

Control de interfaz de computador para personas con capacidades disminuidas basado en cumulantes de tercer orden

Línea temática: Ingenierías y Tecnologías

Autor: **Eugenio C. Orosco**

Institución: Instituto de Automática, Facultad de Ingeniería, UNSJ

Resumen— Este trabajo presenta un esquema de control del puntero de un computador como interfaz de asistencia basado en cumulantes de tercer orden recursivos. El objetivo principal del trabajo es el de beneficiar a la población discapacitada en general, ofreciendo una alternativa de procesamiento y control con señales electromiográficas de superficie (EMG). Una simple y directa entrada de control es basada en señales EMG residuales de amputados de miembro superior. El cumulante de tercer orden es calculado recursivamente y un esquema de control sin umbral es planteado para comandar el puntero del computador. Los cumulantes de las señales EMG modifican la posición del puntero y realizan el clic. Varias experimentaciones han sido realizadas satisfactoriamente por un voluntario amputado de miembro superior.

Palabras Clave: EMG; cumulantes; HOS; control mioeléctrico, discapacidad.

1. INTRODUCCIÓN

El control mioeléctrico es ampliamente utilizado en tecnologías de asistencia, como prótesis multifuncionales, sillas de ruedas, control de agarre, teclados virtuales, aplicaciones de diagnóstico y clínica, como estimulación neuromuscular. El mayor objetivo de este trabajo es el de controlar una interfaz de computadora como el puntero usando señales EMG de voluntarios amputados y la realimentación visual correspondiente. Una amplia variedad de diferentes características de EMG se han informado en la literatura [1]. Las características pueden ser clasificadas de acuerdo a varios criterios, por ejemplo, el dominio específico de las características (tiempo, frecuencia, o el dominio de tiempo-frecuencia); la naturaleza lineal o no lineal de la extracción de características, o si el método de extracción de características se basa en estadísticas de segundo o mayor orden.

Las estadísticas de alto orden (HOS), y los modelos de probabilidad basados en ellas, permiten modelar señales no Gaussianas y no lineales [2-6]. En años pasados, varios autores han propuesto el uso de concepto de HOS para analizar y clasificar

señales EMG, como cumulantes de alto orden, espectros de alto orden o poli-espectros, asimetrías, curtosis, entre otros conceptos [7-12].

En este trabajo, la secuencia de cumulantes de tercer orden de múltiples canales de EMG es propuesta como método de extracción de características aplicada en el control mioeléctrico del puntero del computador. El cumulante de tercer orden es estimado en tres canales EMG, correspondientes a pronador, braquiorradial y bíceps brachii. La ventaja de usar cumulante de tercer orden, en vez de segundo orden, es que los cumulantes de tercer orden de señales de base de ruido son nulos, mientras que los de segundo orden no son nulos. Esta propiedad permite usar las características sin umbral de detección, evitando los errores acumulativos del ruido gaussiano [12], y se puede implementar un control directo basado en los cumulantes de tercer orden.

El esquema de control usa el cumulante de tercer orden estimado sin desplazamiento de tiempo (en el origen). Las velocidades de las coordenadas del plano del puntero son calculadas como el valor absoluto de los cumulantes de tercer orden de los canales de EMG. Además, se monitorean ciertas condiciones de ejecución de movimientos para realizar el clic del puntero, teniendo en cuenta las limitaciones fisiológicas de los individuos. El sistema es ejecutado en línea en ambiente Windows, ampliamente difundido.

El trabajo es presentado como sigue; en la Sección 2 se explica el protocolo experimental, la recolección de datos EMG y su segmentación, la teoría y estimación de los cumulantes de tercer orden y el esquema de control mioeléctrico. En la sección 3 y 4, los resultados y conclusiones de las experimentaciones son expuestos.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Protocolo experimental

Un protocolo fue diseñado para experimentar con las señales EMG de músculos de miembro superior de un voluntario amputado. Los músculos son pronador, braquiorradial y bíceps brachii, como se muestra en la Figura 1. Los experimentos son una primera aproximación en tareas con personas con amputaciones. Este protocolo se desarrolló en un esfuerzo para beneficiar directamente a la población con discapacidades en general, con aplicaciones que no requieran una formación previa y aprendizaje. Los movimientos de interés en este trabajo son la pronación, la supinación, la flexión y la posición de reposo. Se alienta al voluntario para realizar

una secuencia de movimientos realimentando la información visual sobre la posición del puntero y el eventual uso del clic. El voluntario es saludable, sin antecedentes de debilidad muscular, enfermedades neurológicas o terapia con medicamentos y tiene una malformación congénita, focomelia unilateral por debajo de su codo. El voluntario ha aprobado y firmado un formulario de consentimiento informado, de acuerdo con los experimentos a realizar.

