

Aplicación de las técnicas de suavizado en la variación negativa contingente (CNV)

Jaume Arnau
Lluís Salafranca
Jaume Turbany
Universidad de Barcelona
Ernst J.P. Damen
Tilburg University

El presente trabajo recoge de forma breve la problemática de la estimación de la señal en series temporales de datos obtenidos en registros ERP. Se centra en aquellos componentes de frecuencia más baja, como es el caso de la CNV. Se propone la utilización alternativa de las técnicas de suavizado del Análisis Exploratorio de Datos (EDA), para mejorar la estimación obtenida, en comparación con la técnica del promediado simple de diferentes ensayos.

Palabras clave: ERP, Potenciales corticales sostenidos, CNV, serie temporal, EDA, alisador, mediana móvil, lowess, razón señal ruido (SNR).

In this paper the authors briefly collect the problematics of the signal's estimate appreciation in time series which data are obtained through ERP registers. The interest is focused in the components of low frequency as it happens with the CNV's ones. An alternative use of the EDA's (Exploratory Data Analysis) is proposed in order to improve the attained estimate as compared with the simple average of several tests.

Key words: ERP, Slow cortical potentials, CNV, Time Series, EDA, Smoother, Running medians, Lowess, Signal to noise ratio (SNR).

Existe una gran cantidad de sucesos en nuestra vida cotidiana que no se producen de forma totalmente inesperada, sino más bien se presentan conjuntamente con al menos otro suceso anterior actuando a modo de «aviso». Aunque la relación entre ambos sucesos no tiene por qué darse necesariamente, como mínimo existirá una alta probabilidad de asociación entre ellos.

Es suficiente, para ejemplificar este tipo de sucesos, presentes en la vida diaria, mencionar la anticipación del golpe de devolución que realiza el tenista al observar los movimientos del saque del jugador adversario, así como el oír un fuerte frenazo provoca por unos instantes la espera de la señal auditiva del impacto que se supone vendrá a continuación.

La ocurrencia de estos sucesos provoca la producción de diferentes respuestas cerebrales, manifestadas por diferencias de potencial eléctrico de frecuencia o cambios en polaridad muy lentos (Potenciales Corticales Sostenidos —*Slow Cortical Potentials*— SCP). Estas respuestas eléctricas del cerebro son conocidas también por potenciales DC, en referencia a las características técnicas de los amplificadores necesarios para su correcto registro (Cooper, Osselton y Shaw, 1980). Precisamente nuestro interés en el presente trabajo es el estudio de un tipo de potencial eléctrico, de baja frecuencia, denominado Variación Negativa Contingente (*Contingent Negative Variation* CNV).

Descripción de la CNV

El experimento clásico evocador de la onda CNV consiste en la presentación consecutiva de dos estímulos. El primero (Aviso o S1) advierte al sujeto sobre la aparición de un segundo estímulo (Imperativo o S2), tras el que deberá realizar algún tipo de acción, generalmente motora (Walter y cols., 1964). La onda eléctrica registrada en el intervalo de estos dos estímulos, mediante la utilización de electrodos situados en la superficie del cuero cabelludo,¹ se identifica como CNV (Figura 1). Las primeras investigaciones utilizaron intervalos interestimulares (ISI) muy cortos, aproximadamente 1 o 1.5 segundos. La posterior introducción de ISI's a partir de 4 segundos (Loveless y Sanford, 1974) obligó a estos investigadores a plantearse el abandono de la concepción unitaria de la CNV, puesto que la onda registrada en esta situación parece reflejar la presencia de varios componentes. Ésta fue la razón de que a este fenómeno bioeléctrico se le denominara macrocomponente, multicomponente o complejo CNV.

A partir de la descripción inicial del multicomponente CNV y debido a que durante esta época se identifican, también, otros componentes endógenos (BP o RP, Kornhüber y Deecke, 1965; P300, Sutton y cols., 1965), se desencadenó una gran cantidad de investigaciones donde se intentaba relacionar la actividad cortical con diferentes constructos psicológicos.

El multicomponente CNV, al igual que el RP, fue descrito casi simultáneamente por laboratorios europeos (Reino Unido y Alemania, respectivamente) lo que facilitó que se pusieran en contacto y llevaran a cabo investigaciones conjuntas. Este hecho desató en todo el área de influencia europea un interés hacia los componentes *slow*. Por el contrario, en Estados Unidos el interés se centró en otro tipo de componentes endógenos como el P300, o en estudios donde se regis-

1. Para la ubicación de los electrodos se utilizan normalmente las localizaciones estandarizadas del sistema 10-20 (Jasper, 1958).

traban potenciales exógenos. Sin embargo, es de EEUU de donde parte uno de los primeros trabajos donde se intenta sistematizar todas las investigaciones realizadas sobre CNV. En efecto, Tecce (1972), publica en la década de los años 70 un trabajo de revisión, y lleva a cabo, además, gran cantidad de estudios para evaluar el efecto de diferentes psicofármacos sobre la amplitud observada en la CNV (Tecce y Cole, 1974; Tecce y Cattanach, 1982). A partir de este momento se publican una serie de trabajos centrados más bien en las posibles aplicaciones diagnósticas de esta onda.

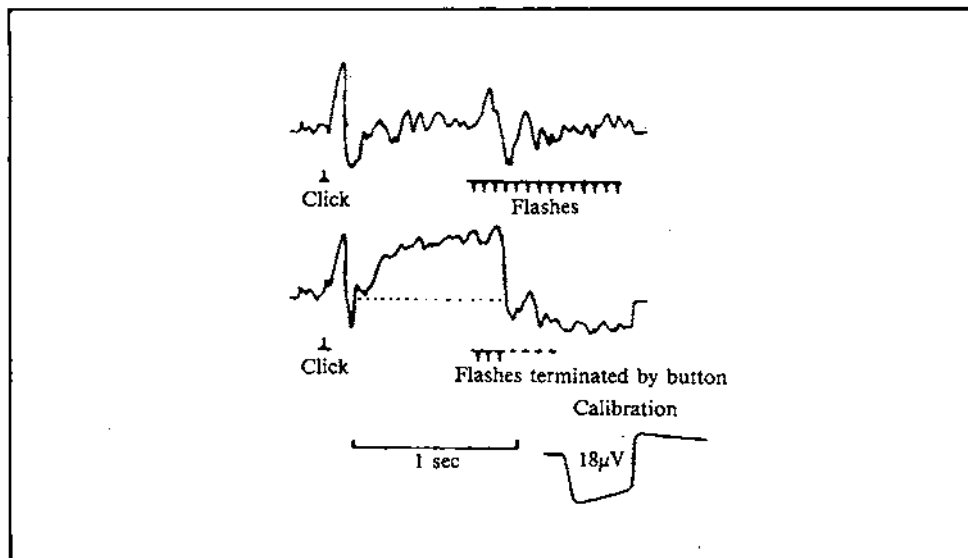


Figura 1. Onda CNV (Walter *et al.*, 1964).

