

DETECCION Y ANALISIS DEL COMPONENTE ENDOGENO CNV.

Tesis Doctoral presentada por:
Jaume Turbany i Oset

Directores: Dr. Jaume Arnau i Gras
Dr. Ramon Ferrer i Puig

Dpto. Metodologia de les Ciències del Comportament
Facultat de Psicologia
Universitat de Barcelona

Barcelona, 1992.

CAPITULO 3.

DETECCION Y ANALISIS DE LA CNV.

3.1.- REGISTRO DE LA SEÑAL

3.1.1.- ELECTRODOS

La utilización de electrodos es imprescindible cuando la actividad a detectar produce una respuesta eléctrica medible en la superficie de la piel, o simplemente se intentan registrar niveles basales de cualquier generador bioeléctrico. En el caso del registro del EEG los electrodos, fijados en la superficie del cuero cabelludo, constituyen un punto de conexión entre el sujeto y el equipo de laboratorio, necesario para el registro.

Los electrodos de superficie, o no invasivos, que són los utilizados normalmente en el registro de SCP, en investigación humana, existiendo, por tanto electrodos que pueden ser implantados dentro del cerebro, y que se utilizan básicamente en investigación animal (Regan, 1989), suelen ser pequeños discos metálicos, los más utilizados en registro de SCP y asequibles comercialmente, de unos 8 mm. de diámetro, y que se adhieren a la superficie con la ayuda de un disco adhesivo por ambas caras.

La sujeción de los electrodos al cuero cabelludo es problemática, ya que generalmente éste se encuentra recubierto de cabello, por tanto es necesario aumentar la adherencia con la ayuda de algún tipo de pasta fijadora (ej. collodion). Esto no quiere decir que sea preferible la utilización de sujetos desprovistos de cabello, ya que, aparte del problema de la extracción de la muestra, si bien es más sencilla la fijación del electrodo en este tipo de

individuos, el sujeto calvo presenta problemas de llegada de la señal al electrodo, ya que la piel, endurecida por el sol, actuará de filtro convirtiéndose en menos conductora, a nivel superficial, haciéndola más difusa a nivel de las capas inferiores de la dermis.

La colocación de los electrodos, evidentemente, estará en función del experimento a realizar, de todas maneras y para facilitar la comunicación entre laboratorios, se utiliza mayoritariamente, el sistema 10-20 (Jaspers, 1958) (ver Fig. 3.1). Especificando claramente la situación del electrodo, si éste no se encuentra en alguna de las localizaciones estandarizadas.

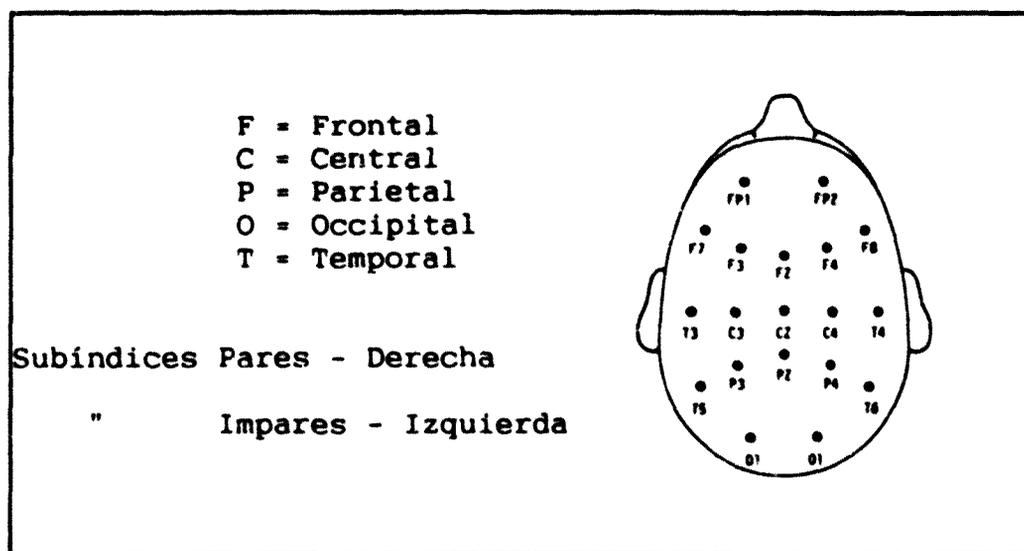


Fig. 3.1. Posición estandarizada de los electrodos en el registro EEG. (Tomado de Brunia, 1987).

Existen, comercializados, otros tipos de electrodos específicos para localizaciones concretas, como es el caso de los electrodos de pinza, que se colocan en el lóbulo de la oreja, siendo de esta forma, mucho más sencilla su sujeción.

El registro de la señal puede realizarse de dos formas distintas:

a) Registro "monopolar", en el cual se intenta detectar la actividad de una zona específica del córtex,

en este caso se sitúa un electrodo activo sobre ésta y otro electrodo de referencia, en alguna zona de la cabeza de supuesta actividad nula. La señal registrada será la diferencia de potencial que se produce entre estas dos localizaciones.

b) Registro "bipolar", en este caso se desea registrar la diferencia de potencial producida entre dos zonas activas de la superficie del córtex. En este caso se situarán dos electrodos activos en estas zonas y un electrodo neutro en alguna zona que no presente actividad eléctrica.

En los orígenes del registro electroencefalográfico se utilizó mayoritariamente el tipo de registro bipolar, de hecho en la mayoría de aparatos clínicos, que se utilizan para el registro de la actividad EEG basal, están preparados para este tipo de localización de electrodos. En cambio, en investigación de SCPs, se utiliza mayoritariamente el registro monopolar (Regan, 1989). Este tipo de localización es más conveniente en estos casos ya que permite observar la morfología y la distribución topográfica de los componentes presentes en el registro de ondas corticales lentas, y en general en el estudio de los ERPs.

El problema principal, en ambos tipos de registro, radica en la elección de la localización del electrodo de referencia, ya que no existe ninguna localización que se encuentre totalmente libre de actividad eléctrica. Normalmente se utilizan los lóbulos de las orejas y las zonas que se encuentran detrás del pabellón auditivo, justo sobre el hueso mastoideo. Miller, Lutzenberger y Elbert (1991) consideran que la mejor localización es el mastoideo, proponen, además que se utilicen como referencia, no sólo una zona (en un lado de la cabeza o en el otro, como venía siendo habitual), sino que se tome como referencia el promedio de las dos localizaciones. En su artículo describen un método mediante el cual se realiza una unión física

entre los dos electrodos, situando una resistencia entre ambos. De esta manera se consigue que la referencia se sitúe en un punto imaginario en el centro del cerebro (Damen, 1992, comunicación personal). Este efecto es de especial interés en aquellos estudios en los que se pretenden detectar diferencias interhemisféricas en la distribución de los componentes.

La característica principal del electrodo, es que éste sea totalmente estable. Propiedad que precisa que el material con el que está construido el electrodo sea inerte, o sea, que no tenga una actividad eléctrica propia y además que no sea polarizable, y por tanto no esté afectado por el paso continuo de corriente eléctrica.

En los primeros registros electroencefalográficos se utilizaron diversos materiales para la elaboración de los electrodos (Cooper, Osselton y Shaw, 1980), como por ejemplo cobre (Cu), oro (Au), etc. A partir de la década de los años 60 y hasta la actualidad se suele utilizar para la fabricación de los electrodos una base de plata (Ag), recubierta con una capa externa de cloruro de plata (AgCl).

Este material es el que mejor cumple con las condiciones de estabilidad eléctrica. (Tassinary et al., 1990). Es conveniente después de cada uso, sumergir el electrodo en una solución salina, para mantener intacta la capa de cloruro de plata. Además será necesario, periódicamente, clorurar los electrodos mediante electrolisis.

Evidentemente, antes de proceder a la sujeción de los electrodos, y con objeto de eliminar cualquier posible interferencia, será necesario realizar una limpieza de la superficie del cuero cabelludo con acetona, alcohol, agua destilada, o algún producto comercial abrasivo. VENABLES y MARTIN (1967) observaron que la utilización de jabón disminuye la conductancia y aumenta la resistencia, por

tanto no es aconsejable su utilización para el registro EEG, aunque si puede serlo en el registro de otros tipos de señales como el HR, recomiendan, además, que aunque cualquiera de los productos anteriormente mencionados es utilizable, es conveniente, con objeto de disminuir la variabilidad entre los sujetos, usar siempre el mismo sistema de limpieza.

Para poder mantener un contacto continuado entre el electrodo y la superficie del cuero cabelludo es imprescindible la utilización de una pasta electrolítica. Es necesario que este gel, elaborado normalmente con cloruro sódico (NaCl) o cloruro potásico (KCl), sea químicamente compatible con la piel, o sea que las concentraciones de estas sales sean iguales a las de la piel del sujeto, en la práctica esto es prácticamente imposible, ya que supondría tener que elaborar un gel electrolítico para cada individuo. Normalmente son aceptables las pastas electrolíticas comercializadas, ya que poseen concentraciones que son compatibles con la mayoría de sujetos.

Es importante tener en cuenta que los electrodos son la primera fuente posible de distorsión del registro realizado, por tal motivo, antes de iniciar éste, será necesario controlar la impedancia (Z) de los electrodos utilizados. La impedancia de un electrodo es función de su resistencia (R), al paso de la corriente eléctrica, de la inductancia (L) y de la capacitancia (C), características que están en relación con el tipo de metal y el tamaño del electrodo y la capacidad de transporte de iones de la pasta electrolítica.

La impedancia es una suma de resistencias al flujo de la corriente (Kooi, 1975), su unidad viene expresada en ohmios (Ω) y se calcula según la siguiente expresión:

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (3.1)$$

donde X representa la reactancia total que comprende las reactancias inductiva y capacitiva definidas por:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(2\pi fL - \frac{1}{2\pi fC}\right)^2} \quad (3.2)$$

la impedancia, como suma de resistencias, estará relacionada (ley de Ohm; Ferrer, 1987) con la diferencia de potencial registrada en el circuito:

$$V = I \cdot Z \quad (3.3)$$

es recomendable, en el registro EEG, mantener la impedancia de los electrodos a niveles lo más bajos posibles, entre 3 y 5 k Ω ., aunque en el caso del electrodo de referencia ligado, se considera aceptable una impedancia por debajo de 10 k Ω .

3.1.2.- AMPLIFICADOR

La función más elemental de un buen amplificador es magnificar, sin distorsión, la señal recibida. Las oscilaciones en amplitud registradas en el cuero cabelludo suelen oscilar alrededor de los 50 μ V, la señal de salida del amplificador debe oscilar entre ± 1 V para ser compatible con los aparatos conectados a éste (salida de gráficos, ordenador) por tanto, será necesario utilizar un factor de amplificación de aproximadamente 20.000 veces la señal de entrada en este tipo de registros. Antes de realizar cualquier medición, y para disponer de las necesarias garantías, se acostumbra a efectuar una calibración del aparato, introduciendo una señal de amplitud conocida, para detectar si se realiza correctamente la magnificación (Coles et als. 1986)

3.1.2.1.- Filtros Analógicos.

Conjuntamente con la amplificación del registro obtenido, es conveniente la utilización de filtros lineales que lo depuren, eliminando aquellas respuestas eléctricas de frecuencias indeseadas, bien por ser originadas por artefactos de origen instrumental o bien por representar aspectos de la señal psicofisiológica que no son de interés para el investigador.

Una fuente común de artefactos es la producida por la actividad del propio equipo electrónico, generada en la toma de corriente general, que en nuestro país se suministra en la frecuencia de 60 Hz.. Es posible eliminar esta fuente de ruido mediante la utilización de un filtro "notch" situado en esta frecuencia, que actúa específicamente sobre ella, sin alterar otras oscilaciones.

Otros filtros actuarán atenuando la actividad por encima o por debajo de determinadas frecuencias. En concreto, los SCP son potenciales que presentan frecuencias muy bajas, todos sus componentes presentan frecuencias entre aproximadamente 0 y 20 Hz. Los filtros de pasa-bajos (low pass filters) o filtros de frecuencia alta (high frequency filters-HFF) eliminarán toda oscilación más rápida que la prefijada. Por lo tanto, en registros de ondas SCP es conveniente la utilización de un filtro analógico de este tipo situado aproximadamente a 40 Hz. La mayoría de investigaciones utilizan HFF situados entre 30 y 100 Hz., en función del tipo de componentes que intentan registrar.

De igual manera podemos situar algún filtro que nos atenúe las ondas eléctricas de baja frecuencia, esto se consigue con los llamados filtros pasa-altos (High Pass Filters) o filtros de frecuencias bajas (Low Frequency

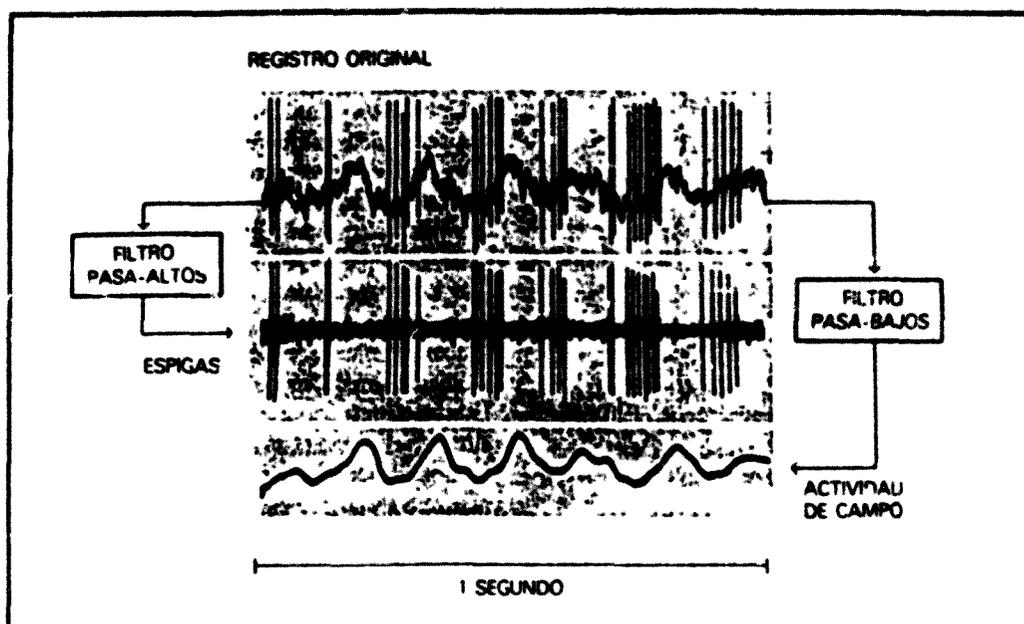


Fig 3.2 Efecto producido por los filtros analógicos HPF y LPF sobre la actividad eléctrica registrada (Tomado de García Agust y Buño 1979)

Filters-LFF) (ver Fig 3.2). Es conveniente tener especial cuidado con este tipo de filtros en investigaciones en SCP ya que pueden alterar sustancialmente la forma de los componentes de larga duración.

Los diferentes tipos de circuitos electrónicos que se utilizan entre los componentes del filtro se caracterizan por su "constante temporal" (TC). El valor de la constante temporal de un LFF es el tiempo que tarda en reducir en un 37% el valor original de la señal sostenida de entrada. Existe una correspondencia entre la TC y la frecuencia de corte del LFF, en el caso particular de -3 dB/oc. ésta viene dada por la expresión:

$$TC = \frac{1}{2\pi F} \quad (3.4)$$

donde TC = constante temporal en seg.

y F = frecuencia en Hz.

Tabla 3.1. Relación entre TC y Frecuencia del LPF. (-3 dB/octava).

TC (seg.)	Frecuencia (Hz)
30	0,0053
20	0,0079
15	0,0106
10	0,0159
5	0,0318
1	0,1592
0,3	0,5305

Utilizando la expresión 3.4, se encuentran expresadas en la tabla 3.1 algunas de las equivalencias entre la constante temporal y frecuencia del filtro de pasa altos, que comunmente se utilizan en registro de señales SCP (ver ap. 3.1.2.3.).

La principal ventaja que presentan los filtros analógicos son su simplicidad y la rapidez con que actúan. El filtro se sitúa inmediatamente antes del amplificador, por lo que su acción es previa a éste, y únicamente se amplifican las señales registradas en la banda prefijada. Evidentemente será necesario utilizarlos cuidadosamente si se quiere evitar una posible distorsión en la señal de interés. Con la utilización de este tipo de filtrado conseguiremos magnificar la razón señal/ruido, ya que en base a la frecuencia, se han atenuado selectivamente aquellas ondas eléctricas producidas por artefactos.

3.1.2.2.- Amplificadores tipo DC

Es posible la utilización de dos tipos de amplificadores: tipo AC (corriente alterna) y tipo DC (corriente continua-direct coupled), cada uno de los cuales tiene ventajas e inconvenientes en función de la señal que registremos. Los SCPs, a diferencia del EEG de fondo son ondas no fluctuantes, de voltaje sostenido, o mejor dicho,

ondas eléctricas que fluctúan con frecuencias extremadamente bajas (por debajo de 0.01 Hz). En principio, el tipo de registro más adecuado para estos potenciales es el DC¹, debido a que poseen sensibilidad constante a partir de frecuencias cercanas a 0 Hz. El problema principal que presentan es la detección de fuentes extracerebrales (principalmente de los mismos aparatos, o debidos a cambios en la polarización de los electrodos) de impulso eléctrico ("drift"), que genera un voltaje de tendencia creciente o decreciente que se superpone a la señal SCP. A partir de la década de los años 70 se empezaron a comercializar amplificadores tipo DC capaces de mantener la tendencia del "drift" a niveles adecuadamente bajos (por debajo de 1 μ V/hora. Este tipo de impulso extracerebral, si no es adecuadamente controlado, puede magnificar o enmascarar la onda negativa o positiva que se intenta estimar. Algunos autores (Damen, 1992, comunicación personal) han propuesto el uso de un ajuste de regresión lineal sobre los datos de la línea base, con objeto de observar si existe alguna tendencia en el EEG general previo al registro de la señal de interés. Corulla, Edwards & Burgess (1990) proponen una modificación en los circuitos de los amplificadores DC comerciales, que permite la compensación automática ("autozero amplifier") del "drift".

3.1.2.3.- Amplificadores tipo AC.

Cooper, Osselton & Shaw (1980) sugieren que utilizando constantes temporales suficientemente altas es posible el registro de SCP, como por ejemplo la CNV, con amplificadores AC. Evitando de esta manera el problema de la compensación del "drift" presente en el registro DC. En este tipo de amplificadores, es necesario que la impedancia de entrada sea al menos 100 veces más grande que la mayor de

¹ Ya se ha comentado en el Capítulo I que SCP y potenciales DC son utilizados como sinónimos por muchos investigadores.

las impedancias de los electrodos, en la Fig. 3.3 vemos los registros obtenidos en un experimento CNV con 4 intervalos diferentes entre estímulos y utilizando ambos tipos de amplificación.

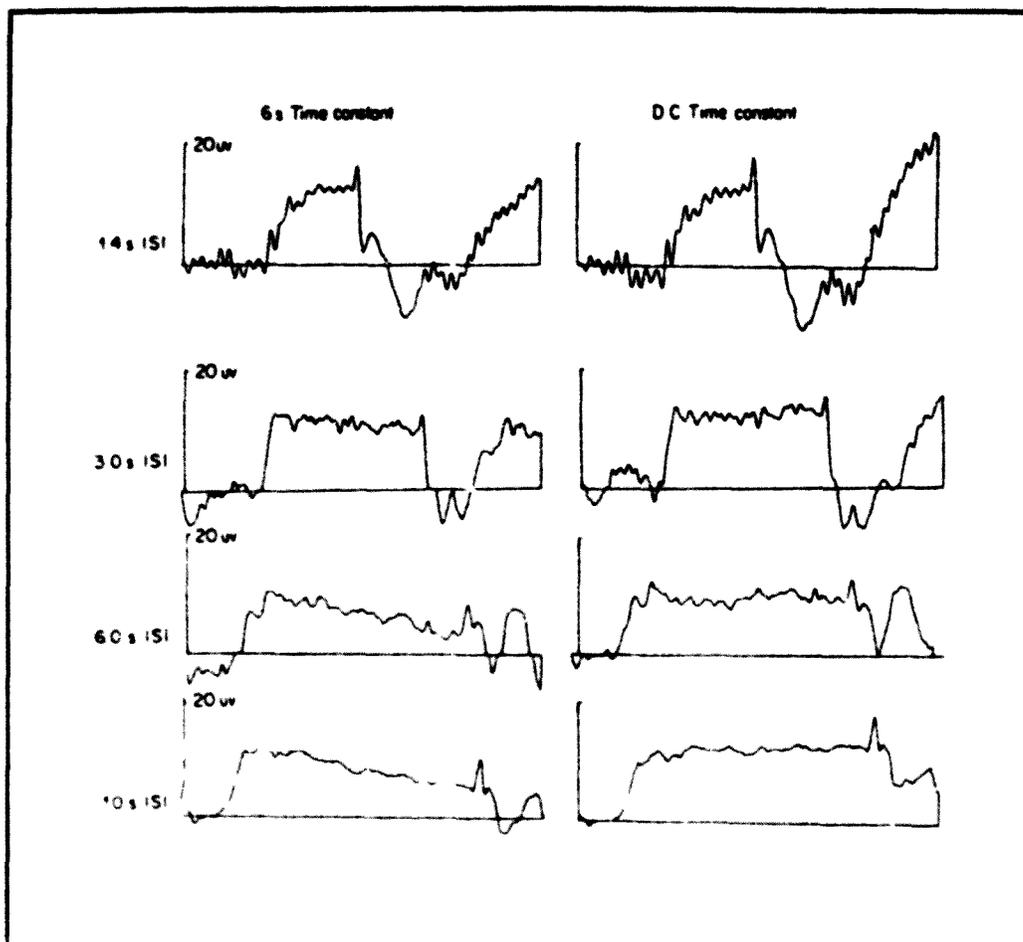


Fig 3.3 Registro CNV realizado mediante un amplificador AC con 6 seg TC y un amplificador DC, con TC infinita (Tomado de O'Connor 1980)

Como puede observarse, el amplificador AC aumenta la distorsión sobre la onda a medida que se incrementa el ISI. Existe, por tanto, una relación entre la TC y el ISI aunque ésta no está claramente establecida, O'Connor (1980) sugiere que la TC sea el doble del tiempo del ISI, Ruchkin (1.988) propone que, como mínimo, la $TC = 3 \times ISI$, mientras que Damen Brunia (1.987); Brunia y Damen (1.988) utilizan TCs equivalentes a 5 veces el valor del ISI.