Las tareas se han adaptado a las capacidades del usuario. Debido al hecho del nivel de la amputación de los voluntarios, los movimientos de supinación y flexión se hacen coincidir con los movimientos del puntero horizontal-derecha y vertical-abajo, respectivamente. Si el usuario realiza un movimiento de supinación, a continuación, se mueve el puntero horizontalmente siempre hacia la derecha recomenzando en extremo izquierdo cuando se alcanza el extremo derecho (de forma similar con el movimiento vertical). El movimiento de pronación realiza la acción del clic del puntero. Los ensayos fueron ejecutados en varios experimentos, en los que se tomaron los efectos de la fatiga muscular en cuenta como una situación práctica. Cada prueba tiene una duración máxima de 60s.



Figura 1. . Lugar de sensado de señales EMG de los músculos de miembro superior: pronador, braquiorradial y bíceps brachii.

2.2. Adquisición de señales EMG y segmentación de datos

La adquisición de señales EMG está estandarizada en algunos parámetros de diseño como ganancias, ancho de banda, y frecuencia de muestreo [1]. En el presente trabajo se utilizan electrodos descartables junto con amplificadores de instrumentación (INA129) y filtros integrados (UAF42), con ganancia total de 500 V/V y un ancho de banda de 10Hz a 500Hz. La digitalización de los tres canales se realiza con un microcontrolador Arduino Mega 2560 a 1KHz. El procesamiento y control del puntero se realiza desde Matlab. La adquisición de las señales se realiza por segmentos de tiempo.

La idea detrás de la segmentación de los datos es que la señal se puede considerar cuasi-estacionaria durante estos intervalos de tiempo. Un segmento de tiempo

(intervalo de tiempo o ventana de tiempo) es el intervalo de tiempo utilizado para adquirir los datos de EMG necesarios para algún tipo de procesamiento de señales, tales como la detección, la estimación, el filtrado, extracción de características y clasificación. Este modo de procesamiento de la señal también se conoce como procesamiento de datos en ventanas de tiempo deslizante (con o sin superposición). Dos parámetros importantes deben ser seleccionados adecuadamente con el fin de diseñar una buena estrategia de segmentación de datos: la longitud del segmento, y la cantidad o porcentaje de solapamiento entre dos segmentos consecutivos [1]. En este trabajo se adoptó una longitud de segmento de 256 muestras (0,256s) sin superponerse.

2.3. Definición de cumulantes de alto orden

Las estadísticas de alto orden contienen información que las técnicas de análisis convencionales no pueden proporcionar [2-6], son especialmente útil para señales no Gaussianas. Su definición y algunas propiedades básicas se recuerdan a continuación.

Sea $\{X(k)\}$, $k = 0, 1, 2, 3, \dots$ un proceso real aleatorio de tiempo discreto estacionario cuyos primeros n -momentos existen. La función de n -momento [3] es definida como:

$$m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = E\{X(k)X(k+\tau_1)\dots X(k+\tau_{n-1})\} \quad (1)$$

donde $E\{\}$ es la esperanza estadística y τ_i es desplazamiento de tiempo. Las funciones de momento más utilizados son: el segundo momento o función de autocorrelación, el momento de tercer orden y el momento de cuarto orden.

Para un proceso aleatorio, estacionario, de media cero y sólo para $n = 3, 4$, la definición de las funciones de cumulantes se escribe:

$$\begin{aligned} c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) &= m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) - m_n^g(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) \\ c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) &= E\{X(k)X(k+\tau_1)\dots X(k+\tau_{n-1})\} \\ &\quad - E\{g(k)g(k+\tau_1)\dots g(k+\tau_{n-1})\} \end{aligned} \quad (2)$$

donde $\{g(k)\}$ es un proceso aleatorio gaussiano con la misma función de autocorrelación que $\{X(k)\}$. Para un proceso aleatorio dado, las funciones de cumulantes de alto orden proporcionan una medida de la distancia a la Gaussianidad. Si $\{X(k)\}$ es un proceso gaussiano, los cumulantes superiores de segundo orden son cero.