Casi de forma simultánea al informe de Tecce aparecen publicados los trabajos del grupo de Rohrbaugh, Syndulko y Lindsley (1976), que presentan la onda CNV como un artefacto producido por la situación experimental, lo cual facilita su posible registro mediante la síntesis de otros potenciales que aparecen en situaciones donde no se produce el apareo de estímulos. Básicamente la Onda Negativa Lenta (*Slow Negative Wave* —SNW—; Loveless, 1976) y el Potencial de Preparación (*Readiness Potential* —RP—).

La línea de trabajo iniciada por Tecce encuentra su continuación en dos grupos activos de investigación en Europa. Por un lado, el encabezado por Timsit-Berthier, cuyo propósito consiste en relacionar la onda CNV con determinadas patologías, tanto en sujetos normales como en pacientes hospitalarios (Timsit-Berthier y cols., 1978; Timsit-Berthier y cols., 1987). Por otro, cabe destacar las investigaciones realizadas por Zappoli, que a través del estudio de determinadas patologías, así como del efecto producido por ciertos psicofármacos, intenta extraer las bases neurales de las que depende la CNV (Zappoli, 1988).

Paralelamente, cabe destacar tres grupos de investigación europeos que han seguido una línea de carácter más psicofisiológica:

El primero de ellos, formado por W.C. McCallum (uno de los descubridores del fenómeno CNV) y sus colaboradores de la Universidad de Bristol, ha generado gran número de publicaciones de investigación básica, junto con otras de revisión de este componente (McCallum, 1979, 1988; McCallum y Curry, 1978).

El segundo grupo es el formado por Birbaumer, Elbert, Lutzenberger y Rockstroh, que además de sus investigaciones sobre *feedback* y motivación, ha realizado grandes aportaciones metodológicas al estudio de los potenciales lentos (Elbert y cols., 1980; Lutzenberger y cols., 1982; Rockstroh y cols., 1984; Birbaumer y cols., 1990).

El tercer equipo de investigación a destacar es el integrado por Brunia, Damen y otros colaboradores, en la Universidad de Tilburg, interesados inicialmente por el estudio de los potenciales relacionados con el movimiento. Cabe señalar que sus investigaciones sobre los componentes RP y última parte de la CNV, les llevaron a identificar un nuevo componente de baja frecuencia, conocido por SPN (Negatividad precedente al estímulo —*Stimulus Preceding Negativity*—) y sobre el cual se encuentran realizando investigaciones actualmente (Brunia y Damen, 1988; Damen y Brunia, 1987, 1990).

Problemática del análisis de datos en CNV

Los registros de fenómenos bioeléctricos en sujetos humanos tienen, ante sí, un problema de capital importancia. Este problema es el siguiente: la señal eléctrica que se desea registrar se encuentra contaminada por un proceso de ruido. En el caso de los potenciales relacionados con el evento (la CNV no es ninguna excepción) esta situación resulta ser extremadamente complicada, debido a que la razón señal/ruido (SNR), o sea el cociente de las variabilidades presentadas por ambas, suele ser extremadamente baja.

Tradicionalmente la problemática se ha resuelto registrando una gran cantidad de ensayos individuales, y promediando a continuación los valores obtenidos en cada punto t de la serie temporal, asumiendo que de esta forma se consigue aumentar la razón señal/ruido. Este procedimiento, comúnmente utilizado por la mayoría de laboratorios, presenta graves inconvenientes de aplicación al complejo CNV. En primer lugar cabe destacar la importante contaminación que sufre este multicomponente como resultado de los movimientos oculares producidos por el sujeto (Hillyard y Galambos, 1970). De manera que, si el rechazo de los ensayos contaminados por artefactos se produce simultáneamente a la obtención del registro, pueda prolongarse excesivamente la sesión experimental, con el propósito de obtener un número de ensayos suficientes en base a los que poder obtener la estimación de la señal. Por otra parte, si la selección de ensayos, libres de movimientos oculares u otros artefactos, se realiza con posterioridad a la finalización de la sesión de registro, es posible que el número de ensayos seleccio-

dados sea tan reducido que impida la correcta estimación de la señal mediante el promediado simple, puesto que no serán suficientes para magnificar de forma conveniente la razón señal/ruido.

La producción de un número excesivo de ensayos comporta la fatiga del sujeto experimental, por cuya razón resulta bastante difícil el registro de la señal en población psicopatológica o en niños y ancianos. Por otro lado, se ha comprobado que la CNV, particularmente su componente más temprano, suele ser extremadamente sensible al fenómeno de la habituación (Rohrbaugh, Sydulko y Lindsley, 1976). En consecuencia la excesiva estimulación es capaz de provocar la lenta desaparición, o por el contrario, el progresivo aumento en amplitud de este componente de la CNV, no quedando reflejado este proceso al realizar el promediado de los ensayos.

Se han propuesto diferentes correcciones al promediado simple. Por nuestra parte, consideramos que son realmente apropiadas a este tipo de señal, la utilización de la mediana (Borda y Frost, 1968; Weinberg, 1978) o el promediado selectivo (Weinberg y Cooper, 1972; Pfurtscheller y Cooper, 1975). En cambio, puesto que la CNV es un potencial negativo sostenido y, por tanto, no presenta sucesión de picos y valles, resulta de difícil aplicación la técnica del promediado iterativo de Woody (Woody, 1967; Ugan y Basar, 1976).

Asimismo, se han realizado diferentes intentos (Walter, 1969) para desarrollar filtros a posteriori para los ERP, como el denominado filtro de Wiener. A partir de los estudios llevados a cabo por Ugan y Basar (1976), y DeWeerd y Martens (1978), parece desprenderse que la formulación de este filtro no es óptima para las aplicaciones ERP, dado el difícil cumplimiento de los supuestos de la técnica.

Otros tipos de filtrado, tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia, de un solo ensayo, son en realidad poco utilizados en la práctica clínica aplicada, bien por su sofisticación matemática o por la no disponibilidad de programas de cálculo implantados en los paquetes de programas estadísticos de uso común (Salafranca, 1991).

