



Captador para ayudas técnicas, a partir de señal de EMG, con depuración de accionamientos involuntarios por la hipótesis temporal extendida

Joaquín Roca Dorda *
José Antonio Villarejo Mañas *
Joaquín Roca González *

* Grupo de Investigación "Electrónica Industrial y Médica", ETSII. de Cartagena, Universidad Politécnica de Cartagena (UPCT). Campus Muralla del Mar, Cartagena (España) 30203. jrd@plc.um.es

Artículo recibido: 12/abril/2000

Artículo aceptado: 28/agosto/2000

RESUMEN

En este trabajo se muestra la utilización de los potenciales de EMG, de superficie, en la generación de señales similares a las que proporcionaría un pulsador destinado a controlar las Ayudas Tecnológicas que facilitan, a personas con grandes discapacidades físicas, el acceso al ordenador. Para la eliminación de los accionamientos no deseados de dichos pulsadores (provocados por movimientos involuntarios de origen espasmódico) se propone una variante de la depuración temporal, ampliamente comprobada por los autores en captadores convencionales y basada en la Hipótesis Temporal Extendida, que se presenta como una consecuencia de la caracterización de los accionamientos, a partir de la señal EMG.

Palabras clave:

Señal EMG, Rehabilitación, Hipótesis temporal extendida.

ABSTRACT

This article summarizes our experiences and results obtained when using surface—EMG potentials for the synthesis of logical switch, alike signals as those used to operate different technical aids designed to grant computer access for motor disabled peoples. In order to filter the undesired switch activation pulses due to involuntary movements, we propose a new variation of the classical time validation algorithm, (which we have previously tested widely) based upon the Extended Temporal Hypothesis, which is introduced here as direct result of the analysis of the EMG signal associated to the Muscles involved with switch activation.

Key words:

EMG signal, Disabled people, Extended temporal hypothesis.

INTRODUCCIÓN

En personas con grandes discapacidades físicas es habitual utilizar una técnica denominada "barrido", para facilitar su acceso al ordenador. Esta técnica

consiste en ir habilitando sucesivamente, en una pantalla auxiliar, una serie de opciones de las cuales el usuario elegirá la deseada, por la activación de un captador. Estos captadores, que por norma general son de accionamiento mecánico (o bien sensores de

proximidad capacitivos, ópticos, etc.) presentan un problema: La necesidad de su ubicación, dentro de un entorno accesible al usuario con discapacidad, y en lugar adecuado a la funcionalidad residual de éste.

En los trabajos realizados por nuestro grupo (inicialmente, en la Universidad de Murcia y actualmente en la Universidad Politécnica de Cartagena, de reciente creación), dentro de la colaboración que mantiene con la Asociación Tutelar del Discapacitado de Cartagena ASTUS; se ha observado que muchos afectados de parálisis cerebral tienen grandes problemas a la hora de generar una trayectoria definida y precisa de sus miembros, mientras que su respuesta de "inicio" o "final" de movimiento, si puede ser controlada voluntariamente con relativa facilidad.

Esta observación, nos llevó a explorar la posibilidad de sustituir el captador, al que tenía que dirigir su movimiento el sujeto, para validar la elección, por un sistema de captación de señales de EMG; el cual detectará el inicio o final del movimiento de cualquier músculo que, aunque no esté directamente relacionado con el miembro que conserva restos funcionales; se comporte activamente generando señales de EMG al inicio de movimientos imprecisos hacia el captador. Tal sucede con algunas unidades musculares de la espalda, al iniciar movimientos con los miembros superiores, el cuello, etc.

LÓGICA DE FUNCIONAMIENTO DEL PULSADOR ACTIVADO POR LA SEÑAL DE EMG

Toda actividad muscular lleva asociada la generación de unos biopotenciales (las señales de electromiograma) que pueden ser detectados en la superficie de la piel. Varios autores han estudiado la relación entre la señal de EMG superficial y la fuerza desarrollada por el músculo sobre el que se realiza la medida¹ llegándose a la conclusión de que el valor eficaz de la señal de EMG guarda una estrecha relación, cuasi lineal, con la fuerza desarrollada por el músculo.