Para $n = 1, 2$ y 3 la relación general entre momentos y funciones cumulantes están dadas por:

$$c_1^x = m_1^x = E\{X(k)\} \quad (3a)$$

$$c_2^x(\tau_1) = m_2^x(\tau_1) - (m_1^x)^2 = m_2^x(-\tau_1) - (m_1^x)^2 = c_2^x(-\tau_1) \quad (3b)$$

$$c_3^x(\tau_1, \tau_2) = m_3^x(\tau_1, \tau_2) - m_1^x [m_2^x(\tau_1) + m_2^x(\tau_2) + m_2^x(\tau_1 - \tau_2)] - 2(m_1^x)^3 \quad (3c)$$

donde, c_1^x es el valor medio de $\{X(k)\}$ y c_2^x es la secuencia de autocovarianza. La función cumulante de tercer orden es $c_3^x(\tau_1, \tau_2)$. Cuando la secuencia aleatoria $\{X(k)\}$ es media de cero, la función cumulante es equivalente a la función de momento, es decir,

$$m_3^x(\tau_1, \tau_2) = c_3^x(\tau_1, \tau_2) = E\{X(k)X(k+\tau_1)X(k+\tau_2)\} \quad (3d)$$

Importantes propiedades justifican usar cumulantes en lugar de momentos [3][6]. En primer lugar, las funciones de cumulantes de orden superior representan información de la no-Gaussianidad en los datos. En segundo lugar, los poli-espectros de ruido blanco son funciones multidimensional plana. En tercer lugar, las funciones de cumulantes de dos procesos aleatorios estadísticamente independientes son iguales a la suma de las funciones de cumulantes individuales de cada proceso. Por lo tanto, las funciones de cumulantes pueden ser tratados como un operador.

2.4. Modelos de EMG de superficie y las simetrías en las funciones de probabilidad

La suposición estándar sobre la señal de EMG de superficie durante las contracciones voluntarias de fuerza constante es que puede ser modelada como un proceso de ancho de banda limitado, ergódico para la correlación, gaussiano centrado (de media cero), modulado por la actividad muscular y corrompido por ruido gaussiano blanco aditivo independiente [14]. La suma de estos dos procesos gaussianos independientes centrados es un nuevo proceso gaussianos centrado. Este supuesto ofrece una herramienta matemática adecuada para el modelado y la extracción de características, con resultados aceptables. Sin embargo, algunos autores han propuesto otras representaciones de la señal de EMG, tales como procesos Laplacianos [15] o Modelos gaussianos mixtos [16].

Partiendo del supuesto implícito de ergodicidad, varios autores han investigado la función de densidad de probabilidad marginal empírica (PDF) de la amplitudes de la señal EMG [17]-[20]. Es ampliamente aceptado que la distribución gaussiana de la

amplitud es más adecuada para representar contracciones voluntarias por encima de 50% de la contracción voluntaria máxima (MVC), pero la distribución de amplitud tiende hacia un proceso Laplaciano a medida que disminuye el nivel de la fuerza (especialmente por debajo de 30% de MVC) [19][20].

Las estadísticas de tercer orden de un proceso aleatorio son igual a cero cuando sus funciones de densidad de probabilidad conjunta son simétricas. Sólo para el caso especial de que el proceso es Gaussiano blanco (es decir, una secuencia independiente e idénticamente distribuida), las estadísticas de tercer orden se desvanecen cuando sus funciones marginales de densidad de probabilidad son simétricas [21][22].

Las siguientes igualdades entre PDFs conjuntas deben cumplirse con el fin de verificar que un proceso aleatorio estacionario de media cero $X(k)$, tiene estadísticas de tercer orden idénticamente cero [22]:

$$\begin{aligned} f_{X(k),X(l),X(m)}(x_k, x_l, x_m) &= f_{X(k),X(l),X(m)}(x_k, x_l, -x_m) = \\ &= f_{X(k),X(l),X(m)}(x_k, -x_l, x_m) = f_{X(k),X(l),X(m)}(-x_k, x_l, x_m) \end{aligned} \quad (4)$$

donde k , l , and m son distintos índices enteros.

Las igualdades anteriores son limitaciones mucho más restrictivas de simetría que la expresada en términos de sólo el PDF marginal. Por otra parte, sería más difícil de verificar las condiciones de simetría en términos de los PDFs conjuntas, que investigar directamente que las estadísticas de tercer orden sean cero (o no cero).