Algunas propuestas alternativas se orientan hacia el cálculo de algún estadístico que permita determinar el grado de confianza en la estimación obtenida a través del promedio, generalmente el error estándar asociado a este estadístico (O'Connor, 1980). Como se sabe, a partir de este estadístico se consigue el cálculo de un intervalo de confianza clásico. Pero dadas las características de los datos sobre los que se realiza la estimación, parece más adecuado plantearse el proceso inferencial desde la perspectiva no paramétrica. Dentro de este contexto mencionaremos la aportación que supone la técnica *Bootstrap* propuesta por Efron (Efron, 1979), dado que permite al analista no limitarse a la utilización de un único estimador de tendencia central, pudiéndose siempre establecer el intervalo de confianza para cualquiera de ellos, sin la pérdida de eficiencia que suponen las técnicas no paramétricas clásicas (Salafranca, 1991).

Propuesta de la utilización de las técnicas de suavizado en la CNV

Siguiendo la sugerencia realizada por Tukey (1978), proponemos, en este trabajo, la utilización conjunta del promediado, con alguna técnica de suavizado

en la línea del Análisis Exploratorio de Datos (EDA) (Tukey, 1977; Velleman y Hoaglin, 1981; Freixa y cols., 1992). La aplicación de estas técnicas produce un cambio en la perspectiva de la estimación de la señal, sustituyendo el promediado transversal clásico, que utiliza el promediado simple, por otro longitudinal.

Conceptualmente, el suavizado más sencillo consiste en remplazar cada valor observado v_t , de una serie ordenada temporalmente, por un estimador de tendencia central de v_{t-1} , v_t y v_{t+1} . Este proceso se fundamenta en la idea intuitiva de que cada valor es más similar a sus adyacentes, dado que los cambios en la secuencia no suelen tener lugar de forma repentina o inesperada. La técnica permite conseguir una descripción simple de la variable v (diferencia de potencial) en función de la variable t , descomponiéndose cada dato obtenido según la siguiente expresión:

$$\text{Dato} = \text{Parte Suavizada} + \text{Parte Rugosa}$$

La parte suavizada no pretende ser una descripción mediante una fórmula sino simplemente una curva alisada que recoja a gran escala, la estructura de la secuencia de datos, y por consiguiente la parte rugosa sea un proceso de características de ruido blanco.

Veamos, a título ilustrativo, cómo actuaría el proceso en la siguiente serie simulada:

$$\{3.2, 4.7, 2.6, 3.5, 3.1, 4.6, 4.1, 2.8, 4.3, 3.2, 2.9\}$$

Si utilizamos como estimador de tendencia central la mediana y una secuencia de tres valores para obtener cada valor suavizado, obtendríamos la serie:

$$\{3.2, 3.2, 3.5, 3.1, 3.5, 4.1, 4.1, 4.1, 3.2, 3.2, 2.9\}$$

El proceso realizado se conoce por alisador de medianas móviles de amplitud de ventana «3», habiéndose otorgado el mismo peso de ponderación a todos los valores incluidos en la ventana. Debe hacerse constar que para conseguir los valores extremos de la serie suavizada se ha optado, en este caso, por la solución más simple consistente en la mera repetición de éstos (Tukey, 1977; Freixa y cols., 1992).

Tanto la amplitud de ventana como la ponderación son parámetros modificables que inciden en la potencia de suavizado de cada alisador. Consideremos cómo la utilización de una ventana «5» produce un suavizado más fuerte sobre la serie original (nótese cómo para los valores suavizados segundo y penúltimo se utiliza una ventana de «3»):

$$\{3.2, 3.2, 3.2, 3.5, 3.5, 3.5, 4.1, 4.1, 3.2, 3.2, 2.9\}$$

Hasta aquí, se han presentado técnicas de suavizado que las podríamos calificar «blandas». Una alternativa a estas técnicas es el procedimiento de suavizado, mucho más «duro», conseguido mediante la regresión Lowess (*Locally*

Weighted Regression and Smoothing Scatterplots) (Cleveland, 1979). Este autor describe un método resistente para el suavizado de datos bivariantes o datos de series temporales. La idea consiste en calcular la línea de regresión que mejor ajuste a la nube de puntos formada por las observaciones próximas al valor para el que se quiere calcular el valor suavizado. Es preciso definir la amplitud de la ventana, que indica el número de observaciones adyacentes que han de tenerse en cuenta para realizar la estimación. A diferencia de los alisadores de medianas móviles, no es necesario, en este caso, que la ventana se encuentre centrada en el valor a suavizar, sino sólo en los casos donde esto sea posible. El valor que indica la amplitud de la ventana utilizada se representa por f , y viene expresado en términos de la proporción de valores que se utilizan en el ajuste. Siendo $n \cdot f = q$, donde q representa el número de observaciones próximas al valor a alisar que se tendrán en consideración. Cuanto más próximo a 1 sea el valor f , más fuerte es el alisado que se aplica a los datos originales. Horber (1991) recomienda utilizar $f=0.25$, o incluso valores inferiores.

El cálculo del ajuste de la línea de regresión en la ventana definida, para la estimación del valor suavizado correspondiente a cada punto de la serie original, se lleva a cabo utilizando dos tipos de ponderación:

a) Ponderación por regresión: sea v el valor original que se desea suavizar y v_i un valor próximo a v , incluido en la ventana utilizada, la ponderación w_i que recibirá el valor v_i estará en función de la distancia $d(v)$ que exista entre estos dos valores, determinándose por la función tricúbica:

$$w_i = \left(1 - \left| \frac{v - v_i}{d(v)} \right|^3 \right)^3$$

b) Ponderación de robustez: para conseguir que el ajuste sea resistente a la presencia de valores distantes, se utiliza, también, esta asignación de pesos que estará en función de los residuales (r_i) respecto al ajuste conseguido con la ponderación por regresión, determinándose por la función bicuadrática siguiente:

$$w_i = \begin{cases} (1 - (r_i/6Mad)^2)^2 & |r_i| < 6Mad \\ 0 & |r_i| > 6Mad \end{cases}$$

donde Mad es la mediana de las desviaciones absolutas de los valores r_i respecto a la mediana de éstos.

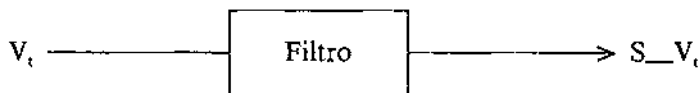
$$Mad = \text{Mediana } |r_i - \text{Mediana}(r) |$$

Cabe mencionar la posible utilización de la regresión Lowess, empleando únicamente la primera de las ponderaciones, pero sólo en aquellos casos donde la serie original no contiene observaciones excesivamente distanciadas. En caso contrario, esta estimación es sensible (poco resistente) al efecto de los valores anómalos.

