lesiones o enfermedades que han afectado los mecanismos neuro-musculares del control del movimiento. Por ejemplo, se podría aplicar a personas que tras sufrir un accidente han quedado hemipléjicos o parapléjicos, donde ha permanecido alguna capacidad residual voluntaria de movimiento de las extremidades. El éxito de este proceso de rehabilitación se basa en el fenómeno de la plasticidad (Bishop, 1982), que consiste en la capacidad de regeneración pudiéndose establecer o “reclutar” nuevas vías nerviosas en pacientes que han sufrido daños en las vías nerviosas aferentes de la columna. También puede aplicarse como mecanismo de ayuda al paciente a realizar el movimiento, donde el electroestimulador actúa mientras el paciente ejecuta el movimiento de manera voluntaria, dando lugar a procedimientos de “facilitación o reeducación muscular” (Roth Gersh, 1992). Incluso, este sistema se podría utilizar en el tratamiento de la espasticidad, para pacientes que han sufrido un trauma en el sistema nervioso central, interfiriendo en la recuperación del control normal del movimiento de las extremidades (Roth Gersh, 1992). Adicionalmente, resulta de gran utilidad en la recuperación de pacientes con lesiones menos graves, como por ejemplo al sufrir una lesión al practicar deporte, donde la extremidad puede moverse sin causar dolor, agilizando el proceso de recuperación.

## 2. Electrogoniómetro

El electrogoniómetro que se ha diseñado e implementado detecta el movimiento de algunas articulaciones de las extremidades en humanos. Para ello, detecta el ángulo de desplazamiento de las articulaciones. Incorpora la posibilidad de detectar dos posiciones o ángulos de desplazamiento. Estos ángulos o umbrales detectados servirán para encender y apagar un electroestimulador cuyos electrodos estarán colocados en la superficie de la piel directamente sobre los músculos que causan movimiento de la articulación. Cuando la articulación alcanza el primer umbral de ángulo, el circuito encenderá el electroestimulador provocando la continuidad del movimiento de la articulación hasta alcanzar un segundo umbral de posición. En esta posición se apagará el electroestimulador, cesando el movimiento inducido de la articulación. La articulación retorna a su posición de reposo cayendo por la acción de la gravedad, estando el paciente preparado para iniciar otro intento.

Se construyó un goniómetro con un eje de pivote y dos alidadas de aluminio de 15 cm de longitud, siendo una de éstas fija al eje de pivote. La alidada fija fue colocada en el brazo, de tal manera que la alidada móvil podía girar junto con el movimiento de giro del codo. Se tomaron en consideración tanto aspectos económicos como mecánicos en el diseño, siendo aluminio un material idóneo, tanto por su ligereza como su precio.

Para convertir ángulo de giro a una correspondiente señal eléctrica, en el eje de pivote se colocó un potenciómetro. Se utilizó un potenciómetro de giro suave y preciso (JDK) de 5 K $\Omega$  ajustable de una vuelta, de 23 mm y 5 W de potencia nominal. Son buenos disipadores de calor, presentan una tolerancia del elemento resistivo de  $\pm 10\%$ , permitiendo una rotación nominal de 360° (270° eléctricos/300° mecánicos). Para obtener el grado de precisión del potenciómetro se realizaron varias pruebas de calibración y se obtuvo una correlación entre el voltaje del potenciómetro ( $V_p$ ) y su correspondiente resistencia, indicada por el terminal móvil, de 0,999 (comportamiento casi perfecto lineal), donde no se encontró evidencia de presencia de histéresis.

A partir de la señal de voltaje del potenciómetro se procedió al diseño de la parte electrónica, que consistía en el circuito que controlaba al electroestimulador, incorporando un circuito lógico que anulaba el encendido del electroestimulador cuando el electrogoniómetro retornaba a su posición de reposo.