Debido a que es bien conocido que la señal EMG no es un proceso gaussiano blanco, los párrafos anteriores significan que la simetría de la distribución de probabilidad marginal de las señales de EMG por sí mismo no es suficiente para concluir que las estadísticas de tercer orden son cero. Esto justifica claramente el uso de cumulantes de tercer orden como características de EMG en tareas de control mioeléctrico.

2.5. Estimación de cumulantes de tercer orden

El estimador insesgado estándar de la secuencia de cumulante tercer orden es equivalente a utilizar la media muestral insesgada como estimador

$$\hat{c}_3^x(m, n) = \frac{1}{N - \max(m, n)} \sum_{l=1}^{N - \max(m, n)} x(l)x(l+m)x(l+n) \quad (5)$$

donde, $X_N = \{x(k), k = 1, 2, \dots, N\}$ es una secuencia de media cero con $N = 2^8 = 256$ muestras, $l = 1, 2, \dots$ es el índice de tiempo en el segmento, y $m = 0, 1, 2, \dots, n = 0, 1, 2, \dots$

son desplazamientos de tiempo. Evidentemente, entre l, m, n y N se satisface la relación $1 \leq \max(l+m, l+n) \leq N$. Entonces el índice l varía de 1 a $N - \max(m, n)$.

En situaciones prácticas, los procesos aleatorios no tienen una media cero y el cumulante de tercer orden directamente se puede calcular a partir de su definición (3c). Sin embargo, el cumulante de tercer orden se puede estimar de forma recursiva de una manera eficiente [23], como se explica a continuación.

Sea $Y_N = \{y(k), k = 1, 2, \dots, N\}$ un proceso real estacionario discreto de media no nula, con

$$x(k) = y(k) - d \quad (6)$$

donde d es la media de la secuencia Y_N . Entonces, el cumulante de tercer orden de la secuencia X_N es

$$\begin{aligned} \hat{c}_3^x(m, n) &= \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M x(l)x(l+m)x(l+n) \\ &= \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M (y(k) - d)(y(k+m) - d)(y(k+n) - d) \quad (7) \\ &= r_3^y(m, n) - dr_2^y(m, n) + d^2 r_1^y(m, n) - d^3 \end{aligned}$$

donde $M = N - \max(m, n)$ y,

$$r_3^y(m, n) = \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M y(l)y(l+m)y(l+n) \quad (8a)$$

$$\begin{aligned} r_2^y(m, n) &= \\ &= \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M y(l)y(l+m) + y(l)y(l+n) + y(l+m)y(l+n) \quad (8b) \end{aligned}$$

$$r_1^y(m, n) = \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M y(l) + y(l+m) + y(l+n) \quad (8c)$$

$$d = \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M y(l) \quad (8d)$$

El estimador recursivo está basado en (7) y (8), y presenta una pequeña modificación de [23][24]:

$$\hat{c}_3^x(m, n)_{(t)} = r_3^y(m, n)_{(t)} - d_{(t)} r_2^y(m, n)_{(t)} + d_{(t)}^2 r_1^y(m, n)_{(t)} - d_{(t)}^3 \quad (9)$$

donde,

$$r_i^y(m, n)_{(t)} = r_i^y(m, n)_{(t-1)} + \alpha \left(r_i^y(m, n) - r_i^y(m, n)_{(t-1)} \right) \quad (10a)$$

con $i = 1, 2, 3$ y

$$d_{(t)} = d_{(t-1)} + \alpha (d - d_{(t-1)}) \quad (10b)$$

El índice t denota el segmento de tiempo, y el parámetro α es el factor de olvido que permite el uso de este estimador recursivo con secuencias cuasi-estacionarias. El parámetro es en este trabajo de $\alpha = [0,35;0,35;0,05;0,05]$ para $i = 3,2,1$ y d respectivamente.

2.6. Control mioeléctrico en línea

El procedimiento de control mioeléctrico en línea está organizado de la siguiente manera: En primer lugar se aplican, el acondicionamiento, la adquisición de señales EMG, y la segmentación de datos (2.2). Luego, las funciones cumulantes de tercer orden se estiman recursivamente en el origen (sin desplazamiento de tiempo). Por último, el puntero se controla mediante una transformación de los cumulantes de tercer orden a las coordenadas del plano de pantalla, como se explica a continuación.