Tanto las técnicas de suavizado de medianas móviles como la regresión Lo-wess, aplicadas a una secuencia de datos EEG actúan como un filtro de paso-bajos. Por lo tanto eliminan los componentes que presentan frecuencias altas, siendo a nuestro entender esta propiedad la que les hace especialmente adecuadas para el análisis de componentes lentos como la CNV. Ciertamente este proceso depende básicamente de dos parámetros, la amplitud de ventana utilizada y la ponderación de los elementos que la componen.

Las técnicas de suavizado, puesto que afectan las respuestas eléctricas de alta frecuencia, permiten eliminar aquellos artefactos que no hayan sido mitigados mediante el uso del filtrado analógico, o cualquier otro método de rechazo de artefactos.

La aplicación de los alisadores es preciso efectuarla de forma exploratoria, o sea, observando la actuación de diferentes tipos de éstos sobre la serie registrada. Esto se debe a que la función de transferencia, que realiza el cambio del análisis del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia,² no es en este caso conocida. Y es en esto, donde a nuestro entender, estriba actualmente su principal limitación: el desconocimiento de la frecuencia real de corte en el proceso de filtrado de paso-bajos que utiliza cada alisador por lo que, en cierta medida, actuarán de esta forma como una caja negra:



La serie temporal de n observaciones, es posible descomponerla en una suma de ondas sinusoidales (Rappachi, 1991):

$$V_i = \sum_{i=0}^m a_i \cos(2\pi(i/n)t + \Phi_i)$$

$$\text{donde } m = \begin{cases} n/2 & \text{si } n \text{ es par} \\ n-1/2 & \text{si } n \text{ es impar} \end{cases}$$

$$a_i = \text{amplitud de voltaje}$$

$$\Phi_i = \text{fase.}$$

De esta forma la serie se define por una suma de ondas de diferentes frecuencias $f_i = i/n$ para $f_i \in [0, 0.5]$.

Los componentes de frecuencia baja varían suavemente formando la parte lisa de la serie original, por el contrario los de frecuencias altas varían rápidamente, formando la parte rugosa. Se asume, para el complejo CNV, que estos componentes de altas frecuencias constituyen el ruido de fondo que es necesario eliminar.

2. Del estilo de las utilizadas en otros filtros digitales, como por ejemplo en el filtro de Wiener (*Fast Fourier Transform-FFT*).

Aplicación de las técnicas de suavizado a la CNV

En la aplicación de estas técnicas hemos utilizado los datos procedentes de 34 ensayos de un experimento clásico CNV, libres de movimientos oculares, obtenidos por el laboratorio de la sección de Psicología Fisiológica de la Universidad de Tilburg. Los datos se registraron en un sujeto de lateralidad diestra, comprobada mediante el test de lateralidad de Edinburgh, al que se recompensó con la cantidad de 7,5 florines por hora de sesión más una bonificación de 10 florines al finalizar el experimento.

El sujeto permaneció sentado cómodamente en una sala tenuemente iluminada y aislada acústica y eléctricamente. Encima del brazo del sillón se encontraba fijado un botón que debía ser presionado por el sujeto con el dedo índice de su mano derecha. Los dos estímulos presentados, de tipo visual, consistieron en un flash utilizado como estímulo de aviso y una serie de flashes, que terminaban con la respuesta del sujeto, y constituían el estímulo imperativo. El ISI fue de 4 segundos, mientras el tiempo del intervalo comprendido entre los diferentes ensayos fue aleatorizado desde 10 hasta 15 segundos. Ambos estímulos fueron presentados mediante un LED cuadrado de 1.5 cm de lado, que proporcionaba una luz roja, situado a 1.5 m del sujeto a la altura de su mirada. Se utilizaron electrodos no polarizables de 8 mm, Ag-AgCl de la marca Beckman, fijados con colodion a la superficie del cuero cabelludo. Las localizaciones utilizadas fueron las siguientes: F3, F4, C3', C4', C3'', C4''. Las localizaciones especiales C3' y C4' fueron situadas 1 cm anterior a C3 y C4 respectivamente, mientras que las C3'' y C4'' lo fueron 2 cm posterior a C3 y C4 respectivamente³ (Damen y Brunia, 1987). Como punto de referencia eléctricamente inactivo se utilizó la unión física de dos electrodos emplazados en los mastoideos. La impedancia entre los electrodos siempre fue menor de 3 k Ω . Simultáneamente se registró el EOG a través de dos electrodos Ag-AgCl de 8 mm situados verticalmente en el ojo derecho. Las señales EEG y EOG fueron magnificadas con la ayuda de un amplificador marca Beckman, con filtro de paso-altos situado a una frecuencia de 0.005 Hz y filtro de paso-bajos a 30 Hz.

Durante la sesión experimental se registraron 100 ensayos CNV. De éstos sólo fueron considerados aquellos ensayos donde la amplitud del EOG no excedió de 60 μ V ni estuvieron presentes otros tipos de artefactos. La secuencia de datos analizados abarcó desde 1 segundo antes de la presencia del S1, hasta 1 segundo después de la presentación del S2, siendo el total de 6 segundos. A partir de esta secuencia se muestrearon, para llevar a cabo el presente análisis estadístico, un total de 250 puntos de cada canal de registro. En la Figura 2 se encuentra representada la onda promedio, en función de los 34 ensayos, registrada en la localización C3'.

Aunque es posible, mediante este promediado, observar el patrón de la señal subyacente, ésta se presenta extremadamente difusa. A fin de conseguir aumen-

3. Estas localizaciones especiales fueron utilizadas con la intención de captar mejor la actividad del córtex motor (posiciones') y del córtex somato-sensorial (posiciones'').

tar la razón señal/ruido, hubiera sido necesario obtener un mayor número de ensayos libres de artefactos, y extraer así de forma más clara la señal producida.