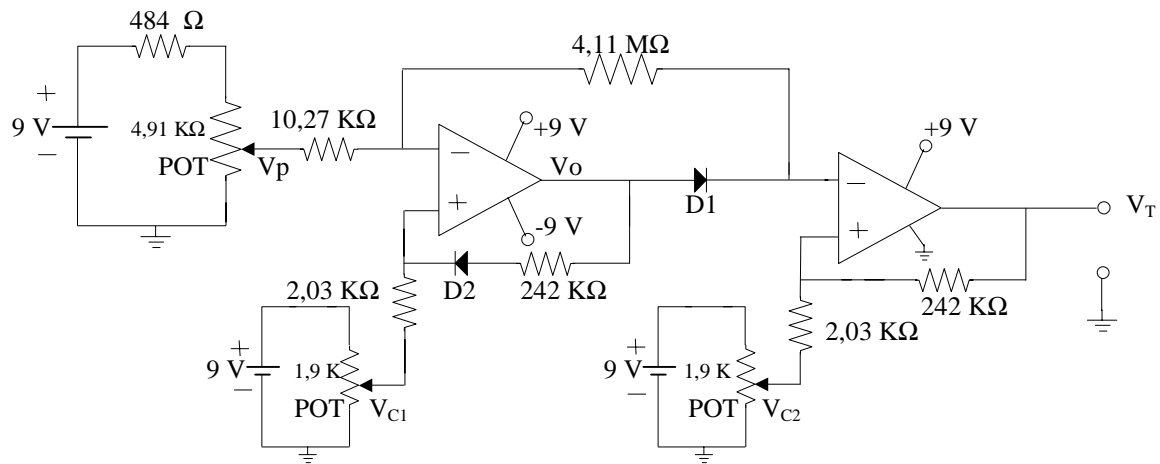
El objetivo principal del circuito consistía en proporcionar una señal de “on” y “off” para controlar encender/apagar el electroestimulador. Estas señales de “on” y “off” vienen determinadas por los dos umbrales de detección, de tal manera que permite variar de manera independiente tanto la posición de “on” como la de “off”.

Dado que la mayoría de los electroestimuladores funcionan con una batería de 9 V, también el electrogoniómetro fue alimentado con 9 V. Por lo tanto, la salida del electrogoniómetro consistía en una señal de voltaje en forma de pulso de 9 V, cuyos extremos del pulso se pueden variar de manera independiente.

En el diseño del circuito, había que garantizar una relación lineal entre ángulo de desplazamiento y voltaje  $V_p$ . Para ello es esencial no extraer corriente alguna (en el mayor grado posible) a través del terminal de contacto de giro del potenciómetro, manteniendo así una corriente constante en el circuito de captación de  $V_p$  mientras el potenciómetro rota. Este requisito es indispensable para garantizar la proporcionalidad lineal entre  $V_p$  y R (resistencia variable del potenciómetro). Esto se consiguió acoplando éste circuito de captación mediante



amplificadores y diodos, proveyendo así unas impedancias de captación de  $V_p$  elevadas (ver Figura 3).



$V_o$ (inicio) = +9 V	$V_T$ (inicio) = 0 V
$V_o$ (electroestimulador encendido) = -9 V	$V_T$ (electroestimulador encendido) = +9V
$V_o$ (electroestimulador apagado) = -9 V	$V_T$ (electroestimulador apagado) = 0 V

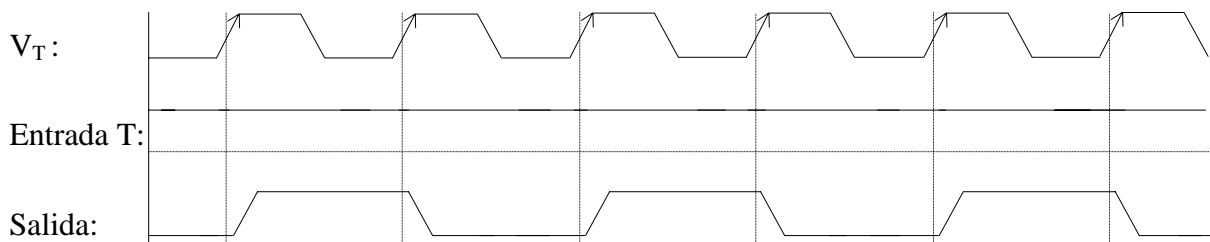
Figura 3. Circuito electrónico del electrogoniómetro

Del circuito de la Figura 3 se observa que se pueden ajustar dos voltajes de umbral,  $V_{C1}$  y  $V_{C2}$ , donde  $V_{C1}$  representa el ángulo umbral que debe alcanzar el paciente y  $V_{C2}$  representa el ángulo umbral para apagar el electroestimulador, por lo tanto  $V_{C1} < V_{C2}$ . Se utilizaron dos potenciómetros lineales de 1,94 KΩ (JDK) para establecer  $V_{C1}$  y  $V_{C2}$ . Asumiendo que se parte desde una posición inicial de  $V_p < V_{C1}$ , el voltaje  $V_o$  (ver Figura 2) es +9 V y  $V_T$  0 voltios. En los disparadores Schmitt se utilizó una histéresis mínima de menos de 0,1 voltios, lo cual fue hallado experimentalmente que estaba por debajo de 1°, suficiente para superar el rango de operación lineal y los niveles de ruido del amplificador (National Semiconductor, 323). Cuando  $V_p = V_{C1}$  se producía el cambio repentino de  $V_o$  a +9 V, donde el único retardo existente procedería de la respuesta natural del propio amplificador.