El cumulante de tercer orden en el origen se estima en tres canales de EMG, como un caso particular de las ecuaciones (7) a (10), de la siguiente manera:

$$\hat{c}_3^x(0,0) = r_3^y(0,0) - dr_2^y(0,0) + d^2r_1^y(0,0) - d^3 \quad (11a)$$

$$r_3^y(0,0) = \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M y(l)^3 \quad (11b)$$

$$r_2^y(0,0) = \frac{3}{M} \sum_{l=1}^M y(l)^2 \quad (11c)$$

$$r_1^y(0,0) = \frac{3}{M} \sum_{l=1}^M y(l) = 3d \quad (11d)$$

$$d = \frac{1}{M} \sum_{l=1}^M y(l) \quad (11e)$$

El estimador recursivo basado en (9) y (10) es:

$$\hat{c}_3^x(0,0)_{(t)} = r_3^y(0,0)_{(t)} - d_{(t)}r_2^y(0,0)_{(t)} + d_{(t)}^2r_1^y(0,0)_{(t)} - d_{(t)}^3 \quad (12)$$

donde,

$$r_i^y(0,0)_{(t)} = r_i^y(0,0)_{(t-1)} + \alpha \left(r_i^y(0,0) - r_i^y(0,0)_{(t-1)} \right) \quad (13a)$$

con ; $i = 1,2,3$ y

$$d_{(t)} = d_{(t-1)} + \alpha (d - d_{(t-1)}) \quad (13b)$$

Las coordenadas del puntero son calculadas usando los cumulantes de dos canales EMG (x_1 : *braquioradial*; x_2 : *biceps brachii*) de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \text{satlin} \left(K_x \left| \hat{c}_3^{x_1}(0,0)_{(t)} \right| \right) \\ \dot{y} &= \text{satlin} \left(K_y \left| \hat{c}_3^{x_2}(0,0)_{(t)} \right| \right) \end{aligned} \quad (14)$$

Donde \dot{x}, \dot{y} son las velocidades del puntero y K_x, K_y son las respectivas ganancias de velocidad y son saturadas a 1000 pixeles/s.

Las coordenadas del puntero son calculadas y limitadas al tamaño máximo de pantalla x_{\max}, y_{\max} :

$$\begin{aligned} x &= \text{mod}(x + \dot{x}\Delta t, x_{\max}) \\ y &= \text{mod}(y + \dot{y}\Delta t, y_{\max}) \end{aligned} \quad (15)$$

Siendo *mod* el resto después de la división y Δt el tamaño de la ventana.

Este esquema de control permite movimientos del puntero en solo dos sentidos, hacia abajo y hacia la derecha. Se implementa de esta forma para reducir la cantidad de canales necesarios para realizar las tareas. Este aspecto es de importancia en usuarios que tienen limitaciones severas en los músculos residuales disponibles.

Por otro lado, se plantea un esquema de control por umbral simple sobre el cumulante de la señal del *pronador* x_3 para realizar el clic del puntero, siendo de la siguiente figura:

$$z = \left(K_z \left| \hat{c}_3^{x_3}(0,0)_{(t)} \right| \right) > \text{Umbral} \quad (16)$$

Donde z es el resultado para ejecutar o no un clic siempre que el umbral sea superado durante 4 ventanas de tiempo y que no existan movimientos en las posiciones x, y . El umbral fue determinado experimentalmente

3. RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados de experimentación de un sujeto amputado para evaluar los algoritmos y el esquema de control mioeléctrico propuestos. Se realizaron al menos tres tareas básicas: *a)* realizar un barrido completo del puntero verticalmente y horizontalmente; *b)* posicionar el puntero en el icono de Inicio de Windows y realizar el clic en el menú y luego, posicionarse en otro icono del menú, hacer clic y abrir una aplicación; *c)* posicionarse y minimizar una ventana. A continuación, se explican las tareas *b)* y *c)*, y se muestran las señales EMG, las velocidades del puntero basadas en los cumulantes recursivos, las posiciones x, y y el clic z , intervinientes en las tareas.