3.1.2.4.- Utilización de Amplificadores tipo AC en el registro de señales DC.

Elbert y Rostrock (1980) proponen un método para poder transformar las señales SCP registradas mediante un amplificador tipo AC en señales DC. En efecto, conociendo la transformación que realiza el filtro de paso-altos, la señal filtrada puede ser modificada en señal DC. A modo de ejemplo proponen un sencillo circuito AC consistente en una resistencia y un capacitor de bloqueo (Fig. 3.4.).

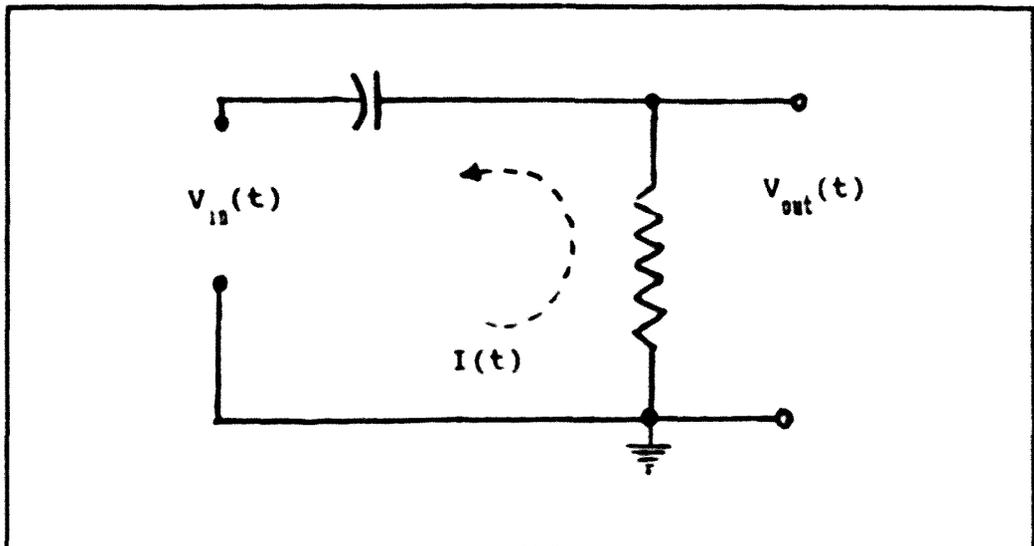


Fig 3 4 Circuito AC, consistente en un capacitor de bloqueo y una resistencia. La señal bioeléctrica $V_{in}(t)$ es registrada como $V_{out}(t)$. (Adaptado de Elbert y Rostrock 1980)

La relación entre el voltaje de entrada ($V_{in}(t)$) y el voltaje de salida ($V_{out}(t)$), viene expresada por:

$$V_{out}(t) = V_{in}(t) - \frac{1}{TC} \int_0^t V_{out}(\tau) d\tau \quad (3.5)$$

Sea x_i el punto i -ésimo muestreado de la función filtrada $V_{out}(t)$ y y_i el i -ésimo punto muestreado del voltaje original $V_{in}(t)$. La ecuación anterior se transforma en:

$$y_n = x_n + \frac{n \cdot \Delta t}{TC} \sum_{i=1}^n x_i \frac{1}{n} \quad (3.6)$$

donde Δt es el tiempo transcurrido entre dos puntos muestreados, por tanto, la ecuación anterior sería:

$$y = x + \frac{t}{TC} \bar{x} \quad (3.7)$$

siendo esta la transformación lineal que relaciona ambos voltajes en este caso concreto. Imaginemos que se ha registrado, con este tipo de amplificador, una señal CNV con 1.5 seg. ISI, utilizando una TC de 6 seg., obteniendo un promedio en amplitud entre todos los ensayos de $-7.5 \mu V$ respecto la línea basal, y nos interesa saber cuál es la disminución que se habrá producido al final de la onda observada, por efecto del filtrado.

A partir de la fórmula anterior:

$$\Delta CNV = y - x = \frac{t}{TC} \bar{x} = \frac{1.5 \text{ s.}}{6 \text{ s.}} (-7.5 \mu V) = -1.875 \mu V$$

a partir de este resultado, podemos predecir que la amplitud previa a E2 se ha visto reducida en $1.875 \mu V$ por efecto del filtrado

Gasser, Kneip y Verleger (1982) proponen un filtro digital que se aplicará sobre los datos amplificados mediante registro AC, con objeto de modificar la TC del filtro analógico aplicado. Este método resulta de especial interés para aquellos laboratorios que no dispongan de aparatos DC y en los cuáles el mínimo valor de sus filtros implementados en el amplificador AC, sean demasiado altos. Por ejemplo, 0.1 Hz es el menor filtro en múltiples amplificadores comercializados, lo que impide en muchos

casos el correcto registro de ondas cerebrales lentas como la SW o la CNV.

3.1.3. EXTRACCION DE LOS VALORES NUMERICOS

Una vez hemos conseguido el registro satisfactorio de la señal procedente de la actividad electrocortical, es necesaria su transformación para proceder a su posterior análisis y medida. En efecto, para analizar la señal que recibimos del cuero cabelludo nos será imprescindible la ayuda de un microcomputador, para lo cual nos es necesario convertir la señal eléctrica (voltaje), que es analógica en sí misma, en señal digitalizada, o sea, en secuencias de valores numéricos registrados mediante muestreo de la época total en que registramos la onda (Kidder, 1988). La resolución² de la onda, una vez ha sido digitalizada, dependerá de la frecuencia de muestreo que se realice, lo que determinará lo temporalmente próximos que se encuentren los puntos de la onda resultante. Es importante destacar que la frecuencia del muestreo que realicemos ha de ser como mínimo el doble de la frecuencia de la señal que queremos detectar. Este valor se conoce como frecuencia de Nyquist, en el caso de realizarse un muestreo menor se producirá el truncado de la onda. En el registro de SCPs es difícil que se produzca este problema, debido a la baja frecuencia de aparición de la señal, muchos estudios utilizan una frecuencia de muestreo de 100 muestras/seg., aunque con bastantes menos ya habría suficiente.

Este proceso de conversión de una señal analógica en digital, en realidad es el mismo proceso que realizamos, por ejemplo, al medir a un grupo de sujetos su altura con la ayuda de una escala. En el caso del registro de una

² La frecuencia a la que se podrá muestrear la señal analógica, así como la precisión de los valores digitalizados, estará en función de la capacidad del ADC, expresada en el número de bits del convertidor. por ejemplo un ADC de 12 bits puede producir 4.096 valores diferentes

señal eléctrica el instrumento de medida, es un aparato que se denomina convertidor analógico-digital (ADC), que se sitúa como interfase entre el instrumental que nos proporciona la señal y el microcomputador encargado de la recogida, almacenamiento y posterior procesamiento de los datos.

3.1.4.- ARTEFACTOS

La onda registrada y amplificada ($V(t)$), fluctuará en función de dos componentes, por una parte el componente sistemático relacionado con las variables experimentales, que se denomina la señal ($S(t)$), y por otra parte el ruido de fondo ($N(t)$), que se superpone a la anterior. Por lo tanto:

$$V(t) = S(t) + N(t) \quad (3.8)$$

Un procedimiento usual de reducción del componente de ruido es la utilización de filtros analógicos en el registro de la onda, como se ha comentado en el apartado 3.1.2.1., este procedimiento funciona de forma adecuada cuando las frecuencias de ambos componentes son suficientemente dispares y conocidas. El problema se presenta cuando las repuestas eléctricas no deseadas se producen a frecuencia similar de la señal que queremos detectar. La mayoría de las técnicas de extracción de la señal que se han desarrollado (ver ap. 3.2.1.) asumen, generalmente, que el componente de ruido es aquella parte de la variabilidad de la onda no relacionada sistemáticamente con las variables experimentales, por tanto asumen que el componente de ruido es un proceso aleatorio. Sin embargo una parte del ruido presente en este tipo de registros sí se encuentra relacionado sistemáticamente con la manipulación

experimental.

Existen diferentes fuentes bioeléctricas extracerebrales que generan ruido sistemático, este ruido se denomina artefacto. Las principales causas de artefactos de origen biológico que suelen solaparse en el registro de SCP son los potenciales originados por la resistencia de la piel al paso de la corriente eléctrica, los potenciales originados por movimientos musculares y, sobre todo, los generados por movimientos oculares. Particularmente, estos últimos, pueden resultar la principal fuente de distorsión, en el registro de la onda CNV.

3.1.4.1. Potenciales electrodérmicos

Los cambios en la conductancia de la piel se consideran debidos a cambios en el "arousal" del individuo (Picton y Hillyard, 1972; O'Connor, 1980; Birbaumer et al., 1990) y/o a cambios producidos por las fluctuaciones de la temperatura exterior (McCallum, 1988). Estos cambios pueden generar potenciales eléctricos cíclicos de muy baja frecuencia. Suelen presentar un incremento monótono, hasta alcanzar un máximo entre 2 y 3 segundos después de la aparición del estímulo, retornando a la línea base al cabo de 5 ó 7 seg. Picton y Hillyard (1972) denominaron a estos potenciales "ondas de arousal".

Para controlar la aparición de estos potenciales es necesario tener especial cuidado en la colocación de los electrodos, realizando una fuerte abrasión de la superficie de la piel, de manera que el gel electrolítico pueda penetrar lo más profundamente posible a través de las primeras capas de la epidermis, y realizar, por tanto un correcto contacto con la piel. Es conveniente, por otra parte, mantener constante la temperatura ambiental, para evitar problemas de sudoración, procurando que exista una correcta ventilación de la habitación de registro, en

aquellos casos en que las sesiones experimentales sean prolongadas.

3.1.4.2. Potenciales de actividad muscular.

Otra importante fuente de artefactos es la actividad electromiográfica, ésta suele generar un potencial con una frecuencia de 50Hz, que se sobrepone al EEG registrado. En este caso, y siempre que sea posible en nuestro experimento, simplemente será necesario reducir, por debajo de esta frecuencia, el valor de corte del filtro analógico de altas frecuencias (O'Connor, 1980). Una manera de reducir al máximo la presencia de estos potenciales, es situar al sujeto en posiciones lo más cómodas y relajadas posibles en la situación experimental, recomendando incluso algunos investigadores, la utilización de algún método de relajación (McCallum, 1988).

Tanto para este tipo de potenciales como en los descritos en el anterior apartado, es conveniente, si se dispone del suficiente número de canales, su registro mediante Electromiograma (EMG) y Actividad eléctrica de la piel (EDA), para de esta manera, poder descartar los ensayos, o incluso los individuos, que presentan excesiva actividad eléctrica generada por estas fuentes bioeléctricas.

3.1.4.3. Movimientos oculares.

Tradicionalmente se ha considerado que la mayor causa de artefactos que se solapan al registro de la señal CNV y en general de los SCPs, son los movimientos oculares involuntarios realizados por el sujeto durante el experimento. Estos potenciales son producidos por las diferencias en concentraciones iónicas entre la córnea y el fluido acuoso presente en el globo ocular, esto genera un dipolo con carga negativa en la retina y positiva en la córnea.

Cuando se produce un movimiento en el ojo cambia la orientación del dipolo, originando un cambio en el potencial que se registra en la superficie del córtex (Jervis, Ifeachor y Allen, 1988; Birbaumer et al., 1990).

Se han propuesto diferentes soluciones para abordar este problema, básicamente las podemos clasificar de tres tipos: a) métodos para evitar que se produzcan estos movimientos; b) métodos para rechazar ensayos contaminados; y c) procedimientos de extracción de estos potenciales del EEG registrado.

a) Métodos de Evitación.

El primer intento que se realizó para controlar el efecto indeseado sobre el registro de la CNV, de este tipo potenciales fue realizado por Low et al. (1966), los cuales realizaron un experimento en el cual los sujetos debían mantener los ojos cerrados. Esta solución resultó inadecuada básicamente por dos causas, por una parte de esta manera sólo se evita el parpadeo, pero no los otros posibles movimientos oculares, por otro lado, al mantener el individuo los ojos cerrados aumenta el nivel de amplitud de las ondas α presentes en el EEG de fondo.

Borda y Hablitz (1973) realizaron un experimento en el cual se pedía a los sujetos que mantuvieran la mirada sobre un punto de fijación, esta estrategia reduce considerablemente, aunque no elimina totalmente, la aparición de estos artefactos oculares.

b) Métodos de Rechazo.

El método más común de rechazo de ensayos contaminados, consiste en el registro simultáneo de las señales EEG y EOG (Electrooculograma) (John et al., 1977). En la Figura 3.5. se especifican las posibles localizaciones de los

electrodos para monitorizar la señal EOG (Jervis et al., 1985). Se establecerá un umbral crítico, rechazando aquellos ensayos EEG que se hayan presentado conjuntamente con ondas EOG, que superen el criterio establecido. Este método no consigue eliminar todos los ensayos contaminados, pero sí gran parte de ellos si el umbral está correctamente escogido. El problema principal se encuentra, precisamente, en la decisión, subjetiva del investigador, de dónde situar el máximo potencial a partir del cual se rechazarán los ensayos. Por otra parte, si el rechazo de las ondas se realiza on-line, se puede producir un aumento considerable del tiempo invertido en las sesiones experimentales, y si es realizado a posteriori, puede producirse una importante pérdida de información.

c) Métodos de Sustracción.

Respecto a los métodos de sustracción se han realizado diferentes propuestas, ninguna de ellas suficientemente concluyente, a nuestro entender. Algunas de las propuestas realizadas llegan a suprimir la onda de interés al intentar extraer el componente sistemático de ruido, o-

tras, las más evolucionadas, son, bastante complicadas de llevar a la práctica, y por tanto no utilizadas mayoritariamente por los laboratorios de investigación básica, a excepción de por quienes fueron propuestas. Dentro los

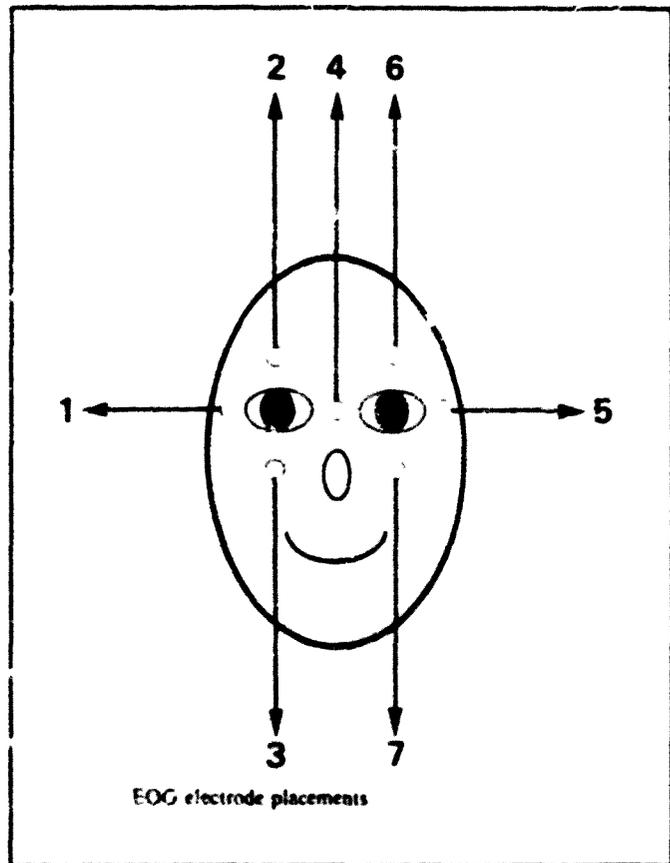


Fig. 3.5. Situación de los electrodos en el registro EOG (Tomado de Jervis et al. 1985)

métodos de sustracción distinguiremos entre los realizados off-line, extrayendo los ensayos contaminados una vez han sido estos registrados y almacenados, y los on-line, rechazando de forma simultánea al registro aquellos se se encuentran contaminados.

1.- métodos "off-line":

Todos los métodos de sustracción parten del supuesto de que la señal EEG registrada es combinación lineal de artefactos oculares (OA) y la verdadera señal de origen cerebral.

Hillyard y Galambos (1970), estudiando el problema en el registro de la CNV consideraron que:

$$\text{CNV} = \text{EOG} + \text{"true"}\text{CNV} \quad (3.9)$$

mostrando en un experimento que como mínimo el 23% de la amplitud de la onda CNV registrada, era debida a movimientos oculares.

Gratton, Coles y Donchin (1983) advierten que los potenciales generados por movimientos oculares son diferentes a los producidos por parpadeos, por tanto, generalizando el modelo de la ecuación (3.9), esta quedaría de la siguiente forma:

$$\text{EEG}(t)_{\text{registrado}} = \text{EEG}(t)_{\text{real}} + \theta_1 \text{EOG}(t)_{\text{movimientos}} + \theta_2 \text{EOG}(t)_{\text{parpadeo}} \quad (3.10)$$

Para estimar los parámetros θ_1 y θ_2 , se utiliza el análisis de regresión lineal mediante el procedimiento de mínimos cuadrados. Previamente será necesario separar los ensayos en los que se haya producido un tipo de artefacto ocular (movimientos oculares) u otro (parpadeo). En la Figura 3.6. se presenta una representación esquemática del

procedimiento seguido por estos autores, donde k representa la pendiente de la recta que mejor ajusta a la nube de puntos representada en el espacio bidimensional conformado por las desviaciones de cada ensayo respecto al EOG y el EEG promedios. La estimación de los parámetros θ_j , en base a los datos registrados, se realizará mediante los valores de la pendiente k , encontrada en cada una de las dos representaciones posibles.

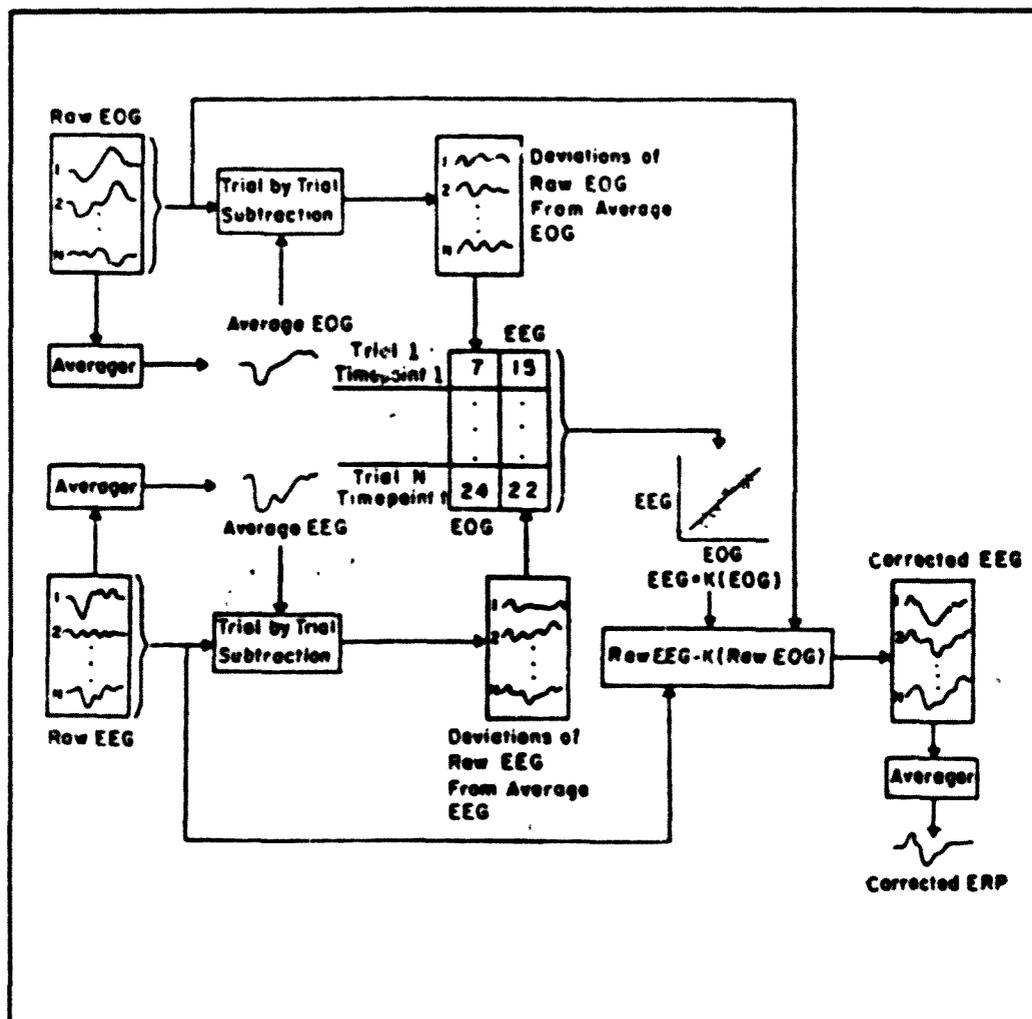


Fig. 3.6. Representación del procedimiento, propuesto por Gratton, Coles y Donchin, 1983, de corrección de los movimientos oculares. (Tomado de Coles et al., 1986).