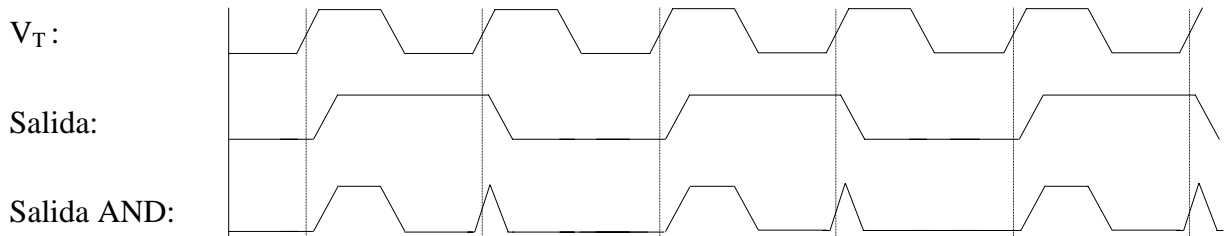
En el rango en que  $V_{C1} < V_P < V_{C2}$ ,  $V_T$  se mantendría a 9 V (manteniendo encendido el electroestimulador, siendo  $V_o$  negativo, quedando bloqueado por el diodo (D1) evitando que éste voltaje alcance la entrada del segundo comparador. Si  $V_{C2} \leq V_{C1}$  la salida  $V_T$  permanecería en “off”, aún cuando  $V_P > V_{C1}$ . En el momento en que  $V_P$  sea ligeramente superior a  $V_{C2}$ ,  $V_T$  retorna a 0 voltios, desactivando el electroestimulador. La conexión con el electroestimulador se realizaba con un minijack estándar, de tal manera que cuando entraba la señal de  $V_T$  de 9V, se ponía en marcha una secuencia de trenes de pulsos, previamente programados, que estimularían los músculos flexores a través de los electrodos.

El valor de la resistencia de 4,11 M $\Omega$  fue determinado experimentalmente para alcanzar un compromiso entre la influencia de  $V_o$  en la entrada del primer comparador y el efecto de producir un desajuste significativo de impedancias a la entrada del segundo amplificador.

La señal de salida del circuito  $V_T$  se conectó a una interfaz lógica (no mostrada en la figura) cuyo objetivo era enmascarar una ventana de encendido producida por el retorno del antebrazo a su posición de reposo. El circuito lógico funcionaba de la siguiente manera: la señal  $V_T$  se utilizó como señal de reloj de un biestable tipo JK (CMOS HEF 4027B, Dual JK flip-flop, PHILIPS) operando como un biestable tipo T (entradas J y K unidas formando una única entrada) disparado por flanco de subida, cuya única entrada T estaba conectada a 9 V a través de una resistencia de “pull-up”. De esta manera el biestable funcionaba como un contador binario de pulsos dando como resultado la siguiente salida no invertida del biestable:



La señal de salida del biestable junto con la señal original  $V_T$  eran introducidas como entradas de una puerta lógica AND (CMOS HEF 4081, 2-input AND gates, PHILIPS), donde la salida sería la señal de voltaje utilizada para alimentar el electroestimulador.



Se observa que se habría producido un pulso corto en duración (“glitch”) que habría encendido momentáneamente el electroestimulador durante el proceso de retorno del antebrazo a su posición de reposo, o sea, en cada pulso par en el contador. Esto es debido a los cortos tiempos de retardo que se producen al pasar las señales por los distintos componentes electrónicos. Estos pulsos cortos no deseados, dado que son de muy corta duración, no suponen un peligro o molestia para el paciente. El circuito del electrogoniómetro está aislado del electroestimulador. Sin embargo, evitando estos “glitches” se conseguía que el electrogoniómetro controlara el electroestimulador de la manera deseada. Para ello, es suficiente con invertir la señal de  $V_T$  original dos o tres veces antes de utilizarla como entrada de la puerta AND. En cualquier caso, el problema de los “glitches” está ampliamente resuelto en el pasado utilizando circuitos convencionales (Horowitz et al., 1980), (Katz, 1994), o mediante el multiplexado de los pulsos o ventanas creadas en  $V_T$  durante la subida y la bajada del antebrazo (Baena et al., 1997, págs. 218-220). Para asegurar un correcto funcionamiento del circuito enmascarador de pulsos, se introduce un circuito de reset o puesta a cero inicial, o en cualquier momento deseado, del biestable, utilizando un circuito convencional.