Es esto, lo que ha permitido aprovechar la relación entre el valor eficaz y la fuerza para remplazar la pulsación de un captador por la actividad eléctrica desarrollada en el músculo.² Para sustituir un pulsador electromecánico por el dispositivo que se propone, (captador de EMG), la señal deberá ser modificada hasta obtener un valor TTL, a partir de los biopotenciales musculares. El proceso seguido para realizar esta transformación es el indicado en la figura 1, donde se puede ver como la señal de EMG es transformada, en su valor eficaz por tramos (cálculo del valor eficaz en una ventana); posteriormente, este valor es comparado con un umbral (V_{ref}) obteniéndose así una señal digital.⁶

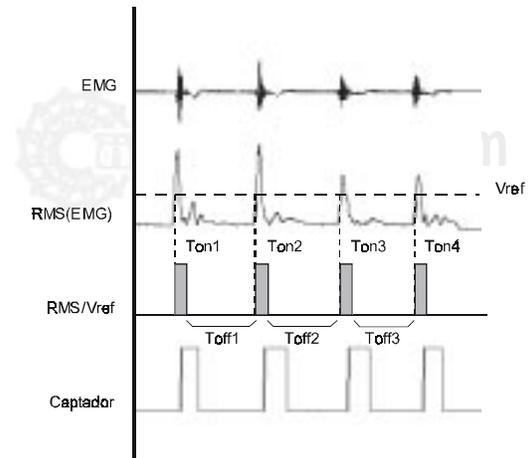


Figura 1. Proceso seguido para transformar la señal del EMG en pulsos TTL.

Con objeto de realizar un equipo capaz de trabajar en tiempo real y de bajo costo, se implementó un procesado analógico de las señales. Por otra parte, y de las dos opciones posibles para la transformación de los potenciales: realizar el cálculo del valor eficaz de tensión o bien la integral del valor absoluto de la señal de EMG; ha sido elegido, por sus buenos resultados, el primero de estos métodos, lo que ha originado una estructura como la mostrada en la figura 2; donde, como puede verse, existen varias etapas con funcionalidades bien definidas.^{2,4,6,9}

En la figura 2, se pueden destacar los siguientes elementos:

1. Electrodo de superficie (activos), pueden utilizarse sin necesidad de preparación de la piel.
2. Realimentación negativa para eliminar tensión en modo común.
3. Amplificador en modo de instrumentación.
4. Amplificador de aislamiento.
5. Captador electromecánico para la comprobación de los resultados obtenidos.
6. Acondicionador del captador.
7. Unidad de aislamiento.
8. Microprocesador.
9. Preprocesado analógico.
10. Multiplexor + A/D.

De los elementos anteriormente citados hay que destacar la importancia del uso de electrodos activos ya que, al no necesitar gel, son de mayor comodidad para el usuario, al tiempo que disminuyen el riesgo de posibles irritaciones y molestias derivadas de un uso

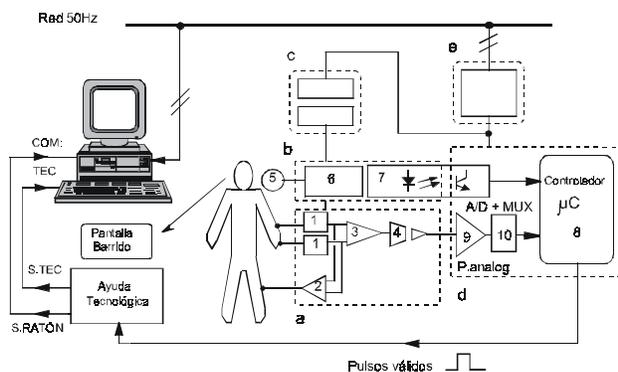


Figura 2. Diagrama de bloques del sistema propuesto.

prolongado del captador. Además, y dado que la señal obtenida está destinada a ser transformada en una señal lógica (todo-nada), pueden utilizarse filtros rechaza-banda, a la frecuencia de la red y algunos de sus armónicos, sin riesgo de perder información relevante para el funcionamiento del dispositivo.