Estos investigadores comprobaron la validación de su procedimiento de corrección, determinando la diferencia entre el ERP corregido y el ERP real. El ERP real fue calculado en base a ensayos sin artefactos oculares, siendo estos ensayos escogidos mediante un método de selección de ensayos. Obtuvieron un índice cuantitativo de disparidad

que consistía en calcular la suma de cuadrados de las desviaciones de la onda ERP corregida respecto de la ERP real. Concluyeron que se obtienen índices de disparidad más pequeños cuando se utiliza la onda corregida, que cuando está sin corregir, por tanto este método de corrección reduce ostensiblemente la variancia de la onda ERP. El inconveniente principal que presenta el cálculo de este índice de disparidad, es la estimación de la onda ERP verdadera, ya que el método de selección de ensayos sin artefactos, como se ha comentado anteriormente, no garantiza la total ausencia de estos, pudiendo, inevitablemente, aceptar el investigador ensayos con artefactos, aunque sean estos de un nivel bajo. Por otra parte, si el número de ensayos sin artefactos es muy escaso, el ruido del EEG general puede afectar en la estimación del ERP, si se ha utilizado para esta estimación la técnica del promediado (ver apartado 3.2.1.1).

Elbert et al. (1985) elaboran un modelo en el que separan los artefactos producidos por parpadeo y los producidos por movimientos de rotación del globo ocular. Los ensayos EEG en los que se han solapado potenciales generados por el parpadeo son fácilmente descartables, ya que este tipo de movimientos oculares producen considerables cambios positivos observables, a simple vista, en el registro EOG. En cambio, los movimientos de rotación ocular, producen diferencias de potencial mucho más sutiles. El modelo propuesto por estos investigadores, tiene en cuenta las posibles direcciones de la rotación del globo ocular, distinguiendo entre movimientos verticales, laterales y radiales del ojo. Cada uno de estos tres tipos de movimientos serán captados mediante una correcta disposición de los electrodos.

Por ejemplo, si se desea controlar los movimientos oculares de rotación producidos en el ojo izquierdo, será necesario registrar la señal EOG en tres canales de

registro del amplificador. La magnitud de la amplitud de la señal EOG es sensiblemente superior a la del EEG, aproximadamente entre 0,05 y 0,1 mV, por tanto el factor de amplificación será menor que en el registro de los ERPs (entre 5.000 y 10.000 veces la señal de entrada). La colocación de los electrodos, entre los cuales se mediran las respectivas diferencias en voltaje, son los siguientes (ver Fig 3.5):

- canal 1 (EOG mov. verticales) = (2 vs. 3).
- canal 2 (EOG mov. horizontales) = (1 vs. 4) ó (1 vs. 5).
- canal 3 (EOG mov. radiales) = (1-3); (2-4); (3-4) ó (1-2).

El modelo propuesto por Elbert et al. (1985) es el siguiente:

$$\text{EEG}(t)_{\text{registrado}} = \text{EEG}(t)_{\text{real}} + \theta_v \text{VEOG}(t) + \theta_h \text{HEOG}(t) + \theta_r \text{REOG}(t) \quad (3.11)$$

De todas formas, este grupo de investigadores (Birbaumer et al., 1990), consideran que, cuando han sido excluidos las muestras de datos en los que se han detectado ostensibles movimientos oculares, la expresión (3.11) puede ser adecuadamente aproximada por:

$$\text{EEG}(t)_{\text{registrado}} = \text{EEG}(t)_{\text{real}} + \theta_v \text{VEOG}(t) \quad (3.12)$$

lo cual simplifica los cálculos ha realizar, ya que solo será necesaria la estimación de un parámetro (θ_v). Estimaciones empíricas realizadas por diferentes autores (Jervis et al., 1985; Berg y Davies, 1988) sitúan el valor del coeficiente $\hat{\theta}_v$, entre 0,09 y 0,19.

2.- métodos "on-line".

McCallum y Walter (1968) proponen un procedimiento de extracción de potenciales producidos por movimientos oculares, que funciona de manera simultánea al registro de

la señal SCP. El método consiste en sustituir el electrodo de referencia normalmente utilizado (normalmente mastoideo o lóbulos del pabellón auditivo), por la salida de un potenciómetro conectado entre un electrodo situado en la zona prefrontal (Fp₁) y otro electrodo situado sobre el mastoideo (ver Fig. 3.7). El registro del ERP se realiza registrando la diferencia de potencial entre el electrodo situado en la zona activa (estos autores lo sitúan en la zona central - C₁) y la salida del potenciómetro. Este potenciómetro puede ajustarse para cancelar en el electrodo activo el potencial originado por movimientos oculares.

Este método, aunque sencillo, tiene dos importantes inconvenientes (McCallum, 1988), por un lado considera iguales todo tipo de movimientos, cuando en realidad son diferentes los potenciales originados por los diferentes movimien-

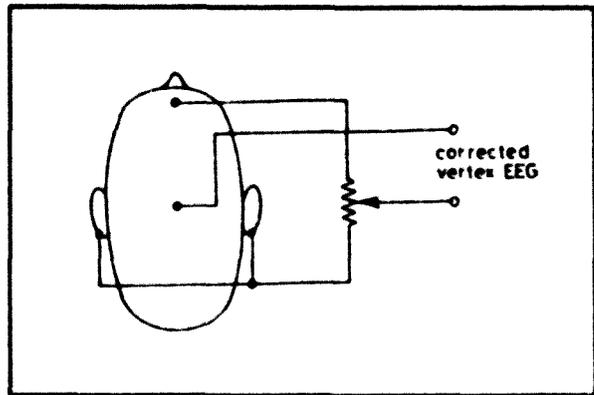


Fig 3.7 Método de corrección de McCallum y Walter (1968) (Tomado de Jervis, Ifeachor y Allen, 1988).

tos oculares, por otro lado, este método presupone que no existe actividad SCP en la zona prefrontal, cuando en realidad existen componentes como la SNW o la primera parte de la onda CNV que topográficamente presentan actividad en esa zona del córtex cerebral. Jervis, Ifeachor y Allen (1988) apuntan, el inconveniente que supone el tener que ajustar manualmente el potenciómetro, en cada tren de ensayos, y además al quedar constante éste, durante todos los ensayos, supone que la actividad a sustraer es siempre la misma, cuando en realidad no sucede así, sino que esta va fluctuando conforme se suceden los registros.

Ifeachor et al. (1986a, 1986b) han desarrollado un hardware y software específico, denominado Extractor de

Artefactos Oculares (Ocular Artefact Remover - OAR), que calcula, de forma simultánea a la adquisición de los datos, la estimación de los parámetros de la ecuación (3.11), utilizando la técnica de mínimos cuadrados recursivos (RLS). La ventaja que presenta este algoritmo recursivo se basa en la reducción de la cantidad de cálculos a realizar, debido a que elabora estos en base a los datos adquiridos en cada segmento temporal, esto implica que la estimación de los valores se actualiza conforme se registran nuevas ondas EEG y EOG. Este hecho implica, por otra parte, no tener que realizar calibraciones del EOG previas a la adquisición del registro EEG.

El aparato OAR se conecta a la salida del amplificador y produce, simultáneamente, tres gráficos diferentes, el correspondiente al EEG registrado, el EOG y la onda EEG corregida.

Las investigaciones realizadas por estos autores, utilizando el OAR, confirman el buen funcionamiento del instrumento, sobre todo, en la extracción de los movimientos oculares verticales y los producidos por parpadeo. Por otra parte, presenta el grave inconveniente (Jervis, Ifeachor y Allen, 1988) de atenuar excesivamente la señal en el registro de ondas cerebrales lentas, como los SCPs. Hasta el momento no se han realizado investigaciones, utilizando el OAR, en otros laboratorios, fuera del de sus constructores, por tanto no se encuentra todavía suficientemente validado.

En resumen, diremos, que los movimientos oculares pueden constituir una importante fuente de distorsión de la señal en el registro de los SCPs. Siguiendo las recomendaciones realizadas por McCallum (1988), y siempre que esto sea posible³, la mejor manera de minimizar estos artefac-

³ Por el tipo de experimento a realizar, y el número de canales de registro disponibles en el amplificador.

tos es:

- realizar el registro con los ojos abiertos y fijados en un punto.
- utilizar un canal de registro para la señal EOG y rechazar aquellos ensayos en los que se han producido movimientos oculares.

Además de las dos anteriores, Jervis, Ifeachor y Allen (1988) añaden una tercera sugerencia que supone la utilización de dos canales para el registro del EOG:

- adoptar el modelo, más parsimonioso, siguiente:

$$\text{EEG}(t)_{\text{registrado}} = \text{EEG}(t)_{\text{real}} + \theta_v \text{VEOG}(t) + \theta_h \text{HEOG}(t) \quad (3.13)$$

realizando la medición del VEOG en uno de los dos ojos y la medición del HEOG en el otro, calculando los coeficientes $\hat{\theta}_v$ y $\hat{\theta}_h$ con cualquiera de los diferentes métodos de estimación propuestos.

3.2.- MEDICION DE LA SEÑAL

El interés fundamental de los diferentes investigadores, a la hora de diseñar determinados experimentos en el campo de los SCPs, es poner de manifiesto las estructuras internas responsables de la generación de una determinada "señal" y las variables psicológicas que pueden encontrarse relacionadas con ella.

Desde las técnicas estadísticas se nos proponen herramientas útiles para la realización de estos procesos, tanto las que son aplicadas en el dominio del tiempo como aquellas que lo son en el dominio de la frecuencia.

Básicamente y siguiendo a Salafranca (1991) dividiremos el proceso en tres fases:

- 1.- Estimación de la señal de interés.
- 2.- Descomposición de los componentes que constituyen la señal.
- 3.- Relación de los componentes de la señal con diferentes variables experimentales.

De estas tres fases, nos centraremos principalmente en la primera de ellas, dada la importancia que tendrá el disponer de correctas estimaciones de la señal, para luego poder utilizar ésta en investigaciones de relación con otras variables experimentales. De la segunda fase solo mencionaremos la técnica de Análisis de Componentes Principales, que ha resultado la más efectiva y utilizada, hasta el momento en la descomposición de la onda CNV, aunque merece especial mención la propuesta, realizada por Solanas (1990), en la descomposición de la onda a través del análisis geométrico proporcionado por la trayectoria tricanal de Lissajous (3-CLT). En la tercera fase, en la que es posible la utilización de multitud de procedimientos estadísticos como análisis de regresión múltiple, análisis discriminante, análisis factorial, AVAR, MANOVA, etc. (Wein-

berg, 1978), sólo mencionaremos la problemática suscitada en la elección de los mejores indicadores de la magnitud alcanzada por la señal CNV, que supone un paso previo a la utilización de cualquiera de estos mencionados análisis.

3.2.1. ESTIMACION DE LA SEÑAL

El registro obtenido en la superficie del cuero cabelludo, puede considerarse una combinación lineal de la señal que se desea investigar y un ruido procedente de otras fuentes generadoras de origen interno o externo:

$$V(t) = S(t) + N(t) \quad (3.14)$$

dónde

$V(t)$ es la amplitud del diferencial de potencial registrado en una localización activa en un momento t .

$S(t)$ es la señal producida por la actividad de interés.

$N(t)$ es el ruido de fondo.

En apartados anteriores se han expuesto diferentes métodos de reducción apriorística de parte del ruido de fondo, procedente en su mayor parte de fuentes generadoras extracerebrales (tanto de tipo instrumental como biológico).

Si bien también estos tipos de depuración, como por ejemplo los filtros analógicos, inciden sobre el ruido sistemático que es producido por otros agregados neuronales que no son los que interesa medir y por lo tanto procedente de fuente cerebral. Fuente ésta de marcada importancia como generadora de ruido, en efecto, como ya ha sido comentado, mientras la señal SCP puede alcanzar en el mejor de los casos una amplitud de 20 μV , ésta se presenta combinada con un ruido producido por la propia actividad basal del cerebro que oscila alrededor de los 50 μV , pero que en

algunos casos puede llegar a los 100 μ V. Por tanto, como ya hemos mencionado anteriormente, el primer objetivo, no exento de dificultad, es la estimación de la señal a partir del registro obtenido.

A nuestro entender, y precisamente, al ser la primera de las fases del análisis, la depuración de la onda registrada marca el inicio de lo que debe ser un buen proceso de análisis. De nada servirá la utilización de complicados procesos estadísticos, para la descomposición de la onda en sus componentes, o para descubrir las posibles relaciones con otras variables experimentales, si se ha realizado una incorrecta estimación de la señal a investigar.

Los procesos de análisis encaminados a conseguir una depuración del registro EEG, los agruparemos de forma genérica bajo el epigrafe de "Técnicas de filtrado".

Las diferentes técnicas de filtrado de los datos que se han propuesto las dividiremos en tres grupos según el mecanismo básico con el que actúan:

- Técnicas de Promediado.
- Técnicas de Suavizado.
- Otras técnicas de filtrado.

Es necesario hacer énfasis en dos aspectos. El primero de ellos es que ninguna de las técnicas está exenta de problemas y limitaciones, no existiendo ninguna que, "per se", pueda ser considerada mejor que las otras, si no que estas funcionarán de forma más o menos adecuada en función del tipo de estudio o del tipo de componente que se quiere detectar. En segundo lugar, el uso de un determinado tipo de técnicas no es exclusivo (Salafranca, 1991), siendo necesario, en algunos casos, la utilización conjunta de los diferentes procesos.

3.2.1.1. Técnicas de Promediado.

- Promediado Simple

El promediado de diferentes ensayos obtenidos en la misma situación experimental es una de las herramientas que más se ha usado y parafraseando a Aunon, McGillem y Childers (1981) más se ha "abusado". Y aún diríamos más, se sigue abusando, piénsese que a once años del comentario realizado por los mencionados autores, el promediado simple sigue siendo el "rey" de los procesos de extracción de la señal. Esto es debido básicamente a tres factores, el primero de ellos es la sencillez de la técnica, en segundo lugar, la rigidez impuesta por algunos aparatos de registro convencionales, que limitan inevitablemente el proceso de depuración al promediado de la señal EEG, y en tercer lugar el gran aparato matemático que supone, en algunos casos, la utilización de otros tipos de filtrado de la señal.

La técnica del promediado simple, desarrollada por Dawson (1954), se basa en dos aproximaciones anteriores, realizadas por el mismo investigador. La primera de ellas, que denominó técnica de superposición (Dawson, 1947), consistía en fotogra-

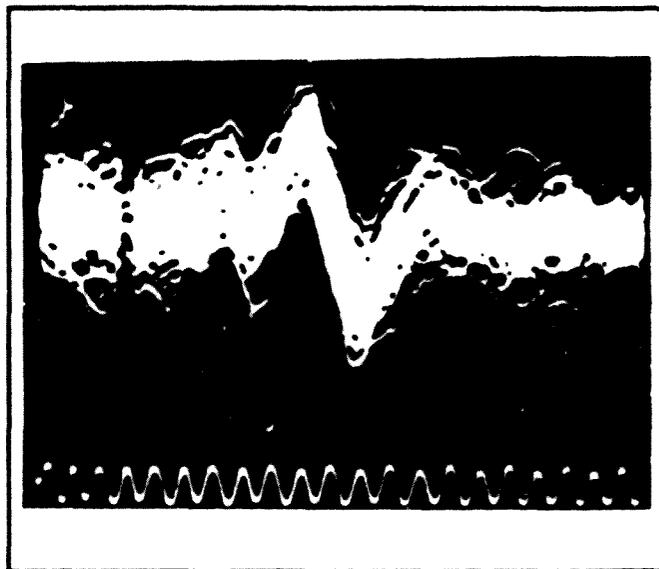


Fig. 3.8. Técnica de Superposición de Dawson. Muestras EEG obtenidas en estimulación visual. (Tomado de Regan, 1989).

fíar las onda. EEG producidas sincrónicamente a la aparición de un estímulo, mostradas mediante un osciloscopio de rayos catódicos. El razonamiento, basado en los trabajos realizados por Galton, en el siglo pasado, para identificar patrones físicos comunes en los condenados por asesinato, consiste en suponer que la razón señal/ruido se verá

incrementada, debido a que el componente a detectar aparecerá siempre en la misma latencia después de la estimulación (ver Fig. 3.8). La superposición tiene el inconveniente de no producir la cancelación del ruido de fondo, es por ello que, el propio Dawson (1951) propone la sumación de los diferentes ensayos como alternativa. El supuesto es el mismo que en la anterior técnica, destacándose, mediante la adición, aquellos periodos del registro en los que se genera mayor actividad, frente al ruido no sistemático. La sumación incorpora la ventaja que supone la obtención de un solo registro final, lo cual permite una más sencilla interpretación.

Dawson (1954) propone una segunda mejora de la técnica de la superposición, el promediado simple de un número n de ensayos, como mejor método de estimación de la señal que se pretende evaluar. Esta técnica se basa en tres supuestos básicos:

1.- la señal y el ruido se combinan aditivamente, sin interacción entre ellos.

2.- la señal es determinística, siempre aparece a una latencia invariante después de la aparición del estímulo.

3.- el ruido es aleatorio, normalmente distribuido, con esperanza matemática igual a 0 y variancia σ_n^2 , no presentándose, además, correlación entre el ruido a través de los diferentes ensayos.

Por lo anterior, dado un determinado ensayo EEG obtenido, el valor en amplitud que presenta en un momento determinado del tiempo será, según el primer supuesto:

$$V_i(t) = S_i(t) + N_i(t) \quad (3.15)$$

donde i fluctua de 1 a n ensayos y t de 1 a T puntos muestreados de la señal analógica. Si se promedian todos los ensayos obtenidos para cada momento t determinado:

$$\bar{V}(t) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n S_j(t) + \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n N_j(t) \quad (3.16)$$

como que $S(t) \equiv S_i(t)$, para todo i y $\bar{N} = 0$ conforme $n \rightarrow \infty$, según el segundo y tercer supuestos, respectivamente, dispondremos de una buena estimación de $S(t)$, con un número suficiente de ensayos, a partir del valor del promedio:

$$\bar{V}(t) \equiv S(t) \quad (3.17)$$

En este caso, al considerar que la señal es invariante conforme se realizan los diferentes ensayos, la variabilidad observada en los datos registrados, será sólo función del ruido provocado por el EEG de fondo. Por lo tanto, es posible constatar el efecto que se produce por medio de la técnica de promediado, relacionando la variancia de los datos registrados ($\sigma_v^2(t)$) con la variancia del ruido ($\sigma_N^2(t)$):

$$\begin{aligned} \sigma_v^2(t) &= E \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n N_i(t) \right]^2 \\ &= \frac{1}{n^2} E \left[(N_1(t) + N_2(t) + \dots + N_n(t)) \right. \\ &\quad \left. \times (N_1(t) + N_2(t) + \dots + N_n(t)) \right] \\ &= \frac{1}{n^2} \sum_{i=1}^n E[N_i^2(t)] + 2 \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n E[N_i(t) \cdot N_j(t)] \end{aligned} \quad (3.18)$$

siendo $i \neq j$.