Finalmente, la señal procedente de la puerta AND pasaría por un amplificador (National Semiconductor, 323) en configuración de seguidor de tensión o un driver, cuya salida ( $V_T$  enmascarada) sería la que conectaría con el electroestimulador, activando un relay procedente del interior de éste, actuado así como interruptor y a su vez proveyendo de aislamiento eléctrico hacia el electroestimulador, y en una eventualidad, hacia el paciente.

El sistema completo, incluyendo el electroestimulador, fue montado y se comprobó que el prototipo funcionaba correctamente, según las previsiones de diseño descritas en el presente artículo.

### 3. Conclusiones

Se ha diseñado y construido un prototipo de electrogoniómetro a incorporar en un sistema de rehabilitación con el objetivo de adquirir un aumento en el rango de movimiento en extremidades de pacientes cuya capacidad de movimiento voluntario ha sido severamente mermada, pero no en su totalidad. Es a partir de esta capacidad residual de movimiento, aunque mínima, y de la realimentación que aporta el sistema al paciente, con la incorporación del electrogoniómetro, en lo que se basa la terapia de rehabilitación. Esto hace imprescindible la participación activa del paciente, de tal manera que, al aumentar su grado de implicación o motivación, se potencie la máxima recuperación posible en cuanto a aumento efectivo de rango de movimiento de la articulación o extremidad lesionadas.

Las pruebas realizadas con el prototipo demostraron que la instrumentación completa funcionó correctamente. Se espera que en el futuro esta tecnología de rehabilitación se incorpore en los programas de rehabilitación de un amplio rango de pacientes, desde lesiones leves, donde podría producirse una aceleración en la recuperación del movimiento en su rango natural, hasta el tratamiento de pacientes que han sufrido graves lesiones en los mecanismos neuromusculares del control voluntario del movimiento (Hamonet et al., 1990).

Es necesario la realización de pruebas en pacientes para determinar los tipos y grados de lesiones en los que se podría recomendar esta terapia de rehabilitación, así como el grado de éxito o de recuperación a esperar.

### 4. Bibliografía

ARLANDIS GUZMÁN, S.; MARTÍNEZ-AGULLÓ, E. y JIMÉNEZ-CRUZ, J.F. (2000): *Alternativas terapéuticas para la disfunción miccional crónica*. Ponencias del LXV Congreso Nacional de Urología: *Neuromodulación: Una nueva alternativa terapéutica para los trastornos del tracto urinario inferior*, Capítulo 5, Madrid.

BAENA, C.; BELLIDO, M.J.; MOLINA, A.J.; PARRA, M.P.; VALENCIA, M. (1997): *Problemas de Circuitos y Sistemas Digitales*. McGRAW-HILL, Madrid, pp.: 218-220.

BAKER, LL., et al. (1979). *Electrical stimulation of wrist and fingers for hemiplegic patients*. Phys. Ther. 59: p. 1495.

BISHOP, B. (1982). *Neural plasticity, Part 2: Postnatal maturation and function-induced plasticity*. Phys. Ther. 62: p. 1132.

- BISHOP, B. (1982): *Neural plasticity, Part 3: Responses to lesions in the peripheral nervous system*. Phys. Ther. 62: p. 1275.
- BOWMAN, B.R.; BAKEL, LL. and WATERS, R.L. (1979). *Positional feedback and electrical stimulation: an automated treatment for the hemiplegic wrist*. Arch. Phys. Med. Rehabil. 60: p. 497.
- DAZA LESMES, J. (1997). *Test de movilidad articular y examen muscular de las extremidades*. Editorial Medica Internacional LTDA, Colombia, pp. 85-99.
- HAMONET, CL. y HEULEU, J.N. (1990). *Manual de Rehabilitación*. MASSON S.A., 2ª Edición, Paris, pp. 88-96.
- HOROWITZ, P. and Hill, W. (1980). *The art of electronics*. Cambridge University Press, New York.
- KATZ, R.H. (1994). *Contemporary Logic Design*. The Benjamin/Cummings Publishing Company, Inc., California.
- ROTH GERSH, M.I (1992). *Electrotherapy in Rehabilitation*. F.A. Davis Company, Philadelphia.
- WILLIAMS, P.L., BANNISTER, L.H., BERRY, M., COLLINS, P.; DYSON, M.; DUSSEK, J.E., FERGUSON, M.W.J. (Editores) (2001). *Anatomía de Gray*. Tomo I 38ª Edición. Editorial Harcourt (Edición en Español), Madrid.
- WINCHESTER, P., et al. (1983): *Effects of feedback stimulation training and cyclic electrical stimulation on knee extensión in hemiparetic patients*. Phys. Ther. 63: p. 1096.

## 5. Webgrafía

<http://www.cartograma.com/validada.html>.

[http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECELS04\\_003.pdf](http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECELS04_003.pdf)