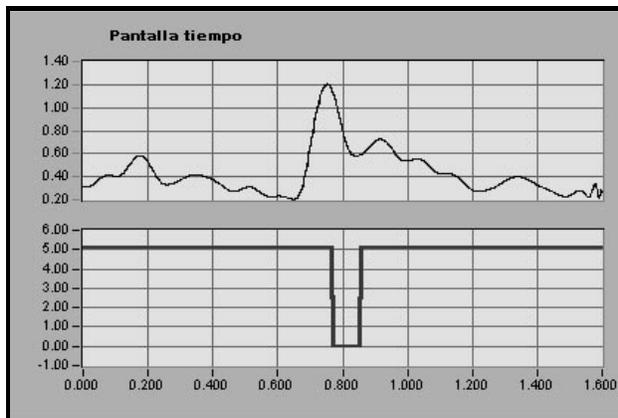
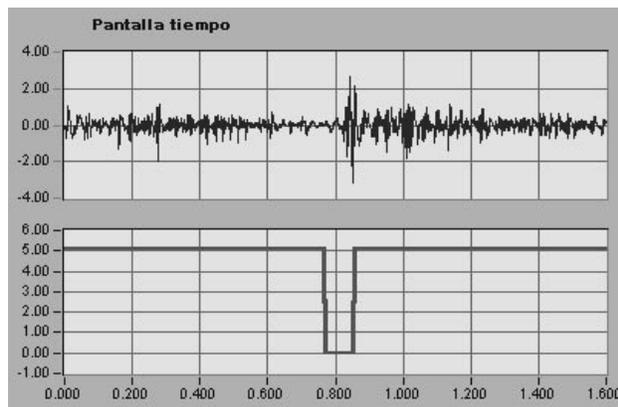


Figura 3. Señal EMG en relación con la del captador y con la correspondiente a su valor RMS.

La utilización de un microprocesador ha facilitado la experimentación para distintos modos de trabajo, cuales son:

- Convertir la señal EMG, y su valor RMS, a digital, utilizando un determinado umbral de referencia.
- Convertir la señal a digital utilizando como condición de disparo las pendientes (crecimiento) y el nivel alcanzado.

El primer modo ofrece como ventaja una sencilla implementación. El segundo por el contrario, como la experiencia ha demostrado, necesitaría un estudio previo de cada individuo para caracterizar sus movimientos voluntarios e involuntarios por el análisis de sus pendientes y otros parámetros, como más adelante se indicará.

En la figura 3 puede verse la señal EMG, en su relación con la del captador, así como la correspondiente a su valor RMS, en relación otra vez con la misma.

PROBLEMAS OCASIONADOS POR LOS ACCIONAMIENTOS INVOLUNTARIOS

En los últimos años, la evolución de las Ayudas Técnicas para discapacitados se ha orientado (y muy acertadamente por su innegable efecto integrador como "ayuda aumentativa"), hacia sistemas que garantizan el acceso a los equipos informáticos. Para ello se han diseñado equipamientos basados en técnicas especiales de multiplexión (barrido), que permiten al usuario realizar distintas selecciones (por ejemplo; generar todos los caracteres y comandos de un teclado QWERTY), a partir de una única señal lógica generada por el accionamiento de un captador.

Dentro de esta filosofía, es absolutamente indispensable que el sistema; usuario-captador-interface-software de barrido, se encuentre permanentemente sincronizado, al fin de que sea posible al sujeto, desencadenar, en el sistema informático y por accionamiento del captador; precisamente la acción deseada y no ninguna otra.

Por desgracia, y muy habitualmente en algunas discapacidades como la parálisis cerebral de afección motriz, los movimientos voluntarios que realiza el sujeto para conseguir el accionamiento del captador, son acompañados por otros de tipo espasmódico o involuntario (espásticos, atetoides, atáxicos, etc.) que, originando accionamientos no deseados del captador, desencadenan, paralelamente, acciones indeseadas en el equipo informático.