El segundo término de la expresión resultante desaparece, debido a que el ruido se supone no correlacionado entre las diferentes respuestas, mientras que el primer término es $1/n$ veces la suma de cuadrados del ruido $N_i(t)$, o sea, $1/n^2$ veces la suma de n muestras separadas de variancia del ruido. Por tanto:

$$\sigma_s^2(t) = \frac{1}{n^2} n \sigma_n^2(t) = \frac{\sigma_n^2(t)}{n}$$

$$\sigma_s(t) = \frac{\sigma_n(t)}{\sqrt{n}} \quad (3.19)$$

En otras palabras, el promediado de diferentes registros, consigue una reducción del ruido en una cantidad directamente proporcional a su desviación típica, y en una cantidad inversamente proporcional a la raíz cuadrada del número de replicaciones realizadas (Regan, 1989). Por lo tanto, como señala O'Connor (1980), el mayor aumento de la razón señal-ruido, definiendo ésta como el cociente de las desviaciones típicas de la señal y el ruido, lo obtendremos con la utilización de los primeros ensayos. En efecto, al promediar los nueve primeros ensayos conseguiremos una reducción del ruido de fondo equivalente a 1/3 de su valor original, pero será necesario calcular el promedio de 81 nuevos ensayos para volver a conseguir una reducción de 1/3 en el ruido restante.

El número de ensayos necesarios para conseguir extraer de forma substancial el ruido presente en el proceso, estará en función de la razón señal/ruido original, presente en el registro. Por lo tanto cuanto menor sea la amplitud que presente el componente ERP a estimar, mayor será el número de ensayos necesarios para conseguir su correcta detección. Concretamente en el caso de la onda CNV, se trata de un multicomponente que, como ya ha sido comentado alcanza amplitudes bastante amplias, Tecce (1972); Tecce y Cattanach (1982) señalan que es incluso posible su detección visual en base a un solo ensayo, recomendando que, en caso de utilizar la técnica del promediado, es suficiente la utilización de muy pocos ensayos (concretamente recomienda entre 4 y 30 ensayos). En cambio en otros componentes, como por ejemplo el P300,

de amplitud mucho menos pronunciada, y que por tanto presentarán menor variabilidad, es aconsejable la utilización de, como mínimo, 100 ensayos individuales.

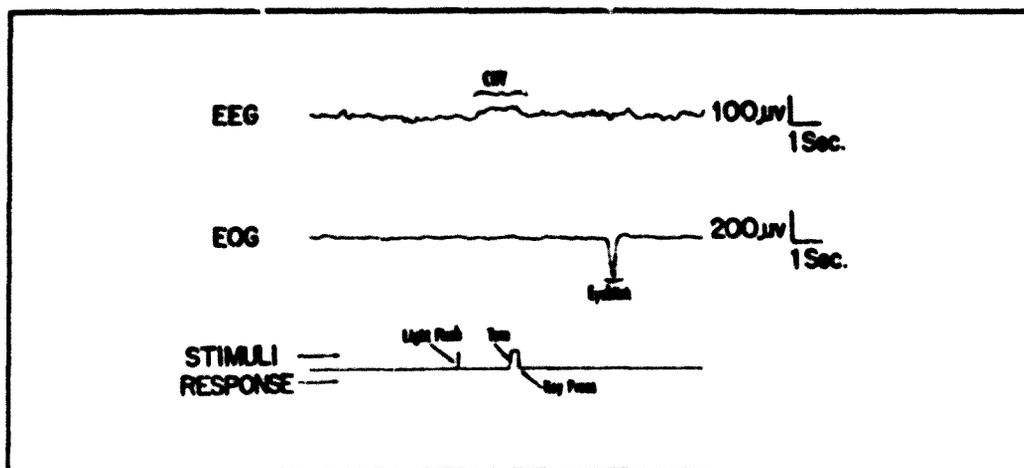


Fig 3.9 Detección visual de la onda CWV en el registro EEG realizado en la localización C₁ (Tomado de Tecce, 1972).

Como se considera que el componente de ruido tiene distribución gaussiana, con media igual a cero, y la respuesta se mantiene invariante a través de los diferentes ensayos efectuados, es posible acompañar el promedio obtenido, con una estimación de la variancia $\sigma_n^2(t)$, lo que nos permitirá realizar estimaciones por intervalo de la señal a detectar:

$$IC_{1-2\sigma} \Rightarrow \bar{V}(t) \pm t_{\alpha} \frac{\sigma_n(t)}{\sqrt{n}} \quad (3.20)$$

donde la desviación $\sigma_n(t)$ es estimada en base a la variancia calculada a partir de las observaciones realizadas en cada momento temporal en los diferentes registros:

$$S_v^2(t) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (V_i(t) - \bar{V}(t))^2 \quad (3.21)$$

El establecimiento de estas bandas de confianza, alrededor de la onda promediada, nos ofrecerá una medida de la estabilidad de la diferencia de potencial presente en cada momento del tiempo.

En efecto, los diferentes valores $S_e^2(t)$ obtenidos desde $t = 1$ hasta $t = T$, serán T estimaciones distintas de la variancia σ_e^2 , por tanto, la observación de la banda de confianza nos dará una idea de si realmente, el componente de señal, es invariante a lo largo de los diferentes ensayos presentados al individuo, como se había supuesto, o se producen fluctuaciones en la latencia de aparición y/o en la amplitud, del componente que se desea detectar.

Es importante señalar que, si se encuentra una gran dispersión en los datos registrados, la interpretación de ésta será de gran dificultad, ya que según O'Connor (1980):

1.- no podemos separar, en el cálculo de este índice, la variabilidad debida a los cambios en la amplitud, de la producida por los cambios en la latencia del componente ERP.

2.- existen dos tipos de variación, una es la aleatoria, que no nos afectaría, pero puede existir algún tipo de variabilidad sistemática, producida por cambios en el estado del sujeto entre ensayos, como sería el caso, por ejemplo, de que se produjera un fenómeno de habituación. Fenómeno, por otra parte, presente en los componentes SNW y CNV.

3.- dentro de esta variabilidad están incluidas tanto la producida por el ERP, que es la que nos interesaría conocer, pero que se encuentra combinada con la variabilidad, en principio bastante más amplia, producto del EEG de fondo.

Se han propuesto diversas modificaciones del promediado simple, de las cuales comentaremos brevemente las que nos parecen más importantes, bien por ser muy utilizadas, como el promediado selectivo y el promediado corregido para la latencia, o bien por aportar importantes mejoras, que a nuestro entender, las hacen más aconsejables en estudios de potenciales lentos como la CNV.

- Promediado Selectivo.

Weinberg y Cooper (1972) proponen el cálculo de un índice de reconocimiento en base a la correlación existente entre la onda obtenida y un modelo de onda prototípica. En función de estos valores de correlación obtenidos, es posible detectar la presencia o ausencia en la onda registrada del componente de interés, con la utilización de un sólo ensayo. Posteriormente Pfurtscheller y Cooper (1975) utilizaron este índice para seleccionar los ensayos que debían incluirse en el promediado. En efecto, a partir de los valores obtenidos de correlación entre el modelo y la onda registrada se decide si el ensayo individual presenta una adecuada amplitud y latencia que indique la presencia de la señal, en base al resultado se decide incluir este registro o no en el promediado selectivo. El principal problema que presenta esta técnica de filtrado reside en la subjetividad que supone la elección de la onda modelo utilizada.

- Promediado Iterativo de Woody.

Este tipo de filtro intenta corregir las diferencias en la latencia de aparición del componente en los diferentes ensayos realizados.

El procedimiento, propuesto por Woody (1967), consiste en calcular la función de correlaciones cruzadas (FCC) entre la onda registrada y una onda de referencia, que es la estimación de la señal. Normalmente se utiliza como referencia en el inicio de este proceso, la onda obtenida mediante el promediado simple. El retraso temporal en el cual la FCC es mayor, se toma como latencia de aparición del componente. Cada onda registrada será corregida en el tiempo para, de esta forma, compensar las diferencias presentes en su latencia. Todos los registros, una vez han sido estos corregidos, se utilizan para calcular un nuevo promedio de todos ellos. Esta nueva estimación de la señal sustituye a la onda de referencia utilizada en el paso

anterior, iniciándose nuevamente el proceso de cálculo de las FCC. El proceso es iterativo hasta que la onda de referencia converge en una señal que permanece inmodificable.

Una medida de la convergencia entre la verdadera señal y la estimada mediante este procedimiento, consiste en calcular el coeficiente de correlación entre la onda de referencia final y cada una de las ondas individuales corregidas para la latencia. Conforme el promedio de los coeficientes de correlación se aproxima a la unidad mejor será la estimación de la señal, proporcionada por la onda promedio, y por tanto, mejor corregidas estarán las latencias de aparición del componente en los diferentes ensayos individuales.

- Utilización de la Mediana

La utilización de la media como índice de tendencia central de los datos observados, puede producir estimaciones muy sesgadas del parámetro, en aquellos casos en que algunos de los diferentes registros individuales reflejen, básicamente, actividad de artefactos, provocando de esta manera la presencia, en los datos a promediar, de valores muy alejados ("outliers"). En este caso sería más conveniente la utilización de algún estimador más resistente, o sea, que no se vea muy afectado por la presencia de estos valores anómalos.

Borda y Frost (1968); Weinberg (1978) proponen la utilización de la mediana como alternativa al uso de la media, de hecho la mediana es el estadístico que soporta un mayor número de valores anómalos en la serie de datos registrados, sin que esto modifique la estimación final de la señal. La cantidad de estos valores anómalos que pueden presentarse en uno u otro de los extremos de la serie determinan el punto de colapso ("breakdown point") de un determinado estimador (Freixa et al., 1992). Según lo

anterior la media tiene un punto de colapso igual a 0, la presencia de un solo valor anómalo en uno de los extremos consigue modificar la estimación del punto central. En cambio el punto de colapso de la mediana se acerca a 0.5, es posible sustituir casi la mitad de los valores de uno de los extremos de la serie original, sin que por ello quede modificado el valor de la mediana calculada.

El principal inconveniente, que presenta la sustitución de la media por el estadístico mediana, se centra en el incremento necesario del espacio de memoria en el ordenador. En efecto, mientras que el promediado puede realizarse de forma simultánea a la adquisición de los datos, al utilizar la mediana, será necesario almacenar todos los ensayos individuales registrados para, al finalizar la sesión, proceder al cálculo de ésta.

- Intervalos de Confianza Bootstrap.

Se ha comentado, al hablar del promediado simple, la posibilidad de realizar la estimación de la señal acompañada de un intervalo de confianza. Esto supone conocida la distribución, en este caso gaussiana, del ruido que acompaña a la señal a estimar. Salafranca (1991) propone la utilización de la técnica no paramétrica Bootstrap (Efron, 1979; Diaconis y Efron, 1983) en la estimación de ajustados intervalos de confianza partiendo de la información contenida en los mismos datos registrados.

La técnica Bootstrap sustituye la suposición del conocimiento de la distribución de la variable de la población, o bien del conocimiento de la distribución muestral del estadístico utilizado, supuestos ambos, a veces difícil de mantener, por el supuesto de que la distribución empírica F_n presentada por la muestra es una buena estimación de la distribución teórica F_0 de la población de la que ha sido muestreada. El razonamiento consiste en sustituir ésta última por la conocida F_n y

extraer un gran número de muestras (B) de esta distribución. El proceso de cálculo consiste en otorgar masa $1/n$ a cada uno de los n valores de la muestra original, extrayendo las B muestras bootstrap de tamaño n mediante muestreo con reposición. Posteriormente se calcula el estadístico de interés, en cada una de las B muestras, en este caso la media, la mediana o cualquier otro índice de nivel. El método más sencillo de construcción del intervalo de confianza bootstrap es el denominado método del percentil, que consiste en ordenar todos los valores de los estadísticos calculados a partir de las B muestras, escogiendo el intervalo a partir de los valores situados en aquellos percentiles que delimiten la probabilidad del nivel de confianza que se desee adoptar en la estimación.

El propio Efron (1982) realiza correcciones de este método (método corregido para el sesgo, método acelerado para la corrección del sesgo) en las que se intenta captar el sesgo de los estimadores utilizados. Otras propuestas realizadas para la consecución de intervalos ajustados a partir de técnica Bootstrap se encuentran en Hall (1986) y Beran (1987) (métodos percentil-t y bootstrap anidado, respectivamente).

3.2.1.2. Técnicas de Suavizado.

Realizaremos en este apartado una breve introducción a estas técnicas, puesto que serán expuestas con más detalle en el próximo capítulo de este trabajo, ya que son de especial interés en esta tesis, al considerarlas de gran utilidad en la depuración del registro obtenido en el estudio de SCPs en general, y más concretamente en potenciales sostenidos como la CNV. Si representamos los datos obtenidos en el registro, en una gráfica voltaje x tiempo, las técnicas de suavizado intentan descubrir el patrón presente en la nube de puntos representada, eliminando las desviaciones de este patrón que se supone son debidas a las

fuentes de ruido. Estas técnicas, por tanto, actuarán como un filtro de pasa-bajos, aplicado sobre los datos digitalizados, atenuando las respuestas de alta frecuencia.

Conceptualmente, quizás el suavizado más sencillo que existe, es reemplazar cada valor observado v_t , en una serie ordenada temporalmente, por el promedio de v_t , el valor anterior a éste y el posterior:

$$S_V(t) = 1/3 (v_{t-1} + v_t + v_{t+1}) \quad (3.22)$$

Las diferentes técnicas de suavizado variarán, básicamente, en función de dos dimensiones que determinarán la frecuencia de corte del filtro y la rapidez con que podrán realizarse los cálculos de los valores alisados. La primera de las dimensiones hace referencia a la ponderación que se realiza para cada valor, en el ejemplo anterior, a cada valor utilizado se le asigna masa ($1/s$), donde s es la amplitud ("span") de la secuencia de datos utilizados para el cálculo del valor suavizado. Si se desea un suavizado menos agresivo, es posible conseguirlo modificando la ponderación, por ejemplo⁴ utilizando los coeficientes de ponderación $w_i = (1/4, 1/2, 1/4)$. La segunda de las dimensiones, antes comentadas, hace referencia, a la amplitud, centrada en el valor que se desea suavizar, de la secuencia de datos que se utilizan en el promediado. Conforme aumente el número de estos, mayor será el efecto alisador producido por el filtro.

De hecho, la mayoría de las técnicas de suavizado, pueden ser también consideradas como técnicas de promediado. La diferencia radica en el hecho de que en las diferentes técnicas de promediado se calcula el valor central transversalmente, o sea, en base a las n observaciones obtenidas siempre en el mismo momento t , de la situación

⁴ Esta ponderación corresponde al alisador Manning, el más antiguo de los utilizados (ver cap. 4)

experimental. En cambio, en las técnicas denominadas de suavizado, se realiza un promediado longitudinal, calculando el valor central en base a las observaciones realizadas, en un solo registro, en los $t \pm \delta$ momentos diferentes del tiempo, siendo por tanto $(2\delta + 1)$ la amplitud del intervalo de la ventana que utiliza el alisador.

3.2.1.3. Otras Técnicas de Filtrado.

Esta última categoría en la que hemos dividido las diferentes técnicas de filtrado constituye un verdadero "cajón de sastre", en la que hemos incluido diferentes filtros. De entre ellos destacaremos el filtro de Wiener, por ser el que más atención ha recibido.

El filtro de Wiener está especialmente indicado en aquellos casos en que las frecuencias de la señal y del ruido se encuentren especialmente definidas y separadas. La estimación de las características de la frecuencia del ruido se realiza comparando el espectro del promedio ERP con el promedio de los espectros de los ensayos individuales, la estimación de estos espectros se realiza con la ayuda del análisis de Fourier (Bracewell 1986, 1989). Esta estimación del ruido se utiliza para corregir el espectro de cada ensayo individual. Finalmente el ERP original es reexpresado al dominio del tiempo mediante la inversa de la transformación de Fourier (normalmente se utiliza como función de transformación, la facilitada por la Transformada Rápida de Fourier - FFT). Este tipo de filtrado es indicado en los potenciales lentos, ya que no preserva correctamente los componentes de alta frecuencia, de todas formas Urgan y Basar (1976) señalan la dificultad en la práctica, de poder separar los componentes rápidos y lentos que se producen en el experimento CNV, junto con la interacción entre estos y el ruido de fondo hacen difícil su aplicación.

Se han propuesto otros tipos de filtrado a posteriori de la señal, en el dominio del tiempo, los más conocidos, los realizados por McGillem y Aunon, el filtro "time varying" de DeWeerd y Kap, el filtro de Yu y McGillem (McGillem y Aunon, 1977; Salafranca, 1991). En la práctica, este tipo de filtros suponen un aparato matemático tan extremadamente complicado, junto con la dificultad de disponer de software adecuado para su utilización, lo que hace que no sean realmente muy utilizados por los laboratorios de investigación sustantiva.

3.2.2.- DESCOMPOSICION DE LA ONDA CNV

Como ya se ha comentado en el apartado 2.2., la utilización por parte de Loveless y Sanford (1974) de largos intervalos interestimulares (a partir de 4 seg.) muestra que la onda CNV es en realidad multifásica. El análisis visual de toda la onda entre E1 y E2, permite a estos autores distinguir, en primer lugar, diferentes componentes (N100 - P300) provocados por la aparición del E1, y a partir de el último pico positivo comenzaría la CNV propiamente dicha, esto ocurre aproximadamente a los 400 mseg. post-E1. En la CNV se distinguen claramente dos fases, una temprana que alcanza su pico más alto a los 500 mseg. aproximadamente, después de la aparición del E1, y una más tardía que alcanza su valor más alto justo antes de la presentación del E2. Por tanto, en el registro del ejemplar clásico CNV, con 1 ó 1.5 seg de intervalo inter estimular, lo que se registra es una especie de onda híbrida, en la que se produce una mezcla de los dos componentes citados.

La detección de los componentes que constituyen la CNV en periodos cortos del ISI, es posible realizarla con la ayuda de alguna técnica estadística. Normalmente la más

utilizada ha sido el Análisis de Componentes Principales (PCA) (Donchin y Heffley, 1.978), aunque también se ha propuesto la utilización de la alternativa no paramétrica a ésta que supone el Análisis de Rangos (Lebart, Morineau y Fénelon, 1.985).

- Análisis en Componentes Principales.

Una vez hemos obtenido la señal ERP, será de interés describir la onda mediante algún método cuantitativo y parsimonioso. El modelo más sencillo y mayormente aceptado (John et al. 1978; Birbaumer et al. 1990), es reexpresar el ERP registrado como una combinación lineal de un conjunto de ondas básicas o componentes. Naturalmente, si es posible dotar de significado fisiológico y/o psicológico, relacionando cada componente con sistemas neuronales específicos o aspectos concretos de la actividad cognitivo-perceptual, la descomposición de la onda en sus componentes nos informará de los mecanismos subyacentes que han generado nuestros datos.

La expresión general de las transformaciones lineales, disponiendo de un conjunto de N ondas, $S_n(t)$, donde n fluctúa de 1 a N y t de 1 a T (número de puntos muestreados en la onda), viene dado por:

$$S_n(t) = \sum_{m=1}^M C_{nm} f_m(t) + \text{error} \quad (3.23)$$

donde M es igual al número de componentes, $f_m(t)$ corresponde a los cambios en amplitud debidos al componente m y C_{nm} es el coeficiente de ponderación, o sea la contribución del m -ésimo componente a la n -ésima onda ERP.

No existe una única transformación lineal matemática, habiéndose utilizado en el contexto del análisis de los potenciales evocados las transformaciones de Fourier, Walsh y Haar (John et al. 1978; Bracewell, 1986, 1989), aunque

la m utilizada en el análisis de los SCPs es la transformación obtenida mediante el análisis de Componentes Principales (PCA).

Es posible la aplicación del PCP sobre los ensayos brutos obtenidos, o bien, después de haberse depurado la señal para magnificarla respecto al ruido de fondo (mediante promediado, suavizado, o alguna otra técnica de filtrado).

El PCA aplicado en este contexto consiste en calcular un conjunto de ondas básicas ortogonales, con la restricción de que las diferencias cuadráticas entre cada onda original y su transformación, sea mínima. Tiene además la propiedad de que los coeficientes de ponderación asociados a cada componente están incorrelacionados.

El PCA pretende reducir la dimensionalidad original de los datos, representando la nube de puntos original en un subespacio de orden inferior al original sin deformarla excesivamente (Batista y Martínez, 1989). El número de dimensiones de este nuevo subespacio constituyen los componentes o ondas básicas en las que se descompondrán los registros originales. La matriz original de datos $N \times T$, de donde partirá el análisis, corresponde, en esta situación, a N ondas registradas (ya sean ensayos individuales, promedios, ondas suavizadas o filtradas) en T momentos del tiempo. Es posible por tanto realizar dos representaciones diferentes, la de los N ERPs en el espacio R^T de los puntos registrados, o bien, representar los T momentos del tiempo en el espacio R^N de los ensayos realizados.