En la Figura 3 se representa un ensayo individual, escogido al azar, de la misma localización C3'. A partir de este ensayo se ha realizado un proceso de suavizado de medianas móviles utilizando la combinación 7RJ.⁴

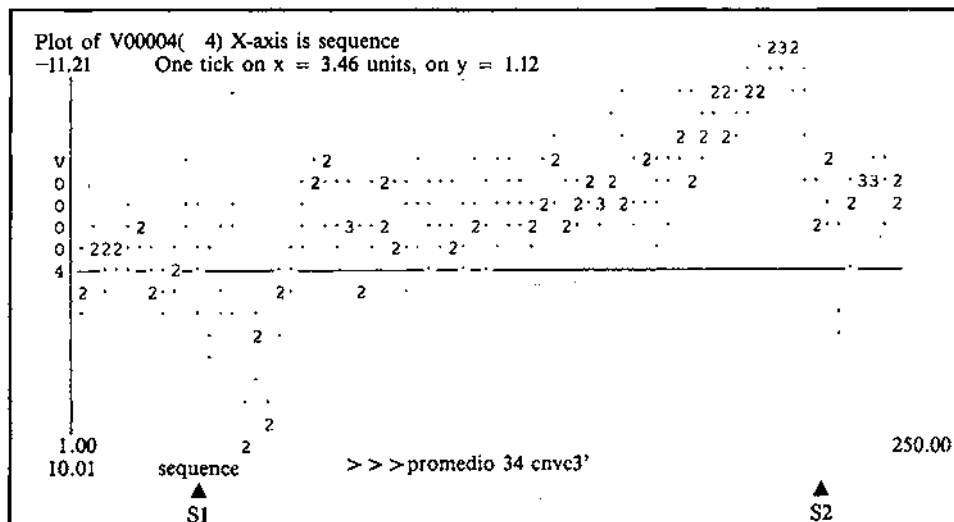


Figura 2. Onda obtenida mediante el promedio de 34 ensayos registrados en C3'.

Obsérvese que, como ocurre en el promediado simple, en este caso el suavizado tampoco funciona correctamente, presentando una estimación de la señal muy inexacta. La razón señal/ruido, desconocida, es excesivamente baja, por cuya razón será necesario utilizar alguna estrategia para aumentarla. Combinando la técnica del promediado con la de suavizado se consigue este objetivo. En la Figura 4 se encuentra representado el promedio de 20 de los ensayos registrados en C3'. Aplicando el mismo alisador anterior 7RJ vemos cómo se nos ofrece una estimación de la señal producida claramente definida. Incluso utilizando un menor número de ensayos, en este caso 13, la estimación no difiere excesivamente de la anterior.

A partir de estas estimaciones se pueden distinguir claramente los diferentes componentes aparecidos en la onda en esta situación. Observemos la presencia de un pico positivo después de la aparición del S1, que identificamos como el componente P300 a partir del cual comienza una onda sostenida negativa que alcanza el punto máximo justo en el momento en que se realiza la acción. Vemos cómo el componente tardío de la CNV es mucho más prominente que la parte temprana de esta onda, probablemente debido a que este registro (C3') corres-

4. 7RJ representa la combinación de alisadores utilizada sobre la serie de datos original, consistente en la aplicación repetida (R) de la sustitución de cada valor por la mediana de 7 valores adyacentes centrados en el valor a calcular, combinado con un proceso de ponderamiento (J) (Freixa y cols., 1992; Rappachi, 1991).

ponde a la situación del electrodo sobre el córtex motor, y además sobre el hemisferio contralateral al movimiento.

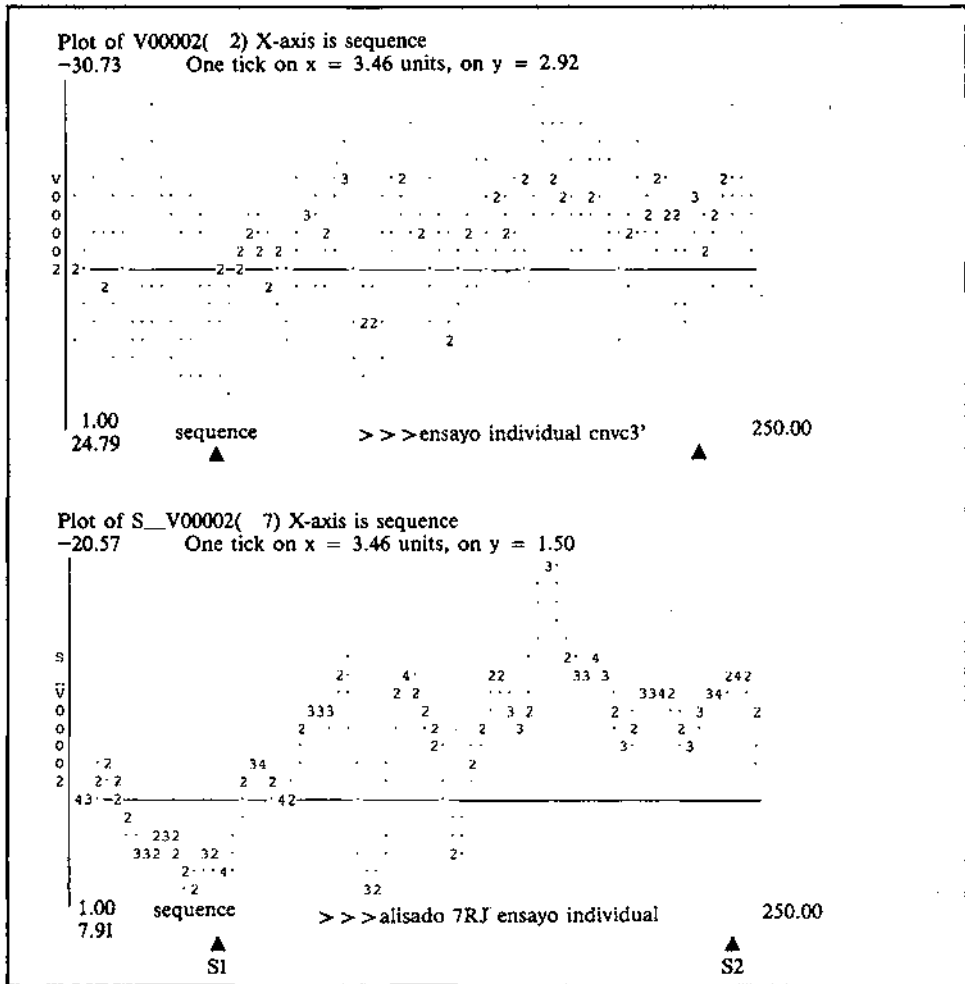


Figura 3. En la parte superior onda obtenida mediante un ensayo individual. En la parte inferior suavizado del ensayo mediante la combinación 7RJ.

Por tanto, mediante esta combinación de técnicas de filtrado se consigue reducir el número de ensayos necesarios, de los 34 iniciales, que no proporcionaban una correcta estimación, hasta 13 ensayos.