Adicionalmente la velocidad de respuesta de estos usuarios es lenta. Por tanto, con el objetivo de eliminar las pulsaciones del captador debidas a los moviemien-

tos involuntarios, se hace necesario introducir técnicas que, permitiendo el reconocimiento y diferenciación entre los accionamientos producidos por ambos (movimientos voluntarios e involuntarios), pueda garantizar la no consideración de estos últimos, de forma que no afecten al proceso generando errores cuya recuperación resultaría problemática; ocasionando siempre un aumento de la duración de las tareas a realizar.

DEPURACIÓN TEMPORAL DE LOS ACCIONAMIENTOS

Históricamente, han sido variadas las técnicas utilizadas en la eliminación de las señales correspondientes a accionamientos no voluntarios de los captadores.

Algunos diseñadores de ayudas técnicas han sobredimensionado, en los captadores por contacto, la fuerza o el desplazamiento, (carrera muerta), necesarios para su accionamiento. Nuestra experiencia, en casi seis años de trabajo en este campo, nos lleva a afirmar que esto produce resultados pobres y dudosamente repetibles.

Otros diseñadores, en los últimos años, han apoyado la idea de que la duración y la separación temporal de las señales digitales procedentes de los captadores pueden permitir el reconocimiento de los accionamientos espasmódicos.

Hasta donde conocemos, este supuesto no ha sido avalado por ninguna justificación distinta de un extenso, bien intencionado y ciertamente útil, conocimiento empírico del problema descrito. Por ello nuestro equipo, partiendo del supuesto de que la información temporal del captador, por sí sola, no era totalmente representativa del proceso de accionamiento; inició un estudio de estas señales, en conjunto con el de la señal de EMG de superficie, ambas relacionadas con ambos, los movimientos voluntarios e involuntarios.^{5,6,8}

El desarrollo de estos trabajos, ha permitido identificar una serie de patrones en la evolución de la señal de EMG asociada a los accionamientos, que han servido para la caracterización de ocho tipos básicos de accionamientos involuntarios; a saber:

- **Fallos en ON** (I1 a I4): Hemos llamado así a los que se originan cuando el espasmo del sujeto produce una liberación indeseada del captador. Las señales correspondientes a estos accionamientos se presentan en la figura 4.
- **Pulsos en OFF** (I5 a I8): Hemos llamado así a los que se originan cuando el espasmo del sujeto produce, desde el reposo, un accionamiento totalmente indeseado del captador. Las señales correspondientes a estos accionamientos se presentan en la figura 4.

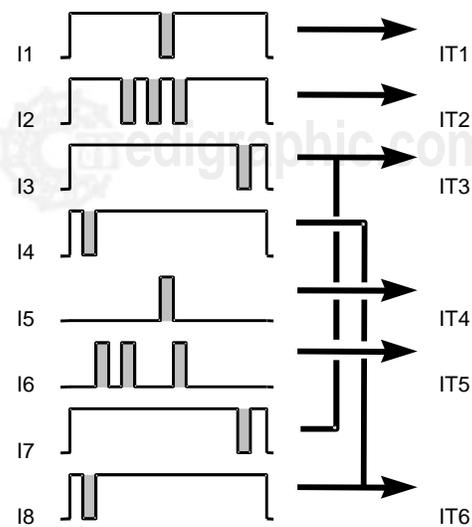


Figura 4. Accionamientos involuntarios según caracterización temporal en EMG.