A partir de estos dos tipos de representaciones, es posible realizar dos tipos de análisis, que en principio deben producir resultados similares. El análisis en componentes principales se inicia a partir de la matriz de correlaciones, ya sea entre las diferentes ondas o bien

entre los diferentes momentos del tiempo. El primero de ellos se centraría, por tanto en el cálculo de las diferentes correlaciones entre pares de ondas:

$$R_{ij} = \frac{1}{T} \sum_{k=1}^T S_i(t_k) \cdot S_j(t_k) \quad (3.24)$$

donde R_{ij} será la correlación entre la i -ésima y j -ésima ondas y $T = 1 \dots T$, es el número de puntos muestreados para la representación de las diferentes ondas eléctricas obtenidas. De esta forma el valor de R_{ij} nos indicará el grado de similitud entre pares de ondas eléctricas. Este tipo de análisis, fue denominado de tipo Q por Wastell (1981).

Otro procedimiento alternativo, supone el cálculo de las correlaciones entre parejas de puntos temporales:

$$Z_{km} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_i(t_k) S_i(t_m) \quad (3.25)$$

donde Z_{km} será la correlación entre la k -ésima y el m -ésimo punto temporal y $N = 1 \dots n$ es el número de ondas eléctricas registradas en el experimento. Z_{km} será un indicador del grado de covariación de la actividad eléctrica entre dos puntos en el tiempo. Este tipo de análisis, fue denominado de tipo R por Wastell (1981).

Aunque las dos matrices de correlaciones son diferentes, la primera será de orden $N \times N$, mientras que la segunda será de orden $T \times T$ los valores propios obtenidos al diagonalizar una u otra de ellas estarán relacionados (Glaser y Ruchkin, 1976). No existirán, por tanto diferencias sustantivas entre las representaciones de los componentes principales obtenidos a partir de los diferentes análisis. La elección de uno u otro puede realizarse simplemente por efectos prácticos, escogiendo como matriz de inicio del

proceso la de menor orden, ya que exigirá al ordenador un menor número de cálculos y por tanto un menor tiempo de computación, además de exigir menor cantidad de memoria.

Tal como señala Solanas (1990) existen varios aspectos críticos en la aplicación del PCA en la descomposición de los ERPs. como por ejemplo el supuesto de ortogonalidad de los diferentes componentes extraídos (Hunt, 1985; Collet, 1989), el número de componentes a retener (Lutzenberger, 1981) o la conveniencia de adoptar la solución rotada para la mejor interpretación de los componentes (Lutzenberger, 1981; Wastell, 1981).

3.2.3. ESTANDARIZACION DE INDICADORES EN LA CNV.

El título de este subapartado es realmente optimista, en efecto, en más de 25 años de investigación de este fenómeno, no ha habido un consenso entre los diferentes laboratorios que se dedican a su detección, sobre cuales son los indicadores que se han de utilizar para la medición de la onda CNV. Este hecho, naturalmente, hace que sea prácticamente imposible la comparación entre trabajos realizados por diferentes investigadores.

Ya en el año 1973, en una conferencia realizada en la ciudad de Amsterdam sobre el tópico CNV (O'Connor, 1980), Tecce y Donchin propusieron el establecimiento de unas normas estandarizadas, que permitieran la comparación entre diferentes trabajos. Walter y Lacey, por su parte, se opusieron abiertamente a esta propuesta, aludiendo que una sobre-estandarización coartaría la libertad de movimiento necesaria para la producción de cualquier nuevo descubrimiento. En todo caso, según Lacey, podría ser conveniente

realizar, antes de cada nuevo experimento, una especie de registro de 'anclaje' estandarizado. De alguna manera esta propuesta está en la línea ya manifestada por este investigador al proponer el establecimiento de la LIV (Lacey. 1967), donde se intenta estandarizar los valores iniciales de los diferentes indicadores tanto centrales como periféricos (ej. ECG, EDA, EMG, etc.).

Concretamente propone el registro de unos 10 a 15 ensayos, utilizando un paradigma clásico E1 - E2 - RT, con 1 ó 1,5 seg. de intervalo interestimular. Los resultados obtenidos en este tipo de registro realizarían las funciones de una especie de calibrado biológico y ayudaría a verificar la homogeneidad entre diferentes laboratorios.

Los indicadores que se han utilizado han sido muchos y variados, dependiendo de las preferencias y posibilidades del investigador, además de las ventajas que estos les supusieran, a la hora de manipular las diferentes variables psicológicas implicadas en sus diferentes estudios.

Los indicadores más utilizados han sido, el cálculo de la amplitud de cualquier punto entre E1 y E2, el cálculo de la amplitud media de determinados períodos entre E1 y E2, por ejemplo la amplitud media de los 150 msec previos a la presentación del E2, el cálculo del área debajo de la curva (area entre la onda registrada y la línea base previa al inicio del registro) entre E1 y E2, o entre cualquier período entre estos dos puntos, etc.

El cálculo de la amplitud en los diferentes puntos también se ha hecho respecto a diferentes referencias, por ejemplo la amplitud del pico con respecto a la línea base, o respecto al anterior pico positivo, e incluso amplitud de todos los picos negativos de la onda respecto a un mismo pico positivo de referencia, por ejemplo el último pico positivo en respuesta a E1.

Este hecho realmente dificulta sobremanera el estudio de los diferentes trabajos realizados, máxime si tenemos en cuenta, como pone en evidencia un estudio realizado por Hamilton, Peters y Knott (1973), que diferentes medidas nos pueden conducir a interpretaciones contradictorias. Estos autores presentan un experimento en el cual en base a los mismos datos se realizan dos mediciones diferentes, a saber, amplitud de los picos negativos respecto a la línea base y de estos respecto a los anteriores picos positivos, obteniéndose resultados contradictorios.

CAPITULO 4

TECNICAS DE SUAVIZADO

4.1. INTRODUCCION

Nuestro interés en la elaboración de este capítulo, específicamente dedicado a las técnicas de suavizado o alisamiento, es la importancia que otorgamos a éstas, sobre todo las propuestas desde el Análisis Exploratorio de Datos (EDA) (Tukey, 1977), en la depuración del registro obtenido. Se puede remarcar que este tipo de técnicas se imbrican en una filosofía de carácter más amplio que se plantea abordar el análisis de datos desde una nueva perspectiva que potencia la utilización de análisis gráficos, estadísticos resistentes y robustos y el análisis de residuales, dando especial importancia a la exploración previa para la detección de los modelos o patrones que presentan los mencionados datos; enfoque metodológico que se ha desarrollado de forma amplia en los últimos años (Erickson y Nosanchuk, 1979; Chambers et alts, 1.983; Hoaglin, Mosteller y Tukey, 1983).

En la mayoría de investigaciones de la onda CNV se ha utilizado, como técnica de extracción de la señal del ruido presente, la técnica del promediado. Como se ha expuesto, en el capítulo anterior, uno de los principios básicos sobre los que se asienta esta técnica, es el supuesto de invariabilidad de la señal a través de los diferentes ensayos. Este supuesto que, en el caso de los potenciales exógenos, es adecuada, no puede ser mantenida en el caso de la onda CNV, y en general en la mayoría de potenciales endógenos. No es posible suponer invariabilidad en la latencia de aparición o en la amplitud en la CNV, ya que

existen diferentes fenómenos, como el de la habituación, que nos alterarán de forma significativa, la forma de la onda presente, conforme aumenta el número de ensayos realizados.

Las correcciones realizadas sobre el promediado simple, como el promediado corregido para la latencia de Woody, son de utilización en aquellos potenciales, como el P300, en los cuales se presenta una marcada deflexión (pico o valle) dentro de un intervalo de tiempo determinado. En cambio, el multicomponente CNV no presenta sucesión de deflexiones positivas y negativas, a partir de las cuales poder alinear los diferentes ensayos, si no que se manifiesta como un cambio de potencial negativo sostenido, por consiguiente, en este caso, un filtrado como el propuesto por Woody, es de difícil aplicación (Ungan y Basar, 1976). En conclusión, diremos, que la utilización del promediado, como única estrategia para la extracción de la señal, puede conducirnos, en el caso de la CNV y en general en los SCPs, a estimaciones muy sesgadas del potencial que se ha originado.

Por otra parte, la detección de la CNV en base a un solo ensayo, mediante la utilización de alguna de las técnicas de filtrado expuestas en el apartado 3.1.2.1, ha resultado problemática. Ungan y Basar (1976) señalan que para la utilización del filtro de Wiener en el caso de la CNV, resulta difícil realizar una correcta estimación de las frecuencias de la señal y el ruido, dado que en este tipo de potencial se presentan mayoritariamente componentes lentos, pero a la vez algunos de alta frecuencia, sobre todo al principio y al final del intervalo entre E1 y E2.

Otras técnicas más elaboradas de filtrado digital, que se han propuesto, cuentan con dos importantes desventajas. La primera de ellas es el haber sido aplicadas exclusivamente por los investigadores que las

desarrollaron, por lo cual es imposible contrastar la validez de sus resultados comparándolos con los obtenidos en otros laboratorios. En segundo lugar situaremos la extremada complejidad matemática, que presentan la mayoría de estas alternativas, junto con la no existencia de software¹ convencional con el que poder aplicar estas técnicas, motivos por los cuales, la mayoría de laboratorios opten por la solución más sencilla, que supone utilizar el promediado simple.

Con las diferentes técnicas de suavizado se pretenderá poner de manifiesto y magnificar los patrones presentes en los datos obtenidos en el registro EEG. En este tipo de registro, los datos se encuentran dispuestos según una serie temporal, donde la variable tiempo marca el orden de los datos dentro de la serie. Desde una perspectiva más amplia consideraremos que nos hallamos ante una secuencia de datos que presentan una forma especial de relación, donde una de sus variables es importante especialmente por el orden que ésta especifica. De todas formas cabe recoger la sugerencia de Tukey (1977), respecto a que los valores que proporciona la variable que nos permite la ordenación deben ser equidistantes entre sí.

La técnica se plantea conseguir una descripción simple de la variable "V" (diferencia de potencial registrado) en función de la variable "t" (tiempo) descomponiéndose cada dato obtenido:

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

Se pretende con el modelo planteado que la parte de ajuste (curva suavizada) intente recoger la mayor parte del patrón subyacente en los datos, de forma que se minimice

¹ En este caso nos referimos a los grandes programas de uso general. Algunos investigadores han desarrollado programas específicos para realizar el filtrado, que pueden conseguirse simplemente solicitándolos a los propios autores.

la parte correspondiente al residual del modelo (término rugoso, identificable a las oscilaciones de alta frecuencia asociadas al EEG de fondo).

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 contenga la menor parte de estructura que sea posible, es decir sea un proceso de características de ruido blanco.

Las técnicas de alisado son una aproximación simple para descubrir estas estructuras con el mínimo de presuposiciones "a priori" de como debe ser este patrón. La única suposición tal y como recoge Goodall (1990) reside en que la relación entre las variables es alisada, la mayoría de las veces una curva continua, que no cambia rápidamente y que puede incluir un pequeño número de pascos o transiciones. Esto último hace que estas técnicas sean de especial aplicación en el registro de potenciales lentos, no siendo adecuada su utilización en el registro de potenciales que presentan componentes de altas frecuencias, ya que con el proceso de suavizado podrían hacerse desaparecer, desvirtuando de esta forma la onda final estimada.

Por lo tanto, el principio fundamental en el que se basan estos procedimientos de filtrado es la propiedad, enunciada por Tukey (1977), que presentan las series de datos cronológicos, de que cada valor es similar a sus adyacentes, debido a que los cambios en la secuencia no suelen tener lugar de forma repentina o inesperada. Dentro de las diferentes técnicas de suavizado, que han sido planteadas destacaremos:

- Medias móviles
- Medianas móviles
- Regresión Lowess

4.2. ALISADORES DE MEDIAS MOVILES.

Los alisadores de medias móviles, también denominados filtros digitales (Goodall, 1990), consisten en realizar un promedio ponderado de los valores de la serie incluidos dentro del intervalo definido por la amplitud de la ventana del filtro, centrada en el punto a transformar.

Este tipo de filtrado ya fué utilizado, en el siglo pasado, por el metereólogo austriaco J. V. Hann. Concretamente el alisador, por él propuesto, y que se ha denominado Hanning, consiste en sustituir cada dato observado por el promedio ponderado de tres valores, el mismo valor, el anterior y el siguiente. Por tanto se trata de un sencillo alisador de amplitud 3 y con los siguientes coeficientes de ponderación (w_i):

$$(w_{t-1}, w_t, w_{t+1}) = (1/4, 1/2, 1/4)$$

tomando este alisador la siguiente expresión:

$$S_t(H) = (1/4)V_{t-1} + (1/2)V_t + (1/4)V_{t+1} \quad (4.1)$$

Se han desarrollado diferentes versiones de este tipo de alisadores que implican diferentes tipos de ponderamiento y/o diferentes amplitudes de ventana utilizadas, lo que influirá en la "dureza" del alisador, filtrando componentes de más baja frecuencia conforme aumente la amplitud del alisador y aumente el peso otorgado a las puntuaciones más distanciadas en el tiempo. Rappachi (1991) menciona como más utilizados los alisadores Ianning (I), Janning (J) y Kanning² (K), que se aplican con los siguientes coeficientes de ponderación:

$$I \Rightarrow (1/8; 1/4; 1/4; 1/4; 1/8)$$

$$J \Rightarrow (1/8; 1/8; 1/8; 1/4; 1/8; 1/8; 1/8)$$

$$K \Rightarrow (1; 1; 2; 3; 2; 3; 2; 1; 1)/16$$

² La propuesta de los nombres se debe a Ladrey y Roth (1987), refenciado en Rappachi (1991).

Un filtro extremadamente alisador de la serie es el de 15 puntos de Spencer (Goodall, 1990), que asigna los siguientes pesos:

$$Sp-15 \Rightarrow (-3;-6;-5;3;21;46;67;74;\dots)/320$$

La elección de los pesos utilizados, para conseguir un buen alisado, es conveniente que cumpla las siguientes condiciones:

1.- La suma de todos los pesos debe ser uno, de forma que el alisador pueda reproducir correctamente la serie si todos los valores son constantes en una determinada secuencia.

2.- La ponderación debe ser simétrica $w_{t-d} = w_{t+d}$.

3.- Los pesos deben decrecer monótonamente conforme se alejan del centro de la ventana,

$$w_t \geq w_{t+1} \geq \dots \geq w_{t+d} \text{ y por la anterior condición,}$$

$$w_t \geq w_{t-1} \geq \dots \geq w_{t-d}.$$

Coles et al. (1986) describen dos formas de aplicación de los filtros digitales, lo que influenciará en el poder de alisado de éste. La aplicación del filtro digital puede realizarse recursivamente o no recursivamente. Por ejemplo, después de la aplicación del filtro en el punto t , el filtro aplicado al punto $t+1$ puede utilizar el valor no filtrado t (no recursiva), o utilizar el valor filtrado t (recursiva). La utilización del filtro recursivamente, provocará suavizados más fuertes que la aplicación no recursiva. De todas formas, como señalan estos autores, normalmente la utilización de este tipo de filtro se realiza de forma no recursiva.

Una importante propiedad de los filtros digitales es su linealidad. En efecto, el suavizado de la suma de dos secuencias de datos produce los mismos resultados que la adición de las dos series suavizadas:

$$S(V_1 + V_2)(t) = S(V_1)(t) + S(V_2)(t) \quad (4.2)$$

para todo t .

Por otra parte, es necesario comentar que los filtros digitales no solamente pueden actuar como alisadores. En efecto, si la suma de las ponderaciones es igual a cero, estos actuarán como un diferenciador. El ejemplo más sencillo es el filtro de amplitud 2, con pesos $(-1;1)$ que calcula las diferencias entre los valores observados en la serie.

Mencionaremos dos cuestiones que suponen, a nuestro entender, dos importantes handicaps de este tipo de alisadores, y que hace que su utilización en la depuración de la onda EEG registrada, deba realizarse de forma muy cauta. En primer lugar, es necesario tener mucho cuidado en la aplicación de estos alisadores, ya que en algunos casos su efecto es tan potente que pueden aplanar todo el registro. Tukey (1977) de toda esta familia de alisadores, solo sugiere la utilización del Hanning, ya que éste es el menos desfigurador de la onda. En segundo lugar, adolecen del mismo problema que el promediado, y es la utilización de un índice de tendencia central muy poco resistente a la presencia de valores muy alejados. Como alternativa a los filtros digitales se presentan en el siguiente apartado los alisadores de medianas móviles.

4.3. ALISADORES DE MEDIANAS MOVILES

Este tipo de alisadores, propuestos desde el Análisis Exploratorio de Datos (Tukey, 1977; Velleman y Hoaglin, 1981; Freixa et al., 1992), incorporan a las técnicas de filtrado, las importantes ventajas que supone ésta perspectiva del análisis de datos:

- sencillez de formulación, los diferentes filtros propuestos por el EDA se encuentran exentos de complicación estadística y matemática.

- resistencia, al utilizar la mediana como índice del

nivel de los datos, se consiga que las observaciones más extremas no influyan en la estructura de la curva que se pretende estimar.

- análisis gráfico, esto supone una constante exploración visual del efecto que producen los diferentes alisadores. Estas técnicas se utilizan tanto de forma iterativa, como de forma interactiva (Hartwig y Dearing, 1979). Será por tanto necesario, cuando el volumen de datos es grande, como es el caso de los registros de SCPs, contar con la ayuda de un software adecuado para realizar los cálculos³.

- análisis de los residuales, el interés no debe centrarse exclusivamente en la parte de la onda suavizada, sino que se analizará la parte rugosa, para comprobar que no presenta ninguna estructura.

4.3.1. MEDIANAS MOVILES DE AMPLITUD IMPAR

Dada una secuencia de registros de la variable "V" desde v_1 hasta v_T , ordenados según la variable "t", se reemplazará cada observación v_t por la Mediana de los valores de amplitud, incluidos en el intervalo $t \pm \delta$. Por lo tanto el cálculo se realizará a partir de los valores $(v_{t-\delta}, \dots, v_{t-1}, v_t, v_{t+1}, \dots, v_{t+\delta})$; donde t define el orden proporcionado por la variable "t", y δ el número de observaciones adyacentes alrededor del valor original que utilizamos, definiéndose de esta manera la amplitud de la ventana a partir de la cual se realizará el proceso de suavizado de la variable V en el momento t.

La amplitud de la ventana influirá en el efecto que producirá el alisador sobre los valores alejados (ver Fig 4.1). De esta forma un alisador de mediana móvil 3 conseguirá alisar la secuencia solamente en el caso de que

³ Entre los más asequibles comercialmente, que incorporan estas técnicas de suavizado, se encuentran los paquetes de programas estadísticos Statgraphics y EDA.

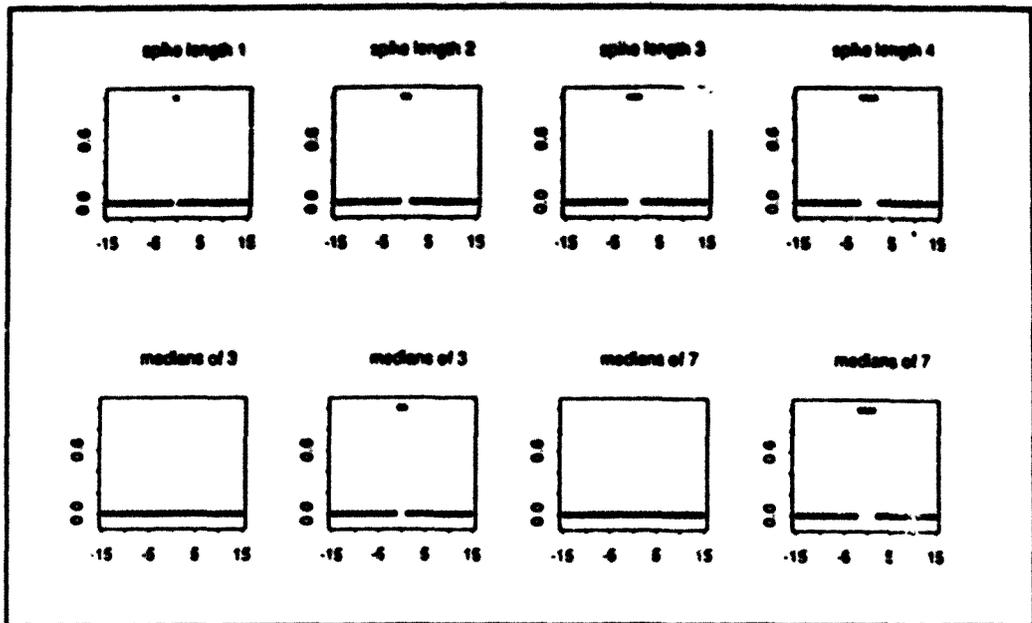


Fig. 4.1. Alisado de valores alejados. Fila superior: datos originales con presencia de diferente cantidad de valores anómalos. Fila inferior: diferentes alisadores (Tomado de Godall, 1991)

exista un único elemento anómalo⁴, o un alisador 5, conseguirá suavizar la onda, incluso en el caso de que se presenten dos valores anómalos en la secuencia de cinco.