En la tarea *b)* se inicia con el cursor en el extremo superior izquierdo, el usuario mueve el puntero hacia el extremo inferior izquierdo y acciona el clic; luego, mueve verticalmente hacia otro icono del menú y realiza un segundo clic. En esta tarea predomina el movimiento vertical y una vez que se ejecuta el segundo clic la tarea es

libre. Se observan las tres señales EMG en la Figura 2; las velocidades del puntero (ecuación 14) son mostradas en la Figura 3; la posición del puntero y el evento de clic (ecuación 15 y 16) se observan en la Figura 4; y finalmente, en la Figura 5 se detallan las posiciones x,y de la Figura 4 con el respectivo margen de pixeles del destino (línea punteada) correspondiente al área de pantalla (ícono o botón) donde se debe realizar el clic.

De manera similar a la experimentación previamente explicada, en la tarea c) se parte con el cursor en el extremo superior izquierdo, y el usuario mueve el puntero hacia el extremo superior derecho, aunque lo hace de manera imprecisa y ajusta la posición vertical hasta llegar al botón de minimizar y acciona el clic. En esta tarea predomina el movimiento horizontal y una vez que se ejecuta el clic la tarea es libre. Se observan las tres señales EMG en la Figura 6; las velocidades del puntero (ecuación 14) son mostradas en la Figura 7; la posición del puntero y el evento de clic (ecuación 15 y 16) se observan en la Figura 8; y finalmente, en la Figura 9 se detallan las posiciones x,y de la Figura 8 con el respectivo margen de pixeles del destino (línea punteada) correspondiente al área de pantalla donde se debe realizar el clic.

En ambas tareas se observan intentos fallidos para realizar el clic, evidenciado en la actividad muscular del canal 3 (músculo pronador) de las Figuras 2 y 6.

4. CONCLUSIONES

Se realizaron tareas de experimentación de mover y realizar el clic del puntero de una computadora usando cumulantes de tercer orden recursivos de tres señales EMG de un voluntario discapacitado. Los cumulantes recursivos permiten realizar un esquema de control directo, sin umbral de detección de actividad muscular. Esto se debe a que el cumulante de ruido gaussiano de base (sin señal EMG) tiende a cero y cualquier error numérico asociado a la estimación resulta imperceptible. Cualquier actividad muscular eléctrica provoca directamente algún evento en el puntero, ya sea moverlo en las direcciones x,y o realizar clic. Se evidenciaron intentos fallidos del evento clic debido a que el usuario no sostenía la contracción muscular durante el tiempo suficiente (1s aproximadamente).

Por otro lado, la experimentación sin previo entrenamiento indica que el sistema puede ser usado por cualquier discapacitado que posea por lo menos tres músculos voluntarios residuales. Este tipo de evaluación es una tarea pendiente del presente

trabajo. Finalmente, las experimentaciones han sido realizadas satisfactoriamente por un voluntario amputado de miembro superior, logrando posicionarse en las áreas de pantalla necesarias para realizar el clic y ejecutar las acciones (abrir menú, abrir programa, minimizar programa) en el ambiente Windows.

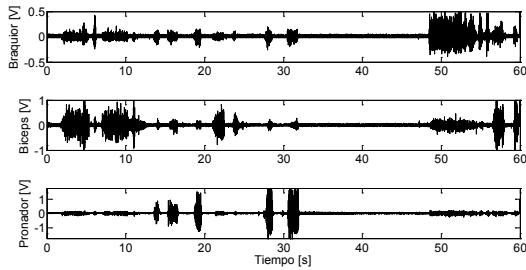


Figura 2. Señales EMG correspondiente a la tarea *b*.

Señales EMG de pronador, braquiorradial y bíceps brachii.

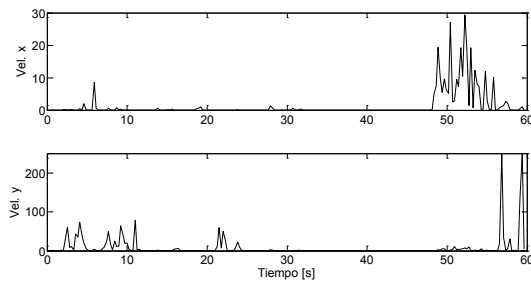


Figura 3. Velocidades *x,y* del puntero basadas en cumulantés de tercer orden recursivos (ecuación 14) correspondiente a la tarea *b*.