Los patrones, de la señal de EMG que han permitido este reconocimiento se corresponden a:

- Patrones de Transición de la d/dt del valor RMS.
- Patrones Variación de la Frecuencia Mediana, en el espectro de potencia.
- Patrones Temporales, por comparación del valor RMS, con un nivel de referencia

Esta técnica, (la identificación por patrones) precisa, para su aplicación directamente sobre la señal de EMG, de un coste, computacional y de equipamiento, relativamente elevado³ para cuya implementación se han propuesto tres Arquitecturas Globales distintas.⁶

De otra parte el conocimiento adquirido en la identificación de patrones de la señal de EMG, así como el análisis de toda la información generada en una amplia casuística, sobre 30 sujetos pertenecientes a la asociación ASTUS (con patologías como: Tetraplejía, Hemiplejías, ataxia, etc.), han permitido el enunciado de lo que hemos llamado **Hipótesis Temporal Extendida**; que puede ser utilizada, con éxito, en la depuración de los accionamientos involuntarios o espasmódicos. Para ello se ha combinado, el uso de los patrones temporales, con la determinación de los tiempos de respuesta "naturales", de los sujetos mediante métodos y equipos desarrollados con anterioridad.⁷

HIPÓTESIS TEMPORAL EXTENDIDA

La Hipótesis Temporal Extendida, puede enunciarse como sigue:

- I) "Es posible reconocer, en una apreciable proporción, el carácter de voluntario o involuntario de un accionamiento, tanto a partir de la información temporal de la señal del captador, como del resultado de comparación del valor RMS de la señal de EMG con una referencia; si se conoce el tiempo de respuesta natural del sujeto (T_{rn})"
- II) "Es posible realizar una depuración de los accionamientos involuntarios, basada sólo en técnicas temporales, si se aplican los tres parámetros temporales (T_{on} , T_{off} y T_{elim}) de la señal y las dos técnicas de anulación (Sumación y Eliminación), para el procesado de pulsos.

La Función de los parámetros Tiempo ON (T_{on}), Tiempo OFF (T_{off}) y Tiempo de ELIMINACIÓN (T_{elim}); refiriéndolos a su aplicación sobre el captador es la que, en un supuesto práctico, se presenta a continuación, viniendo definidos por:

- T_{on} : Tiempo mínimo que debe estar el captador accionado, para considerar la pulsación como válida. Evita de una manera sencilla que pulsaciones de carácter involuntario (generalmente con una corta duración) sean tomadas como válidas.
- T_{off} : Tiempo mínimo, tras una pulsación válida, que el captador debe permanecer desactivado. Su función es la de permitir discriminar accionamientos, que tendrían su origen en espasmos intencionales de liberación, al no poder el usuario controlar correctamente el final de la liberación del captador (fin de la actividad muscular) y también en el inicio del movimiento, (en este caso; espasmos intencionales de accionamiento).
- T_{elim} : Si el captador permanece liberado un tiempo inferior a este valor, no debe considerarse esta liberación. Este parámetro está destinado a facilitar una pulsación prolongada a personas con temblores y de esta forma evita el confundir un accionamiento simple, con un "tren" de pulsaciones.

En torno a estos tiempos, se definen las dos acciones llamadas **sumación** y **eliminación**. En la figura 5, puede verse como actúan estas dos técnicas, en el proceso de rechazo de todas las señales correspondientes a accionamientos involuntarios.

De otra parte, en la figura 5, también se ve un ejemplo esquemático de aplicación de los parámetros definidos, en el tratamiento de una señal ya transformada; donde es posible comprobar su utilidad para eliminar pulsaciones no deseadas.