Un problema que se plantea lo constituye el alisado de los valores extremos de la serie, puesto que según los criterios anteriormente planteados, no sería posible alisar el primer y último valor con el alisador 3, ni los dos primeros y los dos últimos con el alisador 5. Una primera aproximación (Tukey, 1977), consiste en mantener inalterables en cualquiera de los dos casos el primer y último valor, y, en el caso del alisador 5, utilizar una mediana móvil 3 con el segundo y el penúltimo de los datos. En el apartado 4.3.3. se presentarán soluciones más elaboradas del cálculo de estos valores extremos de las series.

⁴ La notación de la operación de alisado se identifica con el dígito de la amplitud de la ventana que se utiliza en el proceso de suavizado.

En las figuras 4.2, 4.3 y 4.4, se pueden observar los efectos producidos, por dos de los alisadores de medianas móviles, en los datos simulados presentados en la Tabla 4.1.:

Tabla 4.1. Valores simulados de V ordenados según el criterio de la variable t , y los correspondientes valores alisados.

Valores Originales	Mediana Movil 3	Mediana Móvil 5
- .57	- .57	- .57
- .73	- .57	- .57
- .50	- .61	- .57
- .61	- .56	- .61
- .56	- .61	- .61
- .71	- .63	- .63
- .63	- .65	- .63
- .65	- .63	- .65
- .54	- .65	- .65
- .67	- .67	- .67

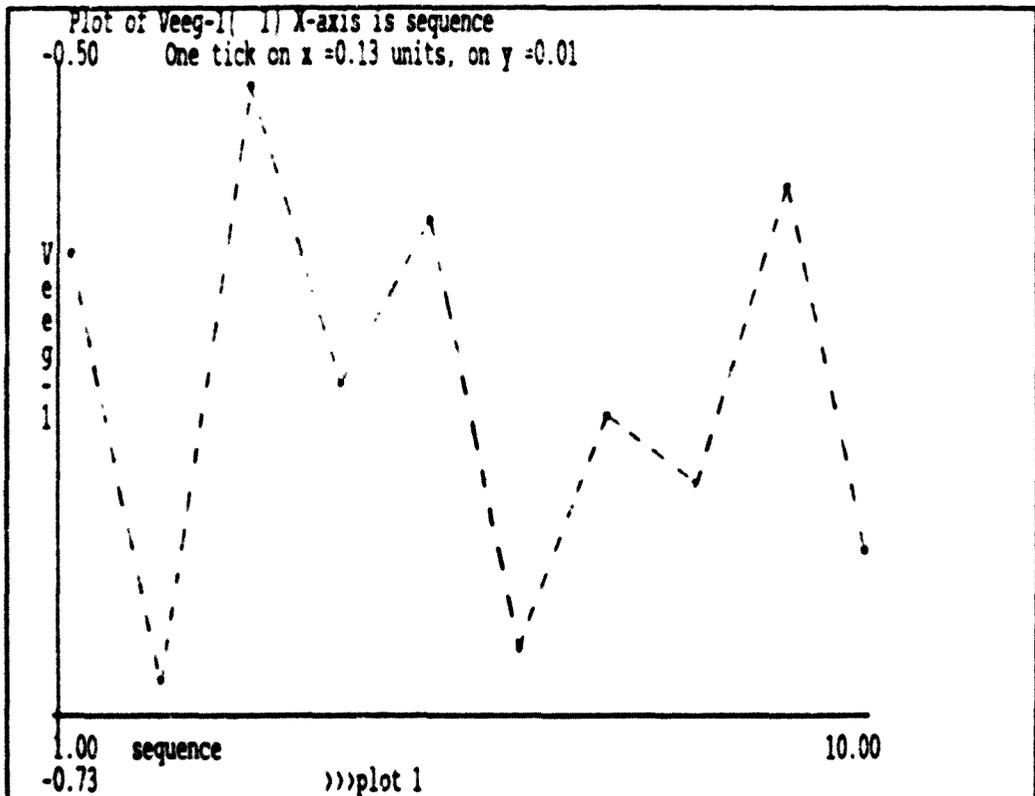


Fig. 4.2. Nube de puntos correspondiente a la Variable V ordenada según los valores de la variable t .

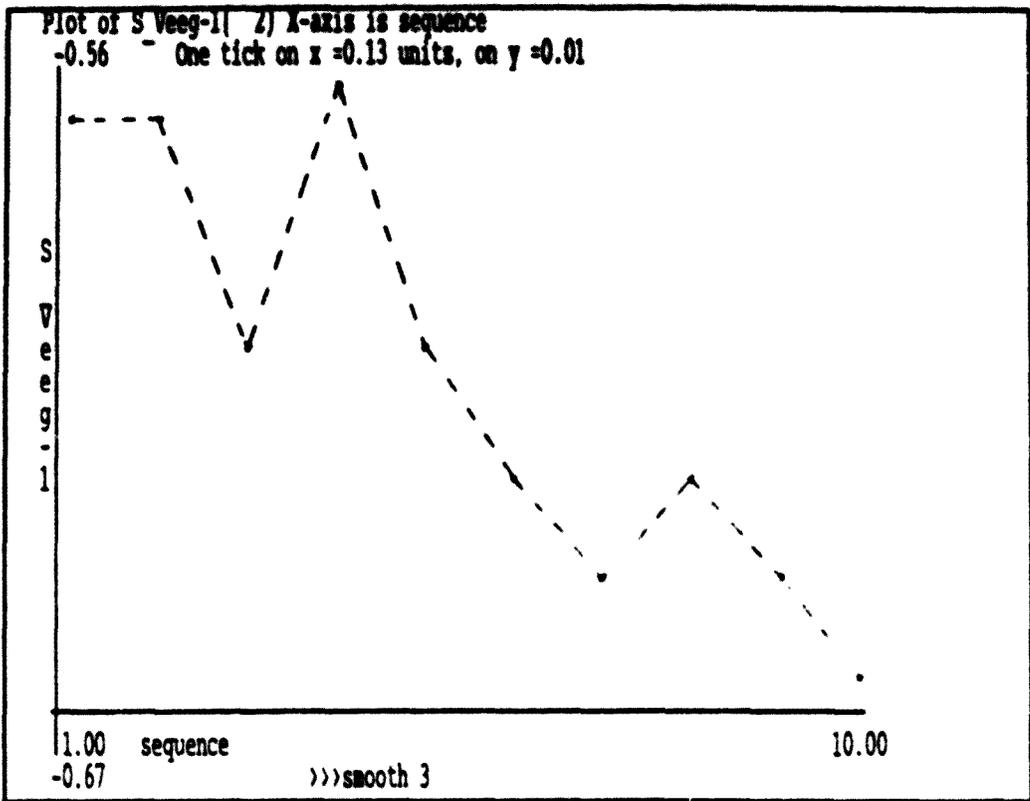


Fig. 4.3. Variable V suavizada mediante el alisador 3.

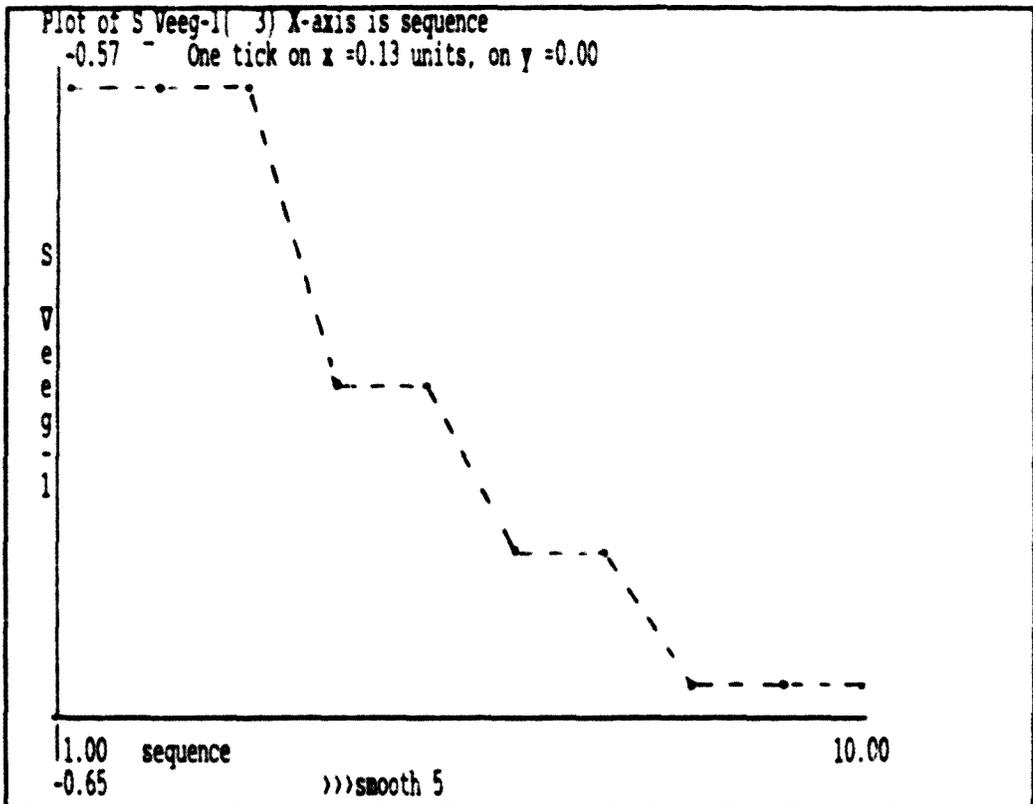


Fig. 4.4. Variable V suavizada mediante el alisador 5.

4.3.2. MEDIANAS MOVILES DE AMPLITUD PAR

El problema que plantea la utilización de ventanas de amplitud par, es que en este caso la mediana es el promedio de los dos valores centrales, una vez han sido estos ordenados. Al tener que utilizar la media de dos puntuaciones, hace que este tipo de filtros pueda verse más afectado por la presencia de valores anómalos que los de amplitud impar, por lo que será conveniente utilizarlos cuando no se presenten éstos, o tal y como se sugerirá más adelante emplearlos de forma combinada con algún otro alisador de amplitud impar. Otra alternativa a la utilización del valor promedio, consiste en tomar siempre el valor mayor de los dos centrales, o el menor de ellos. En este caso se habla de alisado por medianas móviles altas (o bajas). La notación que se utilizará en este caso es preceder el valor de la amplitud del alisador con el signo $>$, para indicar medianas altas, o el signo $<$, indicando que se han utilizado las medianas bajas.

Al no encontrarse la ventana, en este caso, centrada en ninguno de los valores de la variable original, la utilización de este tipo de alisadores siempre generará un dato adicional que en la serie original. En esta situación, deberá realizarse un proceso complementario, que se denomina recentrado (recentering), consistente en aplicar, sobre la serie suavizada, un alisador de mediana móvil 2. De este modo se consigue alinear los valores de la variable suavizada con los valores originales de la variable según el orden que proporcionaba la variable t .

Uno de los alisadores de estas características más utilizado es la combinación 42, en el que tras la aplicación de un alisador de mediana móvil 4 se procede a realizar el proceso de recentrado⁵. La siguiente expresión

⁵ La nomenclatura utilizada para designar este alisador, no puede inducir a confusión, puesto que no suelen utilizarse amplitudes mayores de 9 ó 12.

permite la sustitución de cada valor de la serie original, al utilizar esta combinación de alisadores (Velleman y Hoaglin, 1981):

$$S_{-}(V)_t = 1/2 (\text{Med}\{V_{t-2}, V_{t-1}, V_t, V_{t+1}\} + \text{Med}\{V_{t-1}, V_t, V_{t+1}, V_{t+2}\}) \quad (4.3)$$

Tabla 4.2. Alisado de la Variable V mediante el alisador 42.

Valor Original	Valor Alisado 4	Valor final 42
-0.57	-0.65	-0.62
-0.73	-0.65	-0.62
-0.50	-0.59	-0.59
-0.61	-0.59	-0.59
-0.56	-0.59	-0.60
-0.71	-0.62	-0.63
-0.63	-0.64	-0.64
-0.65	-0.64	-0.64
-0.54	-0.64	-0.62
-0.67	-0.61	-0.62
	-0.61	

Como ejemplo planteamos la variable utilizada anteriormente (ver Tabla 4.2). Mediante el gráfico de caja (ver fig. 4.5) es posible constatar la no presencia de valores anómalos. La figura 4.6 muestra la nube de puntos de los valores suavizados utilizando la combinación 42.

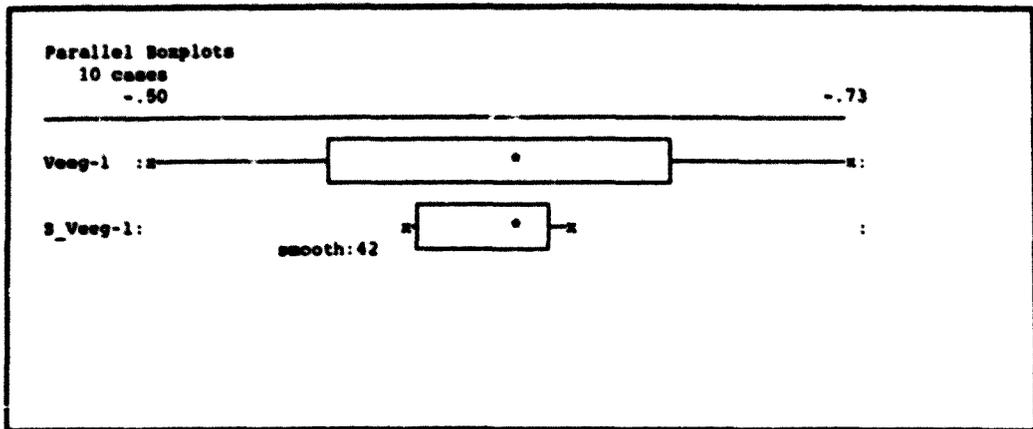


Figura 4.5. Diagrama de Caja de la variable V y de su correspondiente versión alisada mediante el alisador 42.

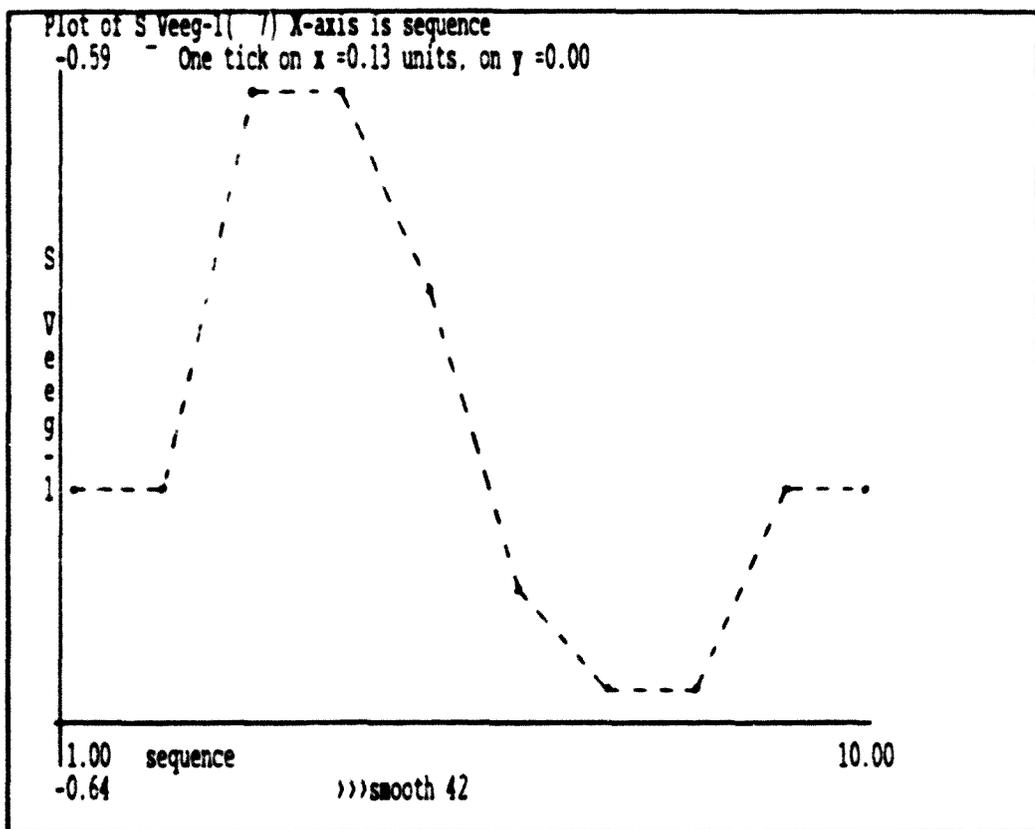


Fig. 4.6. Variable V suavizada mediante el alisador 42.

4.3.3.- ALISADO DE EXTREMOS

En el apartado 4.3.1. ha sido comentada una primera solución al problema del alisado de los valores extremos de la serie, el propio Tukey (1977) propuso otra solución más elaborada que la simple copia de estos valores. El proceso se inicia con la estimación del valor que precedería al primero de la secuencia o el que seguiría al último. Esta estimación se realiza mediante una interpolación lineal a partir del segundo y tercer valor de la serie suavizada. Calculando la mediana del valor extrapolado, el valor extremo original y el segundo (o el penúltimo) valor suavizado se realiza el cálculo de los valores extremos de la secuencia alisada.

4.3.4. ITERACION DEL FILTRADO (RESMOOTHING)

Con el fin de evitar alisados demasiado fuertes, rompiendo de esta manera la estructura original de los datos registrados, no es aconsejable la utilización de filtros con amplitudes de ventana demasiado extensas. Es conveniente utilizar repetidamente alisadores con amplitudes pequeñas (normalmente 3 ó 5), hasta que la serie suavizada se mantenga inalterable⁶.

4.3.5. ALISADO DEL RESIDUO (REROUGHING).

Es posible que un proceso de suavizado demasiado fuerte produzca una deformación de la serie original. Con el procedimiento de alisado de los residuales se pretende captar posibles patrones en éstos y añadirlo a la serie suavizada:

⁶ Este proceso se indica acompañando la letra R al valor que indica la amplitud utilizada por el alisador (ej. 3R).

$$\text{Dato} = (\text{Parte Suavizada} + \text{Parte Suavizada del Residuo}) + \text{Parte Residual}$$

El alisado del residuo se realiza aplicando el mismo filtro utilizado para la serie original, en los residuos producidos por las diferencias entre los datos originales y los alisados.

La serie suavizada definitiva se conseguirá al combinar linealmente las dos series suavizadas, la realizada sobre los datos originales más la realizada sobre los residuales, preservándose, de esta manera, la forma original de los datos. La notación que se utiliza para representar este proceso es la palabra "twice" o la combinación ",t" siguiendo los dígitos que indican la amplitud del alisador empleado.

4.3.6. PROCESO DE CORTADO (SPLITTING)

La iteración de alisadores puede producir una tendencia a recortar los picos y valles de forma que presenten un aspecto de un pequeño pronunciamiento de dos puntos. Para evitarlo Tukey (1977) intrujo el procedimiento de cortado, en que dicho par de valores son tratados de forma similar a la regla de los valores extremos, intentando recoger en la secuencia final alisada su aspecto de pico o valle.

4.3.7. COMBINACION DE ALISADORES.

Para encontrar el mejor proceso de suavizado de los datos no sólo es posible la iteración del mismo tipo de alisador, en muchos casos será mucho más efectiva la construcción de una combinación de alisadores en la que se utilicen diferentes amplitudes, empleándose en muchos casos

conjuntamente con los alisadores de medias móviles.

Como se observa las posibles combinaciones de alisadores que pueden plantearse son infinitas, ya ha sido comentado al introducir este tipo de alisadores, propuestos por el EDA, la necesidad de realizar una exploración visual iterativa e interactiva, por tanto en cada caso práctico es recomendable la prueba tentativa de más de uno, para hallar el más adecuado.

Existen, sin embargo, algunas combinaciones que son más recomendables. Comparando los efectos de diferentes alisadores, Velleman y Hoaglin (1981) recomiendan la utilización del 4253H,twice o bien 3RSSH,twice⁷, por su parte Goodall (1990), considera muy efectiva la combinación 43RSR2H,twice. Finalmente mencionaremos la propuesta de Rappachi (1991), siguiendo a Ladiray y Roth (1987), en favor de la utilización de los filtros 5RI,twice y 7RJ,twice.

Como ejemplo de utilización de algunas de estas combinaciones de alisadores, se utilizan en la depuración de un registro EEG, realizado en el laboratorio de Psicología Humana de la Universidad de Barcelona. La onda eléctrica⁸, promedio de 9 ensayos individuales libres de artefactos (ver fig. 4.7), fué obtenida mediante registro monopolar, con electrodo activo en la localización C₁ y electrodo de referencia situado en el lóbulo del pabellón auditivo izquierdo, simultáneamente era registrada la respuesta EMG de la mano derecha. Las señales fueron amplificadas con la ayuda de un amplificador modular DC marca Coulburn, con una ganancia 20.000, para el registro EEG, utilizándose un filtro de pasa bajos a 40 Hz.