Para disminuir más el número de ensayos es necesario plantearse la utilización de una técnica de suavizado más «dura». En la Figura 5 se encuentra representada la nube de puntos formada por el promedio de 5 ensayos obtenidos sobre la localización C3'. Si sobre este promedio aplicáramos un suavizado de

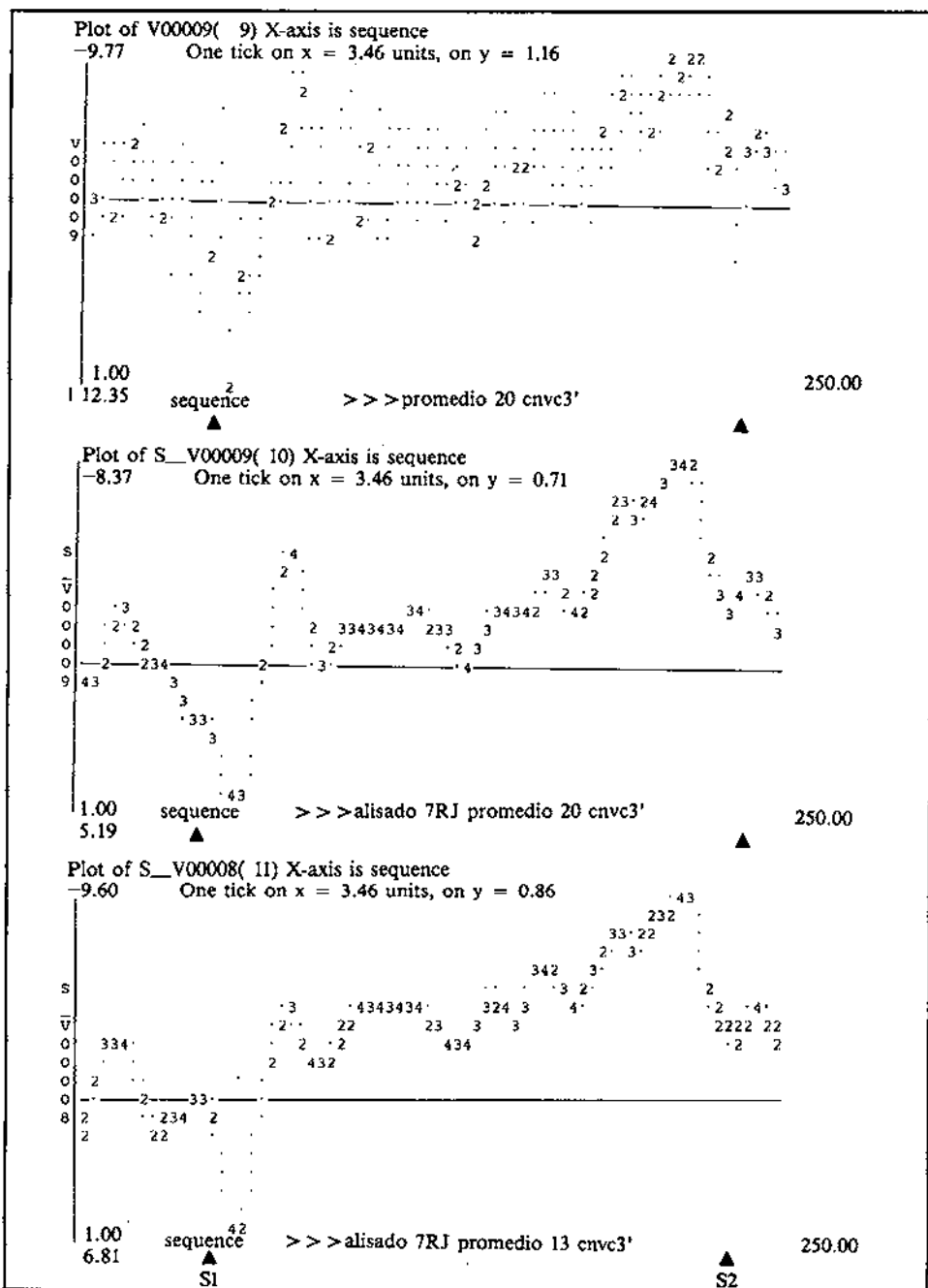


Figura 4. En la parte superior promedio de 20 ensayos individuales. En el centro suavizado 7RJ del promedio de 20 ensayos. En la parte inferior suavizado 7RJ del promedio de 13 ensayos.

medianas móviles 7RJ, los resultados obtenidos serían similares al alisado de un solo ensayo (como el presentado en la Figura 3). En cambio, aplicando un alisador Lowess, con parámetro $f=0.1$, se consigue una muy aceptable estimación de la señal producida.

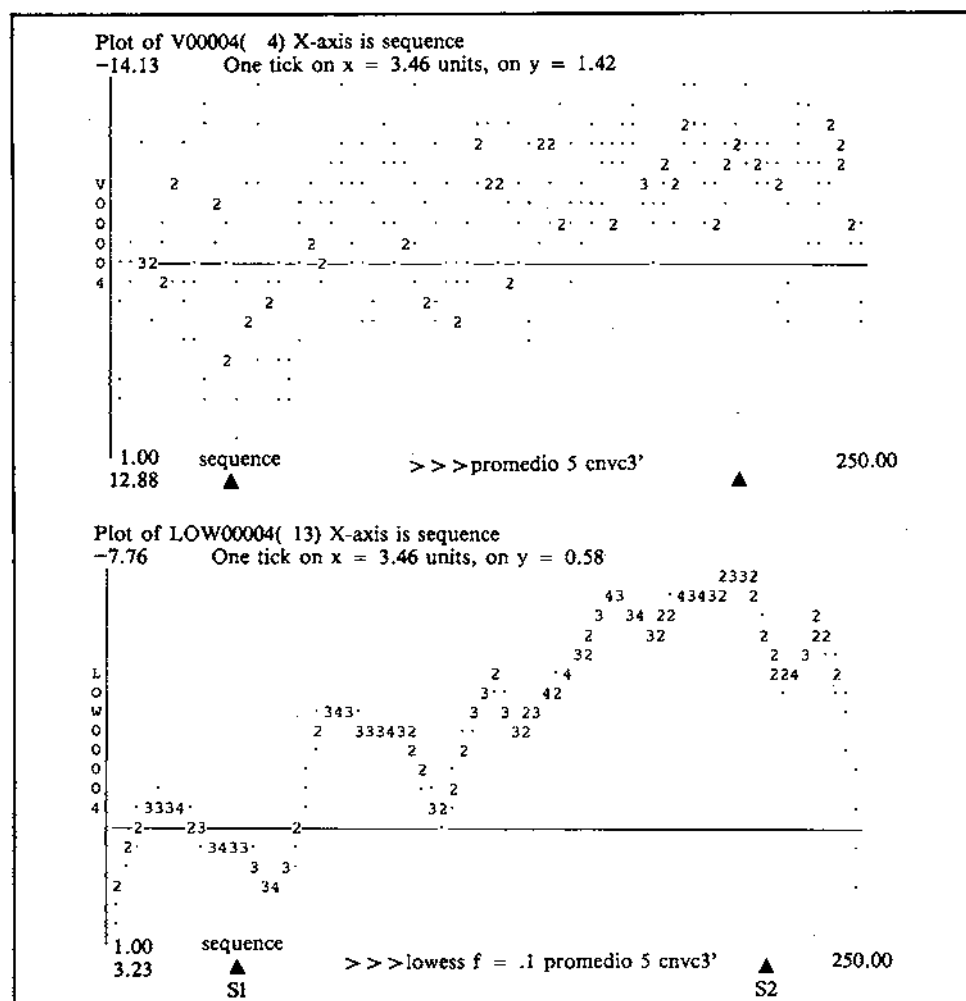


Figura 5. En la parte superior promedio de 5 ensayos. En la parte inferior alisado mediante Lowess ($f=0.1$) del promedio de 5 ensayos.