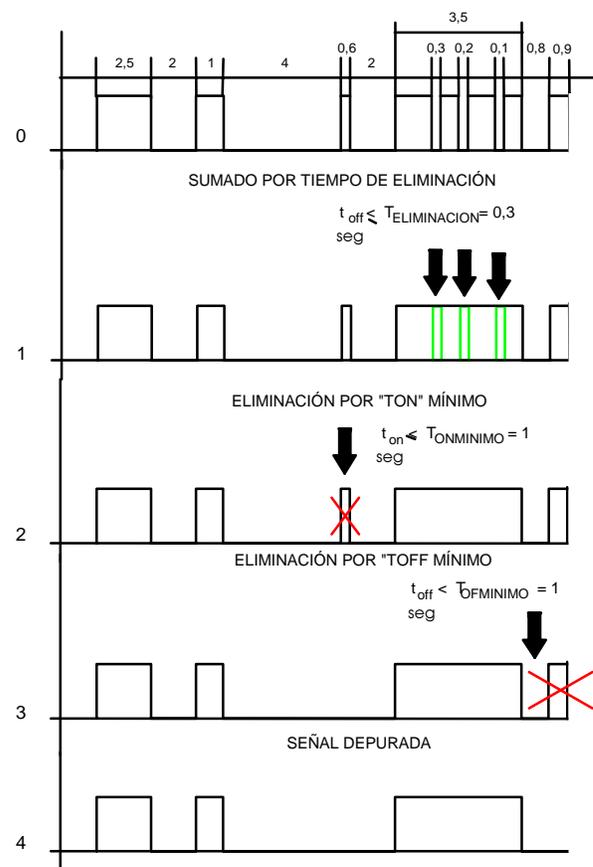


Figura 5. Señal original procedente del captador.

Los dos primeros pulsos se dan como válidos al superar el T_{on} establecido. El tercer pulso es eliminado por no superarlo, y el cuarto; es la suma de un tren de impulsos que, por no estar separados un tiempo superior al de "eliminación", se deben considerar como una única pulsación de larga duración. El último pulso es eliminado por estar dentro del tiempo de inactividad (T_{off}) que sigue a una pulsación válida.

La experiencia ha demostrado que los valores de estos parámetros son diferentes para cada individuo, (aunque algo relacionados dentro de la misma patología), habiéndose desarrollado herramientas, tanto en software como en hardware, para ayudar a los educadores a establecer los valores más adecuados para cada usuario.

En la figura 6 se muestra la pantalla de una de estas herramientas, (el software TP4). Como puede verse en la misma, la selección de los parámetros temporales ha sido inadecuada; por lo que no se aplica "sumación" a la señal real correspondiente al quinto pulso de test (en la parte superior). La aplicación de

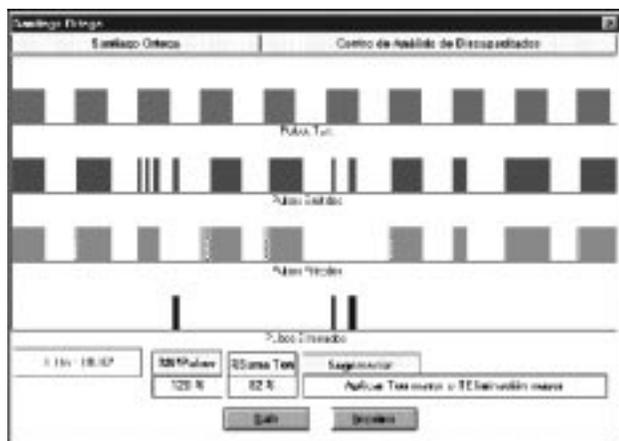


Figura 6. Pantalla de la herramienta TP4.

las medidas sugeridas, (aumentar *Ton* o *Telim*), permitiría no eliminar los pulsos segundo y tercero (en pulsos eliminados) con lo que se restituiría el pulso que falta (en pulsos filtrados), apareciendo un pulso adicional, en el espacio tras el quinto existente.

Aunque la eliminación por la Hipótesis Temporal Extendida, fue inicialmente desarrollada para captadores convencionales; se ha comprobado que sigue siendo igualmente útil para los captadores basados en EMG superficial, realizando la evaluación temporal, sobre las señales resultantes de la comparación de su RMS, con un nivel de referencia.

De otra parte la técnica es fácilmente implementable sobre el propio microcontrolador que casi necesariamente ha de incluir la Ayuda Tecnológica. En estas condiciones cabe esperar una efectividad próxima al 65 – 70 %, en la supresión de los accionamientos involuntarios originados por espasmos.

RESULTADOS OBTENIDOS POR EL USO CONJUNTO DEL CAPTADOR EMG Y LA TÉCNICA DE SUPRESIÓN PROPUESTA

Las pruebas realizadas han puesto de manifiesto que las posibilidades de ubicación de estos captadores (basados en la captación y procesado de la actividad de EMG) superan con creces a las de los captadores existentes; facilitando el aprovechamiento de los movimientos residuales de las personas con graves discapacidades físicas.