⁷ Obsérvese que las letras M I. J. hacen referencia a los alisadores de medias móviles Manning Ianning y Janning respectivamente comentados en el apartado 4.2

⁸ Experimento realizado con la colaboración del profesor Antonio Cosculluela y la profesora Montserrat Vall-Illóvera.

La señal fué registrada durante los 2,5 segundos de intervalo entre la presentación de dos estímulos auditivos de 60 dB, debiendo responder el sujeto justo después de la aparición del segundo estímulo. En la figuras 4.8, 4.9 y 4.10 se encuentran representadas las series suavizadas del promedio utilizando tres de los alisadores anteriores comentados.

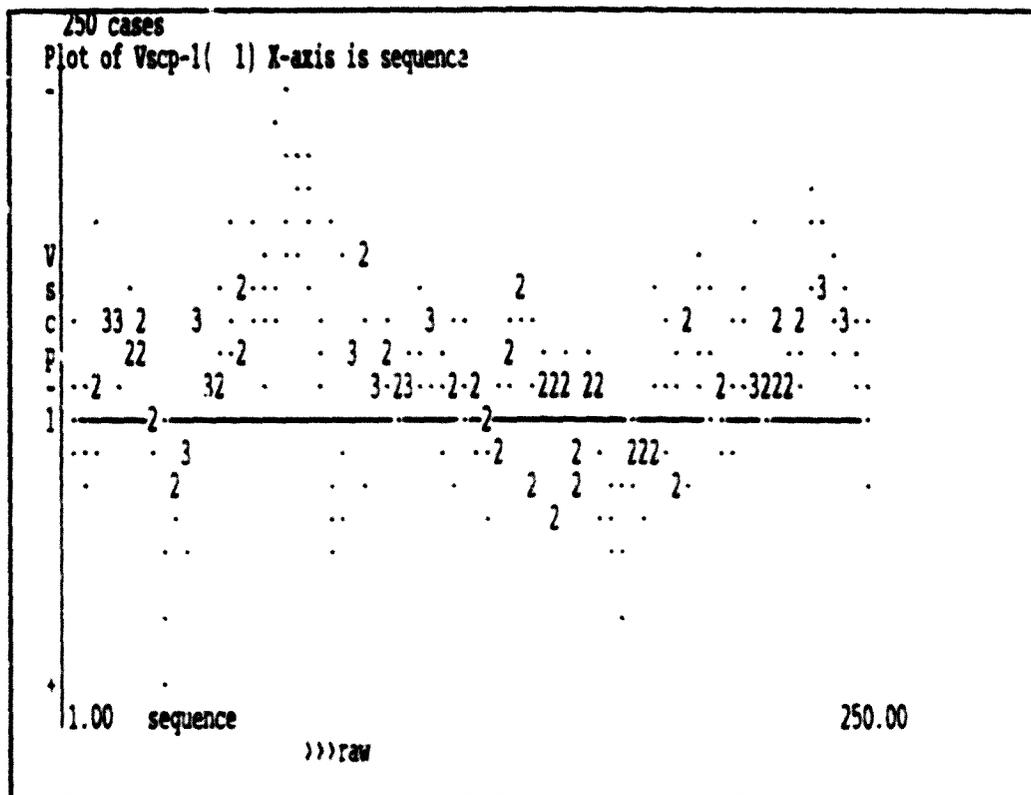


Fig. 4.7. Serie original de datos del registro ERP.

Analizando las series suavizadas, vemos como cualquiera de los tres utilizados reduce ostensiblemente la variabilidad presentada por los datos originales. Quizás el alisador 7RJ,t es el que produce una onda más definida. El patrón que presenta la serie se aproxima al clásico del multicomponente CNV, con una deflexión negativa seguida de otra de signo positivo, que aparecen antes de 400 mseg, que identificaríamos con el complejo N200-P300. Posteriormente se observa una marcada negatividad que aparece aproximadamente sobre los 600 mseg, que identificaríamos

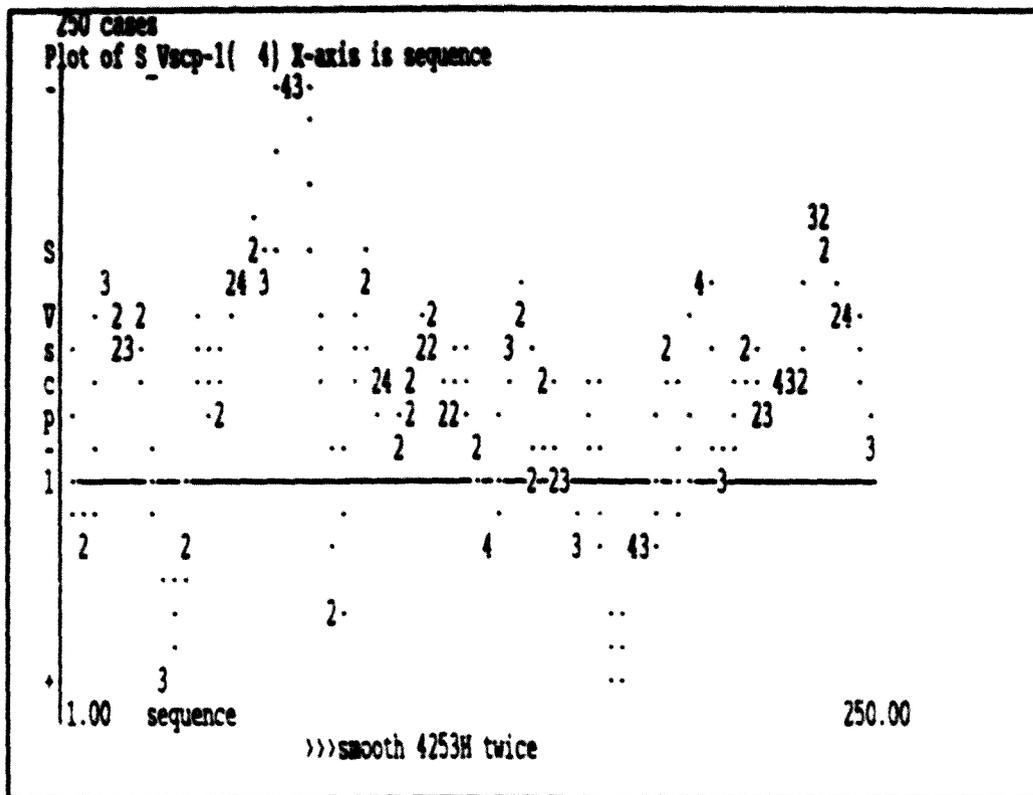


Fig. 4.8. Registro ERP aliado mediante 4253H twice.

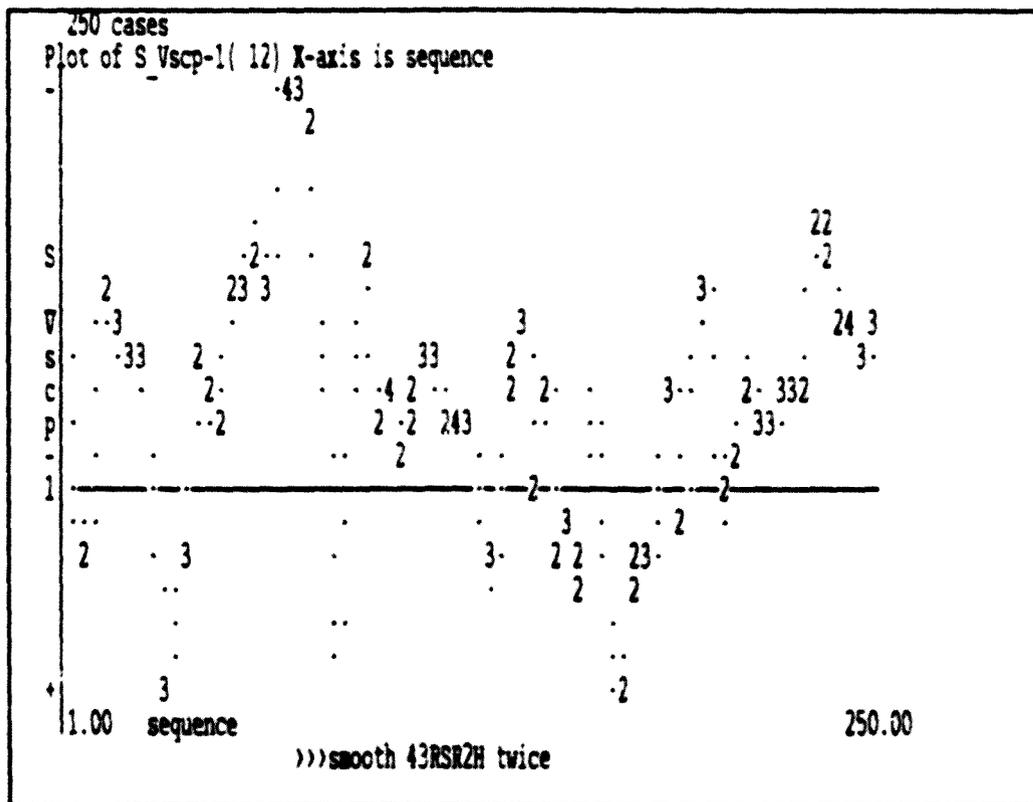


Fig. 4.9. Registro ERP aliado mediante 43RSR2H twice.

$$\begin{aligned}
 u &= \text{Mediana } (V_{t-2}, V_t, V_{t+1}) \\
 v &= \text{Mediana } (0.75V_{t-1} + 0.25V_{t-2}, V_{t-1}, V_t) \\
 w &= \text{Mediana } (V_t, V_{t+1}, 0.75V_{t+1} + 0.25V_{t+2})
 \end{aligned}$$

obteniéndose el valor alisado mediante:

$$S_V(t) = \text{Mediana } (u, v, w) \quad (4.4)$$

4.3.9. ANALISIS DE LOS RESIDUALES

Aunque con el proceso de alisado de residuales (reroughing) se intentan captar los posibles patrones que se eliminan de los datos originales con el alisador utilizado, si este ha resultado ser demasiado "duro", siempre dentro de la visión exploratoria del análisis de datos, será necesario realizar un análisis pormenorizado de los residuos que aparecen después de aplicar cualquier ajuste. En este caso resulta informativo representar la parte rugosa, con el fin de detectar posibles valores anómalos. Incluso, es conveniente realizar un proceso de alisado, normalmente con el mismo tipo de alisador utilizado, para realmente comprobar que el residuo no presenta ninguna estructura definida.

En las figuras 4.11 y 4.12 se encuentran representadas la nube de puntos de los residuales producidos por el alisador 4253H,t, sobre los datos del experimento de registro de la CNV, anteriormente comentado (ver figs. 4.7 y 4.8). Como puede observarse el componente rugoso se distribuye de forma totalmente al azar alrededor de los valores 0, no observándose la presencia de valores demasiado alejados. Al realizar el proceso de suavizado sobre este ruido, no puede detectarse la presencia de ningún patrón o estructura en estos datos.

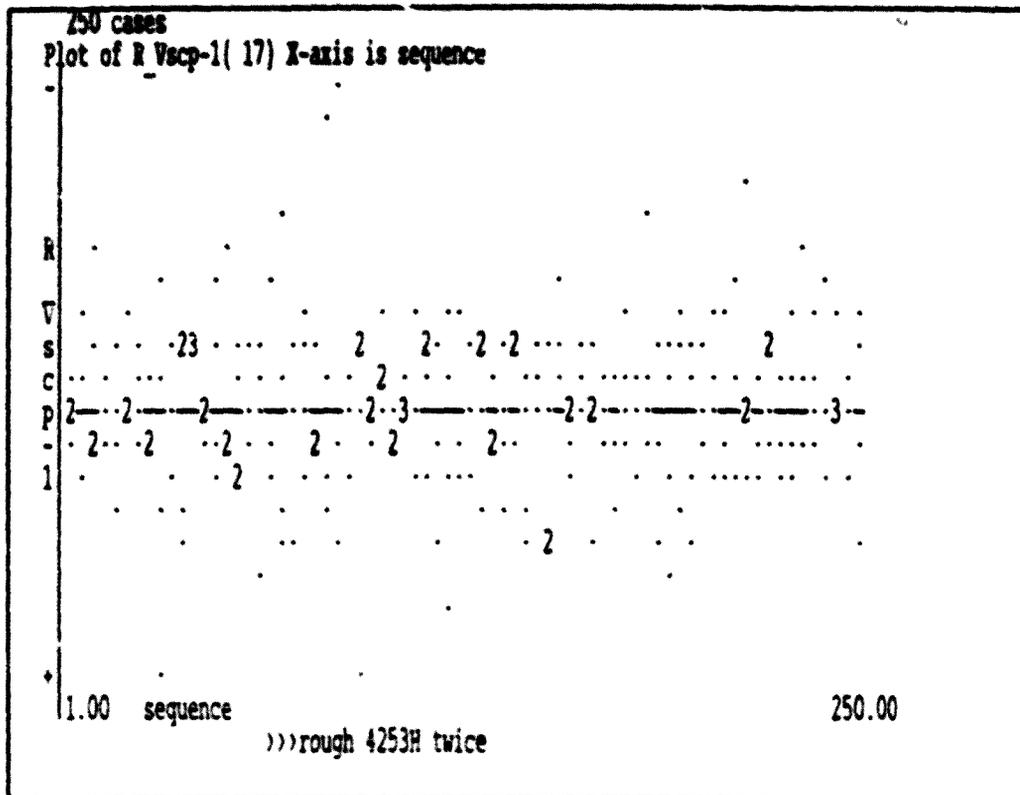


Figura 4.11 Representación de residuales obtenidos después del suavizado 4253H.t del registro ERP

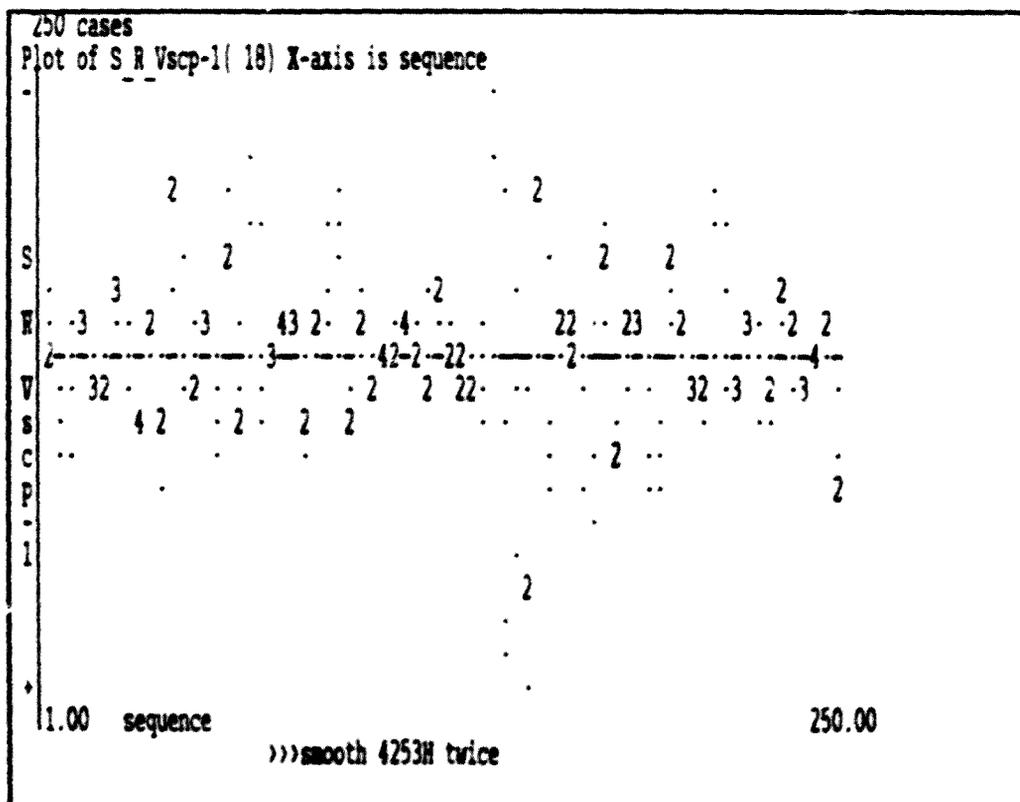


Figura 4.12. Suavizado de residuales mediante el alineador 4253H.t twice.

4.4. REGRESION LOWESS

Cleveland (1979) describe un método resistente para el suavizado de datos bivariantes o datos de series temporales, al cual denominó técnica Lowess (Locally Weighted Regression and Smoothing Scatterplots). 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 indicará el número de observaciones próximas que se tendrán en cuenta para realizar la estimación, hay que señalar que a diferencia de los alisadores de medianas móviles, en este caso la ventana no es necesario que en los extremos se encuentre centrada en el valor a suavizar, solo lo estará en los casos que esto sea posible. El valor que indica la amplitud de la ventana utilizada se representa por f , y vendrá expresado en proporción de valores totales que se utilizan en el ajuste, $n.f = q$ nos indicará el número q de observaciones próximas al valor a alisar que se tendrán en consideración. Cuanto más próximo a 1 sea el valor f , más fuerte será el alisado que se realizará sobre los datos originales. Goodall (1990) recomienda utilizar $f = 0.67$, aunque, como veremos más adelante, consideramos excesiva la deformación producida por un valor tan alto de f . Particularmente consideramos más adecuada la utilización del valor, propuesto por Horber (1991), de $f = 0.25$, o incluso, de valores aún inferiores. Un valor de $f = 0.1$, ya produce un efecto similar al obtenido alisando la serie original mediante alguno de los alisadores de medianas móviles compuestos $3RSSH,t$ ó $4253H,t$, como tendremos ocasión de comprobar.

El cálculo del ajuste de la línea de regresión en la ventana definida, para la estimación del valor suavizado

que corresponde a cada punto de la serie original, se realiza utilizando dos tipos de ponderación:

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

$$w_i = \left(1 - \left| \frac{x - x_i}{d(x)} \right|^3 \right)^3 \quad (4.5)$$

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

$$w_i^* = \begin{cases} (1 - (r_i/6Mad)^2)^2 & |r_i| < 6Mad \\ 0 & |r_i| > 6Mad \end{cases} \quad (4.6)$$

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

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

Realizaremos el suavizado, utilizando la técnica Lowess, de los datos de registro ERP, empleados en el anterior apartado. En la fig.4.13 se encuentra la estimación de la curva alisada, utilizando 63 valores en la ventana de cálculo del ajuste para cada punto. Obsérvese como con este tipo de ajuste, mucho más potente que el realizado por las medianas móviles, se detecta mucho más nitidamente la estructura del potencial lento.