Obsérvese que, al ser un alisador mucho más fuerte, entonces la frecuencia de corte de este filtrado de paso-bajos se reduce a medida que aumentamos la potencia de alisado. En este caso se han utilizado para el cálculo de cada punto suavizado, únicamente el 10 % de las observaciones ($f=0.1$), por tanto puede con-

siderarse un alisado suave, dentro de la categoría Lowess. Pese a esto, cabe destacar que el alisado ha afectado al componente P300, reduciendo éste hasta su casi desaparición. Por el contrario la onda CNV de más baja frecuencia se encuentra aceptablemente estimada.

Discusión

Como se ha mostrado en experimentos de registro CNV, la aplicación combinada de alisadores y el promediado simple proporciona una estimación de la señal a partir de un reducido número de ensayos individuales, evitando de esta forma la aparición de los procesos de fatiga y habituación anteriormente mencionados. Ésta es una de las grandes ventajas en comparación con el promediado simple, que requiere un mayor número de ensayos para obtener una estimación similar.

Esta mejora en la detección de la señal obtenida permite realizar estimaciones más correctas para la determinación de los componentes presentes en la onda registrada, ya que, al quedar reducida la variabilidad presentada por el ruido de fondo, al utilizar, por ejemplo, un Análisis de Componentes Principales (PCA), se consigue un menor número de componentes para explicar un porcentaje adecuado de la variabilidad total (Turbany, 1992). Asimismo, es de suponer que esta mejora en la estimación redunde en los posibles análisis realizados utilizando este componente como variable dependiente, al estudiar la relación con otras variables experimentales con las que pueda encontrarse implicado.

Como se ha mencionado anteriormente, la utilización de alisadores demasiado fuertes, como por ejemplo la regresión Lowess, afecta a componentes como el P300 y el RP, pudiendo deformar excesivamente su estimación.

Una dificultad relacionada con la difusión de estos alisadores es su escasa implantación en los paquetes estadísticos habitualmente utilizados. No obstante, abrigamos la esperanza, como ha ocurrido con otras técnicas exploratorias (p. ej. el diagrama de caja, el gráfico de tronco y hojas, análisis exploratorio de medianas, etc.), de que éstas sean también incorporadas, en breve plazo, en la mayoría de paquetes estadísticos.⁵

En un estudio previo de simulación (Turbany, 1992) parece confirmarse la mejora que supone la realización de un proceso de suavizado de forma complementaria al del promediado. En un primer estadio se constató que cuando las variabilidades presentadas por señal y ruido son aproximadamente iguales, el suavizado permite una correcta estimación utilizando únicamente un sólo ensayo, incluso con los alisadores considerados más blandos. Ciertamente, con registros ERP no es frecuente encontrar razones señal/ruido tan elevadas, ni siquiera en el caso de la CNV que, probablemente, es uno de los componentes donde la razón sea una de las más altas. Por este motivo se trabajó con una razón señal/ruido más próxima a la que suele ser habitual en este tipo de macrocomponente.

5. En el presente trabajo se ha utilizado el paquete estadístico EDA de E. Horber para la aplicación de las técnicas de suavizado.

En esta situación se constató que, si bien la estimación en base al ensayo individual resultó muy deformada, es posible la correcta detección de la señal en base a un menor número de ensayos, tanto si se suaviza el promedio de éstos, como si se calcula el promedio de los mismos ensayos previamente suavizados.

Por último, quisiéramos apuntar que una de las cuestiones que más nos preocupa actualmente es el intento de comprobar cómo actuaría la utilización de estos alisadores en investigaciones sustantivas, donde se utilice la onda suavizada como variable dependiente, relacionándola con otras variables experimentales, para constatar si esta técnica de filtrado puede contribuir, aunque sea de forma relativa, en la búsqueda de los posibles correlatos psicológicos del macro-potencial CNV.

REFERENCIAS

- Birbaumer, N., Elbert, T., Canavan, A.G.M. & Rockstroh, B. (1990). Slow potentials of the cerebral cortex and behavior. *Psychological Reviews*, 70 (1), 1-41.
- Borda, R.P. & Frost, J.D. (1968). Error reduction in small sample averaging through the use of the median rather than the mean. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 25, 391-392.
- Brunia, C.H.M. & Damen, E.J.P. (1988). Distribution of slow brain potentials related to motor preparation and stimulus anticipation in a time estimation task. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 69, 234-243.
- Cleveland, W.S. (1979). Robust Locally Weighted Regression and Smoothing Scatterplots. *Journal of the American Statistical Association*, 74 (368), 829-836.
- Cooper, R., Osselton, J.W. & Shaw, J.C. (1980). *EEG Technology*. London: Butterworths.
- Damen, E.J.P. & Brunia, C.H.M. (1987). Changes in heart rate and slow brain potentials related to motor preparation and stimulus anticipation in a time estimation task. *Psychophysiology*, 24, 700-713.
- Damen, E.J.P. & Brunia, C.H.M. (1990). Is the occurrence of the SPN restricted to feedback stimuli? In C.H.M. Brunia, A.W.K. Gaillard & A. Kok (Eds.). *Psychophysiological Brain Research*. Tilburg: Tilburg University Press.
- DeWeerd, J.P.C. & Martens, W.L.J. (1978). Theory and Practice of a posteriori «Wiener» filtering of average evoked potentials. *Biological Cybernetics*, 30, 81-94.
- Efron, B. (1979). Computers and the theory of statistics: Thinking the unthinkable. *SIAM Review*, 21 (4), 460-480.
- Elbert, T., Rockstroh, B., Lutzenberger, W. & Birbaumer, N. (1980). Biofeedback of slow cortical potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 48, 293-301.
- Freixa, M., Salafranca, Ll., Guàrdia, J., Ferrer, R. y Turbany, J. (1992). *Análisis exploratorio de datos: Nuevas técnicas estadísticas*. Barcelona: P.P.U.
- Hillyard, S.A. & Galambos, R. (1970). Eye movement artifact in the CNV. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 28, 173-182.
- Horber, E. (1991). *Manual del paquete estadístico EDA*. Faculté des Sciences Politiques. Universidad de Ginebra.
- Jasper, H.H. (1958). The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- Kornhüber, H.H. & Deecke, L. (1965). Cerebral potential changes in voluntary and passive movements in man: readiness potential and reafferent potential. *Pflügers Arch. Ges. Physiol.*, 284, 1-17.
- Loveless, N.E. (1976). Distribution of response to non-signal stimuli. In W.C. McCallum & J.R. Knott (Eds.). *The responsive brain*. Bristol: Wright.
- Loveless, N.E. & Sanford, A.J. (1974). Slow Potential Correlates of Preparatory Set. *Biological Psychology*, 1, 303-314.
- Lutzenberger, W., Elbert, T., Rockstroh, B. & Birbaumer, N. (1982). Biofeedback produced slow brain potentials and task performance. *Biological Psychology*, 14, 99-111.
- McCallum, W.C. (1979). Cognitive aspects of Slow Potentials Changes. In J.E. Desmedt (Ed.). *Cognitive Components in Cerebral Event-Related Potentials and Selective Attention*. Prog. Clin. Neurophysiol. Vol. 6. Basel: Karger, 151-171.