La principal razón que justifica esta afirmación, es que utilizándolos, como se propone, no es necesario el encontrar una ubicación concreta para el captador, siendo posible situar éste sobre cualquier parte de la anatomía relacionada muscularmente, (aún de forma

lejana), con la funcionalidad residual más importante presentada por el usuario. Se ahorra, así, al sujeto, el esfuerzo, concentración y en ocasiones nerviosismo que supone la necesidad de seguir, en el movimiento, una trayectoria determinada y precisa hacia el captador convencional.

Así por ejemplo, supuesto que el sujeto intenta mover su mano hacia un punto concreto, señalado como "blanco", donde se ha situado un conmutador convencional de contacto; un captador de EMG de superficie que esté permanentemente situado en la espalda o sobre el hombro será más fácilmente activable que el captador convencional (que tiene que ser activado, tras una trayectoria precisa, por el dorso de la mano o con el puño).

De echo, basta iniciar el movimiento hacia un "blanco ficticio" (se sustituye el conmutador convencional por una indicación luminosa de tamaño apreciable) para que la señal EMG proporcione una información válida de selección.

De esta forma se mejoran las condiciones de trabajo del usuario y se reduce y aminora el indeseable efecto de la fatiga.

Un efecto inesperado, pero muy positivo, de la ubicación del captador de EMG sobre masas musculares que tengan "relación secundaria" con la funcionalidad residual de los sujetos (la que controla el movimiento hacia el "blanco ficticio"), es que, en ocasiones, estas masa musculares están menos afectadas de espasmos que otras más directamente comprometidas en la realización de movimientos de gran amplitud.

A este respecto, y aunque todavía no hemos llegado a plantear una explicación de este hecho, debidamente fundamentada, cabe pensar en su relación con el reflejo de estiramiento, como posible justificación del mismo.

Por otra parte no hay que ignorar que la aplicación del tipo de captador que se describe hace aparecer un nuevo parámetro a determinar: el "umbral de conversión" de la señal de EMG (V_{ref}), el cual dependerá de la ubicación de los captadores, lo que necesariamente dificultará la tarea de los evaluadores educadores, y monitores que trabajan con discapacitados; por la necesidad de determinar del valor óptimo de cada sujeto.

A este efecto nuestro grupo trabaja en el desarrollo de un software que ayude a determinar este parámetro, complementando las funciones que realiza el ya descrito TP4, para los parámetros temporales.

BIBLIOGRAFÍA

1. J.V. Basmajian and C. J. De Luca. "Muscles alive" John Wiley & Sons, 1995.

2. Webster. "Encyclopedia of medical devices and instrumentation". Tomo 2. John Wiley & Sons, 1988.
3. Alan V. Oppenheim, Ronald W. Schaffer. "Discrete-time signal processing". Prentice Hall, 1985.
4. Varios autores. "Burr-Brown IC data book". 1995.
5. José M. Fernández Meroño, Joaquín Roca Dorda, José A. Villarejo Mañas. "Herramienta software de bajo costo para simulación y análisis de señales de EMG". XV Congreso de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. CASEIB'97 Valencia, p 247-250, Noviembre, 1997.
6. Joaquín Roca Dorda. "Tratamiento y procesado de señales bioeléctricas obtenidas mediante transductores aplicados a sujetos discapacitados severamente afectados en el sistema motor". Universidad de Murcia (Tesis Doctoral) 1998.
7. J. Morte Tornero. "Analizador de pulsaciones TP4". Proyecto fin de carrera de la ETSII de Cartagena, 1997.
8. Joaquín Roca Dorda, J. M. Fernández Meroño, José A. Villarejo Mañas. "Herramienta para la caracterización de la señal de EMG asociada a los movimientos voluntarios". XVI Congreso de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. CASEIB'98 Valencia, p 219-228, Septiembre, 1998.
9. José A. Villarejo Mañas "Diseño de equipamiento y métodos para aplicaciones de electromiografía"; Proyecto fin de carrera de la ETSII, UPCT.