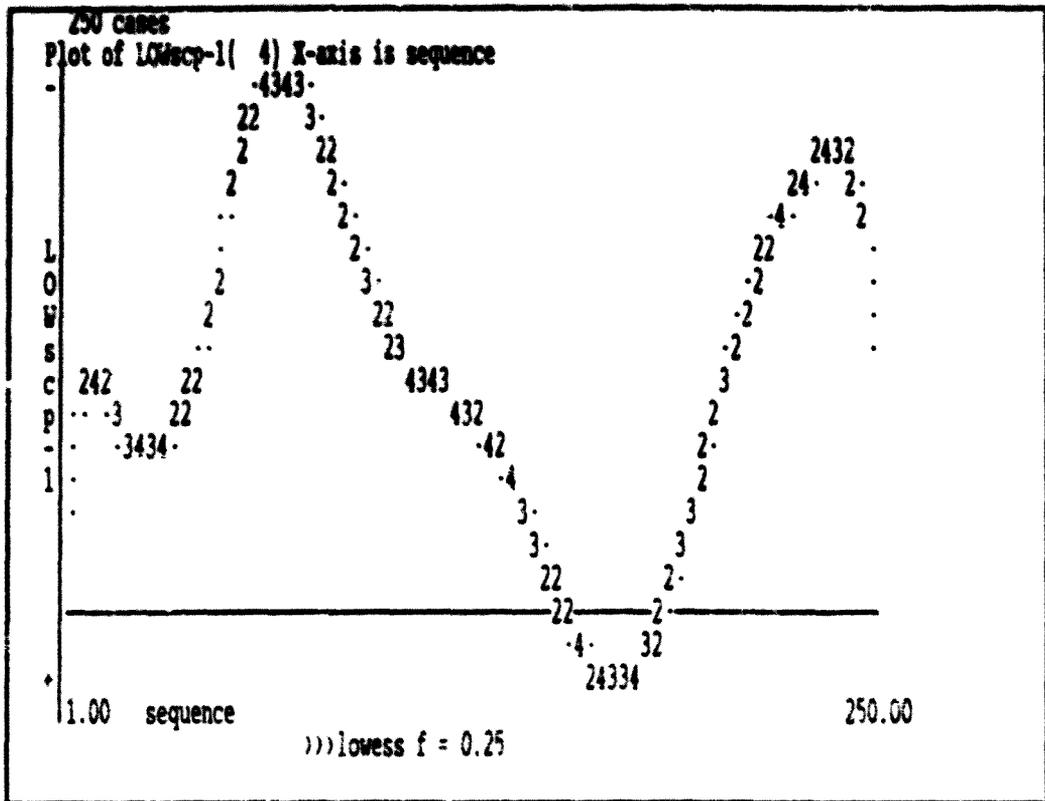


Fig. 4.13 Lowess realizado sobre el registro ERP (f= 0.25)

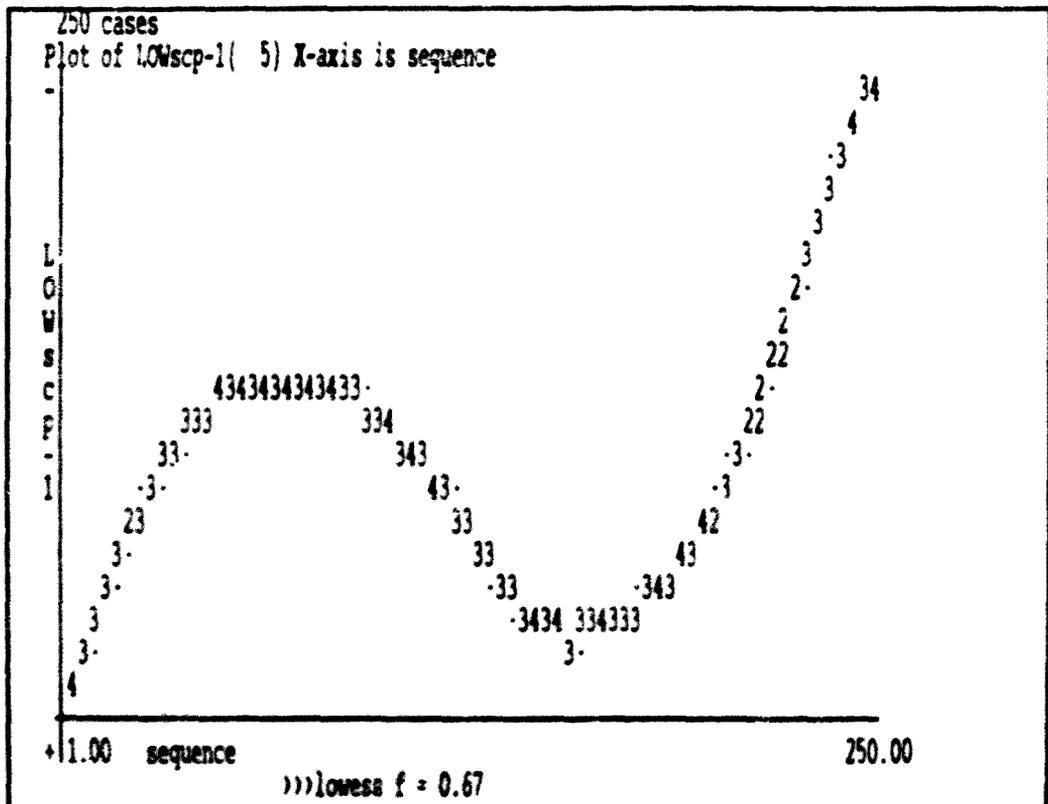


Fig 4 14 Lowess realizado sobre los datos ERP (f= 0.67)

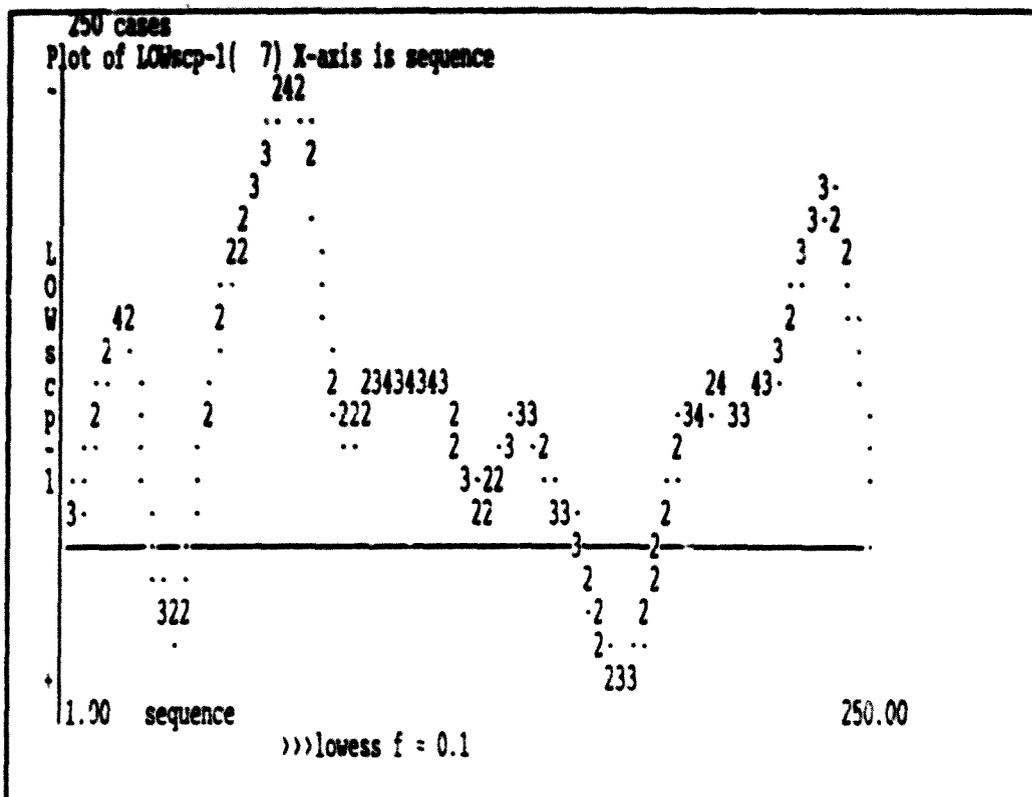


Fig 4 15 Lowess de los datos ERP utilizando $f = 1$

En la figura 4.14 se constata como la amplitud de ventana propuesta por Goodall (1990), produce una fuerte deformación, en este caso, de la onda original, exagerándose excesivamente el patrón detectado en los datos originales.

Por otra parte en la figura 4.15 se representa la nube de puntos de los datos suavizados con una amplitud de ventana mucho más restringida, para el cálculo del valor suavizado se utilizan en este caso 25 valores próximos. Puede comprobarse como el efecto producido por la actuación del alisador es similar a la producida por los alisadores compuestos 4253H,t, 43RSR2H,t y 7RJ,t, con los cuales se analizado anteriormente este mismo conjunto de datos.

Por último, señalaremos, que es posible la utilización de esta técnica de suavizado, utilizando solamente la ponderación de regresión, pero sólo en aquellos casos en

CAPITULO 5

APLICACION DE LAS TECNICAS DE SUAVIZADO A LOS SCPs.

5.1. INTRODUCCION.

Se ha dedicado esta sección al estudio del comportamiento de algunas de las técnicas de suavizado presentadas en el capítulo anterior. Para ello se ha contado con la inestimable colaboración del profesor Ernst Damen de la Universidad de Tilburg, el cual nos ha proporcionado, para este análisis, algunos de los ensayos registrados por su equipo de investigación en experimentos de elicitación de los potenciales CNV y RP.

Los datos utilizados corresponden a 34 ensayos, de cada experimento, libres de movimientos oculares. Los registros se realizaron en dos sujetos, uno en cada experimento, de lateralidad diestra, comprobada mediante el test de lateralidad de Edinburg. Asimismo, recibieron un pago de 7,5 f por hora de sesión más una bonificación de 10 f al finalizar el experimento.

Los aparatos utilizados fueron los siguientes:

- Los sujetos permanecieron sentados en un sillón en una habitación tenuamente iluminada y aislada acústica y eléctricamente. En el brazo del sillón se encontraba fijado un botón que el sujeto debía presionar con el dedo índice de su mano derecha. Los dos estímulos presentados, en el caso del experimento CNV fueron de tipo visual,

consistiendo en un flash utilizado como estímulo de aviso y una serie de flashes, que terminaban con la respuesta del sujeto, que constituían el estímulo imperativo. Ambos estímulos fueron presentados mediante un LED cuadrado de 1,5 cm de lado, que proporcionaba una luz roja, situado a 1,5 m enfrente del sujeto a la altura de su mirada.

- Se utilizaron electrodos de 8 mm, Ag-AgCl de la marca Beckman. fijados con collodion 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 respectivamente. Estas localizaciones especiales ya fueron utilizadas por Grünwald-Zuberbier et al. (1981), con la intención de captar mejor la actividad del córtex motor (posiciones ') y del córtex somato-sensorial (posiciones "). Como referencia se utilizó dos electrodos físicamente conectados entre ellos y 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 AC, marca Beckman con filtro de pasa altos situado a una frecuencia de 0.005 Hz y filtro de pasa bajos a 30 Hz.

5.2. REGISTROS CNV.

El procedimiento utilizado en el experimento CNV fue el clásico para el registro de ésta señal. Presentándose un estímulo de aviso tras el cual el sujeto debía responder presionando, con el dedo índice de la mano derecha un botón situado debajo de ésta. El intervalo comprendido entre los

dos estímulos fué de 4 segundos. El intervalo comprendido entre los diferentes ensayos fué aleatorizado entre 10 y 15 segundos. La sesión experimental consistió en el registro de 100 ensayos CNV.

Sólo fueron utilizados en el análisis aquellos ensayos en los cuales la amplitud del EOG no excedió de 60 μ V ni estuvieron presentes otros tipos de artefactos. La secuencia de análisis comprende desde 1 segundo antes de la presencia del E1, hasta 1 segundo después de la presentación del E2, constituyendo un total de 6 segundos. De esta secuencia se muestrearon un total de 250 puntos para cada canal de registro. El método usual de extracción de la señal del ruido utilizado en este laboratorio, es el del promediado simple de los ensayos libres de artefactos. En la Fig. 5.1 se encuentra representada la onda promedio, utilizando 34 ensayos, registrada en la localización C3', o sea, sobre el córtex motor del hemisferio izquierdo.

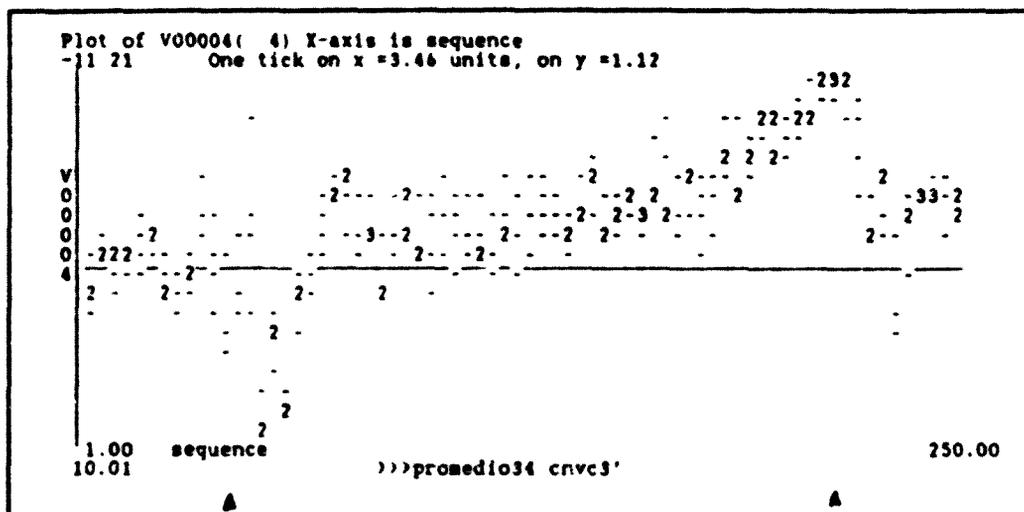


Figura 5.1 Onda promedio de 34 ensayos registrada en C3

Los triángulos marcados bajo las gráficas corresponden a los momentos de aparición de los dos estímulos. Aunque es posible, mediante este promediado, observar el patrón de la señal subyacente, ésta se presenta extremadamente difusa, por tanto para conseguir aumentar la razón señal ruido hubiera sido necesario realizar un mayor número de

ensayos, para poder extraer más claramente la señal producida.

En la Fig 5.2 se representa un ensayo individual, escogido al azar, de la misma localización C3'. Sobre este ensayo se ha realizado un proceso de suavizado de medianas móviles utilizando la combinación 7RJ¹.

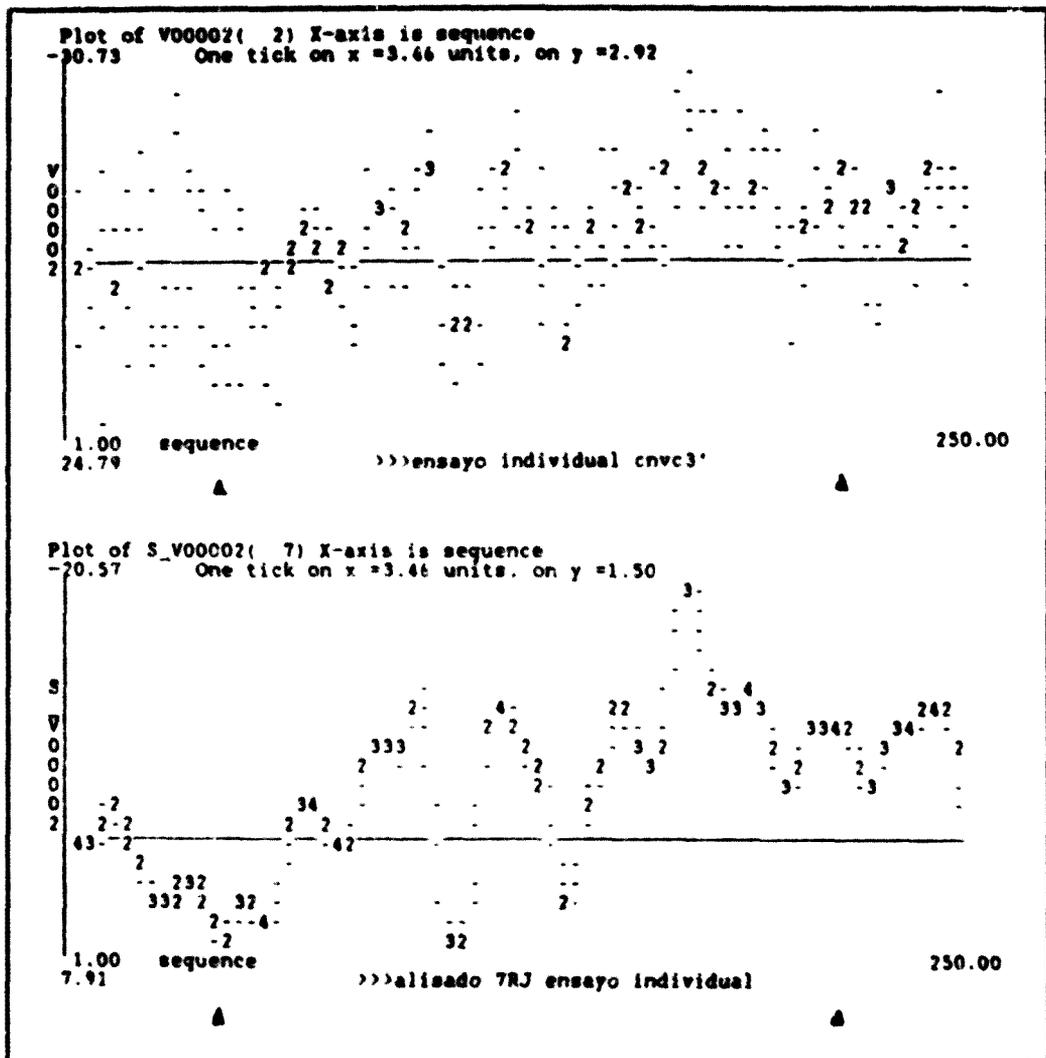


Fig 5.2. En la parte superior ensayo individual de este experimento En la parte inferior suavizado del ensayo mediante 7RJ

Vemos, en este caso como el suavizado, tampoco funciona correctamente, presentando una estimación de la señal muy inexacta. La razón señal/ruido, desconocida, es

¹ Las combinaciones de alisadores 7RJ, 3254M, 3R33N, etc. recomendadas en el capítulo anterior suelen producir resultado muy similares, se ha utilizado siempre la primera de ellas, para poder comparar mejor los resultados.

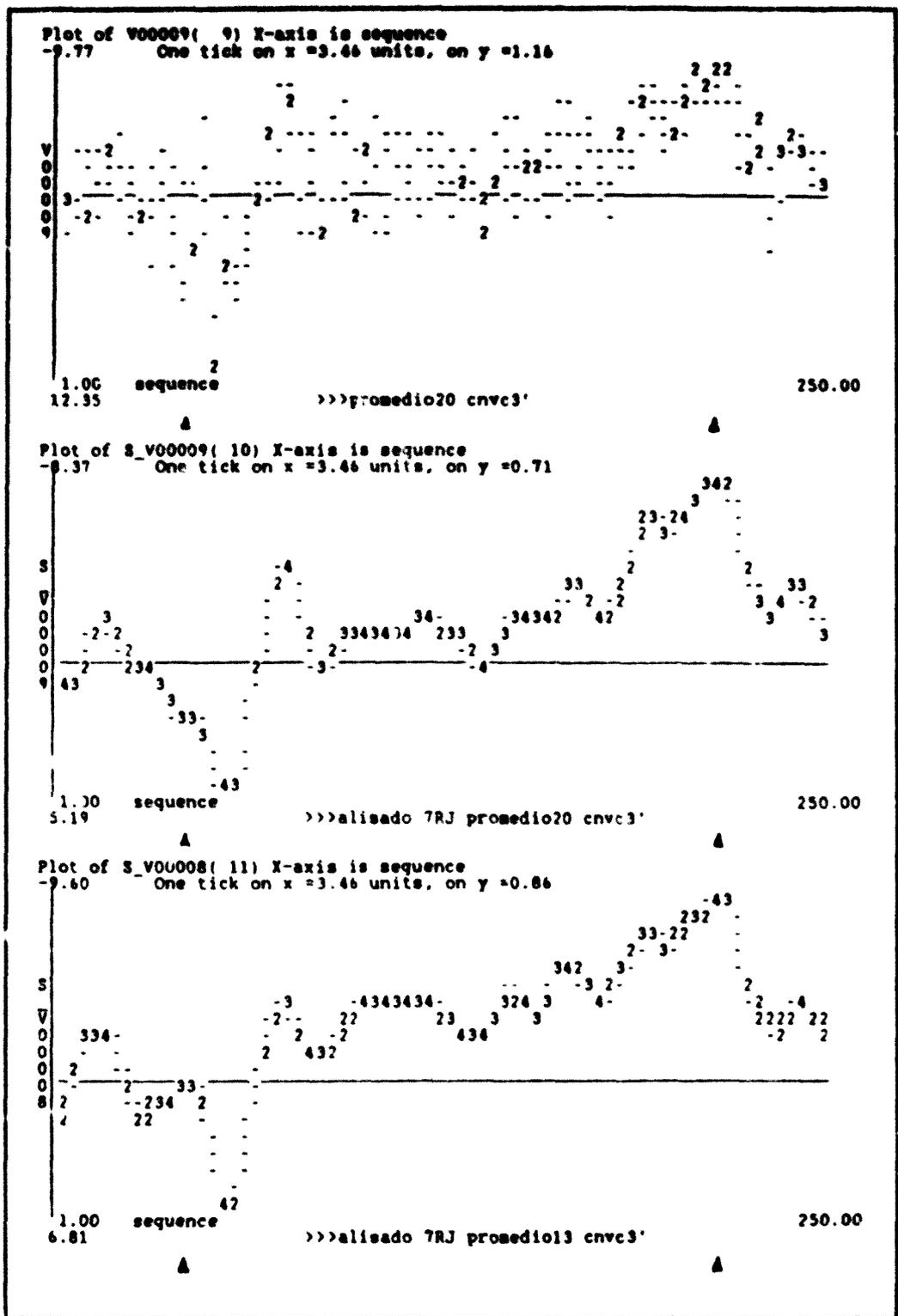


Figura 5.3 Localización C3'. En la parte superior promedio de 20 ensayos. En el centro alisado 7RJ del promedio de 20 ensayos. En la parte inferior alisado del promedio de 13 ensayos.

en este caso excesivamente baja, será necesario utilizar alguna estrategia para aumentarla. Combinando la técnica del promediado con la de suavizado, se consigue este objetivo. En la Fig 5.3. se encuentra representado el promedio de 20 de los ensayos registrados en C3'. Aplicando

el mismo alisador anterior 7RJ vemos como 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.

Con estas estimaciones se pueden distinguir claramente los diferentes componentes aparecidos en la onda en esta situación. Observamos la presencia de un pico positivo después de la aparición del E1, 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. Dado que este registro corresponde a la situación sobre el córtex motor, y además del hemisferio contralateral al movimiento, vemos como el componente tardío de la CNV es mucho más prominente que la parte temprana de esta onda.

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

En las Figs. 5.4., 5.5. y 5.6., se encuentran representados este mismo proceso para las localizaciones C4', C3" y F3