- McCallum, W.C. (1988). Potentials related to expectancy, preparation and motor activity. In T. Picton (Ed.), *Human Event-Related Potentials*, vol. 3. Amsterdam: Elsevier.
- McCallum, W.C. & Curry, S.H. (1978). Hemisphere differences in event-related potentials and CNV's associated with monoaural stimuli and lateralized motor responses. In D. Lehmann & E. Callaway (Eds.), *Human evoked potentials. Applications and problems*. New York: Plenum Press.
- O'Connor, K.P. (1980). Application of the contingent negative variation in psychophysiology. In I. Martin & P.H. Venables (Eds.), *Techniques in Psychophysiology*. Chichester: John Wiley and Sons.
- Pfurtscheller, G. & Cooper, R. (1975). Selective averaging of the intracerebral click evoked responses in man: an improved method of measuring latencies and amplitudes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38, 187-190.
- Rappachi, B. (1991). *Une introduction à la notion de robustesse*. Carcassonne: Documentación de la Universidad de Verano de EDA.
- Rockstroh, B., Elbert, T., Lutzenberger, W. & Birbaumer, N. (1984). Operant control of slow brainpotentials: A tool in the investigation of the potential's meaning and its relation to attentional dysfunction. In T. Elbert et al. (Eds.), *Self-Regulation of the Brain and Behavior*, New York: Springer-Verlag.
- Rohrbaugh, J.W., Syndulko, K. & Lindsley, D.B. (1976). Brain wave components of the Contingent Negative Variation in humans. *Science*, vol. 191, 1055-1057.
- Salafranca, Ll. (1991). *Neurociencia Cognitiva: Problemática del Análisis de Datos*. Tesis Doctoral no publicada, Universidad de Barcelona.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J. & Roy John, E. (1965). Evoked potentials correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 150, 1187-1188.
- Tecce, J.J. (1972). Contingent Negative Variation (CNV) and psychological processes in man. *Physiological Bulletin*, 77 (2), 73-108.
- Tecce, J.J. & Cattanach, L. (1982). Contingent Negative Variation. In E. Niedermeyer & F. Lopes da Silva (Eds.), *Electroencephalography. Basic Principles. Clinical applications and related fields*. Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
- Tecce, J.J. & Cole, J.O. (1974). Amphetamine effects in man: Paradoxical drowsiness and lowered electrical brain activity (CNV). *Science*, vol. 185, 451-453.
- Timsit-Berthier, M., Delaunoy, J. & Geronio, A. (1978). Morphological analyses of the CNV in Psychiatry: comparison of resolution mode and cumulative curve methods. In D.A. Otto (Ed.), *Multidisciplinary Perspectives in Event-Related Brain Potential Research*. EPA/600/9-77-043. Research Triangle Park N.C. U.S. Environmental Protection Agency.
- Timsit-Berthier, M., Mantanus, H., Anseau, M., Devoitille, J.M., Dal Mas, A. & Legros, J.J. (1987). Contingent Negative Variations in major depressive patients. In R. Johnson, J.W. Rohrbaugh & R. Parasuraman. *Current Trends in Event Related Potential Research (EEG supp. 40)*. Amsterdam: Elsevier Pub.
- Tukey, J.W. (1977). *Exploratory Data Analysis*. Reading, Massachusetts: Addison-Wesley.
- Tukey, J.W. (1978). Commentary, a data analyst's comments on a variety of points and issues. In F. Callaway, P. Tueting & S.H. Koslow (Eds.), *Event-Related Brain Potentials in Man*. New York: Academic Press.
- Turbany, J. (1992). *Detección y Análisis del Componente Endógeno CNV*. Tesis Doctoral no publicada, Universidad de Barcelona.
- Ungan, P. & Basar, E. (1976). Comparison of Wiener Filtering and Selective Averaging of Evoked Potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 40, 516-520.
- Velleman, P.F. & Hoaglin, D.C. (1981). *Applications, Basics and Computing of Exploratory Data Analysis*. Boston: Duxbury.
- Walter, D.O. (1969). A Posteriori «Wiener filtering» of average evoked responses. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 27, 61-70.
- Walter, W.G., Cooper, R., Aldridge, V.J., McCallum, W.C. & Winter, A.L. (1964). Contingent Negative Variation: An electric sign of sensori-motor association and expectancy in the human brain. *Nature*, 203, 380-384.
- Weinberg, H. (1978). Comments on methods of signal analysis and signal detection. In D.A. Otto (Ed.), *Multidisciplinary Perspectives in Event-Related Brain Potential Research*. EPA-600/9-77-043. Research Triangle Park N.C. U.S. Environmental Protection Agency.
- Weinberg, H. & Cooper, R. (1972). The recognition index: a pattern recognition technique for noise signals. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 33, 608-613.
- Woody, C.D. (1967). Characterization of an adaptive filter for the analysis of variable latency neuroelectric signals. *Medical and Biological Engng*, 5, 538-553.
- Zappoli, R. (1988). Event-Related Potentials' changes in the normal presenium and in patients with initial presenile idiopathic cognitive decline. In D. Giannitrapani & L. Murri (Eds.), *The EEG of Mental Activities*. Basel: Karger.