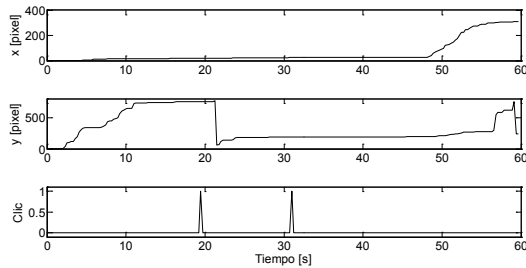


Figura 4. Posición *x,y* y evento clic del puntero (ecuación 15 y 16) correspondiente a la tarea *b*.

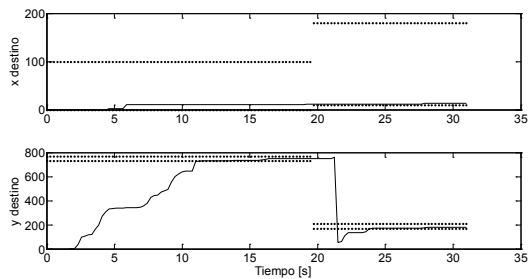


Figura 5. Detalle de posición *x,y* del puntero con margenes de posición destino (línea punteada) correspondiente a la tarea *b*.

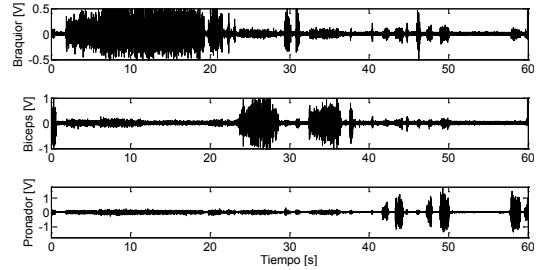


Figura 6. Señales EMG correspondiente a la tarea *c*.

Señales EMG de pronador, braquiorradial y bíceps brachii.

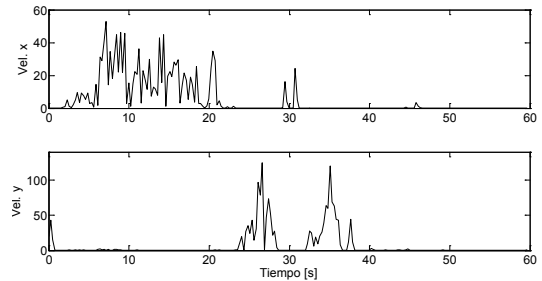


Figura 7. Velocidades *x,y* del puntero basadas en cumulantés de tercer orden recursivos (ecuación 14) correspondiente a la tarea *c*.

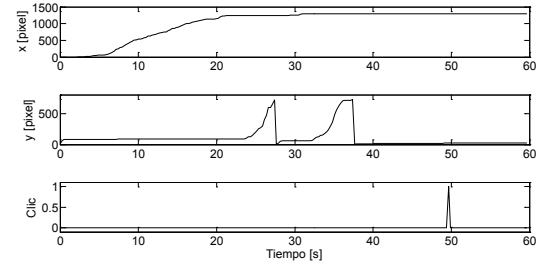


Figura 8. Posición *x,y* y evento clic del puntero (ecuación 15 y 16) correspondiente a la tarea *c*.

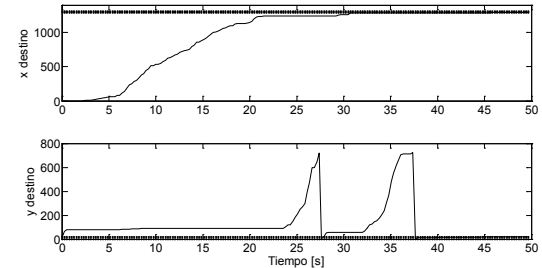


Figura 9. Detalle de posición *x,y* del puntero con margenes de posición destino (línea punteada) correspondiente a la tarea *c*.

REFERENCIAS

- [1] M Oskoei, H. Hu, "Myoelectric control systems: A survey", *Biomedical Signal Processing and Control*. Vol 2, pp 275-294, 2007.
- [2] C.L. Niekas, J.M. Mendel, "Signal Processing with Higher-Order Spectra", *IEEE Signal Processing Magazine*. Vol 10(3), pp 10-37, 1993.
- [3] C. Niekas, A. Petropulu. *Higher-Order Spectral Analysis: A Nonlinear Signal Processing Framework*. Prentice-Hall, Inc, Ney Jersey, 1993.
- [4] A. Swami, J.M. Mendel, C.L. Niekas, *Higher-Order Spectral Analysis Toolbox for use with Matlab, User's Guide*, MathWorks Inc., 1998.
- [5] M. B. Priestley, *Spectral Analysis and Time Series*, eleventh ed., Academic Press Inc., Great Britain, 1981, I 871-874.
- [6] D. R. Brillinger, *Time Series, Data Analysis and Theory*, Siam Edition, Holden Day Inc., San Francisco, 2001, Chapter 2.
- [7] K. Nazarpour, A.R. Sharafat, S.M. Firoozabadi, "Aplication of Higher Order Statistics to Surface Electromyogram Signal Classification", *IEEE Trans. On Biomed. Eng.* Vol 54(10), pp 1762-1769, 2007.
- [8] X. Chen, X. Zhu, D. Zhang. "A discriminant bispectrum feature for surface electromyogram signal classification", *Medical Engineering & Physics*. Vol 32(2), pp 126-135, 2010.
- [9] P.A. Kaplanis, C.S. Pattichis, L.J. Hadjileontiadis, V.C. Roberts, "Surface SEMG analysis on normal subjects based on isometric volunteer contraction", *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol 19(1), pp 157-171, 2009.
- [10] E. Orosco, N. López, C. Soria, F. di Sciascio, "Surface Electromyogram signals Classification Based on Bispectrum", *Proc. of the 2010 Annual International Conference of the IEEE of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp 4610-4613, 2010.
- [11] E. C. Orosco, N. M. Lopez, F. di Sciascio, "Bispectrum-based features classification for myoelectric control", *Biomedical Signal Processing and Control*, 2012, ISSN 1746-8094, doi:10.1016/j.bspc.2012.08.008.
- [12] N.M. López, C. Soria, E. Orosco, F. di Sciascio, , M.E. Valentinuzzi, "Two-Dimensional Myoelectric Control of a Robotic Arm for Upper Limb Amputees", *J. Phys.: Conf. Ser.* 90, 2007.
- [13] S. Shahid, J. Walker, G.M. Lyons, C.A. Byrne, A.V. Nene, "Higher Order Statistics Techniques Allied to SEMG Signal", *IEEE Trans. On Biomed. Eng.* Vol 52(7), pp 1195-1209, 2005.
- [14] E.A Clancy, E. Morin, R. Merletti. "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography". *Journal Electromyogr Kinesiol* Vol 12, pp1-16, 2002.
- [15] E.A. Clancy and N. Hogan, "Multiple Site Electromyograph Amplitude Estimation". *IEEE Trans. On Biomed. Eng.*, Vol 42(2), pp 203-211, 1995.
- [16] Y. Huang, K. Englehart, B. Hudgins, A. Chan, "Optimized Gaussian mixture models for uer limb motion classification", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* Vol 52(11), pp 1801-1811, 2005.
- [17] E. A. Clancy, N. Hogan, "Probability Density of the Surface Electromyogram and Its Relation to Amplitude Detectors", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol 46(6), pp 730-739, 1999.
- [18] A.S. Cherniz, C.E. Bonell, C.B. Tabernig, "Study of the SEMG Probability Distribution of the Paretic Tibialis Anterior Muscle", *J. Phys.: Conf. Ser.* Vol 90(1), pp 1-7, 2007.
- [19] G.R. Naik, D.K. Kumar, S.P. Arjunan, "Kurtosis and Negentropy Investigation of Myo Electric Signals During Different MVCs", *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference*. pp 1-4, 2011.
- [20] K. Nazarpour, A.R. Sharafat, S.M. Firoozabadi, "Negentropy Analysis of Surface Electromyogram Signal", *IEEE/SP 13th Workshop on Statistical Signal Processing*. pp 974-977, 2005.
- [21] M. R. Raghuveer, "Higher-Order Statistics: Laying a Myth to Rest", *Proceedings of the 28th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*. Vol 1, 5-8, 1994.
- [22] M. R. Raghuveer, "Third-Order Statistics: Issue of PDF Symmetry", *IEEE Transactions on Signal Processing*. Vol 43(7), pp 1736-1738, 1995.
- [23] F.L.Hui, W.H.Lau, S.H. Leung and A. Luk, "Sequential detection Using A New Recursive-Averaging Cumulant Estimation Method", Vol 3, pp 2293-2296, 1955,
- [24] D. Dembélé, G. Favier, "Recursive estimation of fourth-order cumulants with application to identification", *Signal Processing*, Vol 68(2), pp 127-139, 1998.