

Estudio General de Navarra. Escuela de Medicina  
Departamento de Neurobiología. Pamplona  
(Prof. J. Teijeira)

## El análisis del electroencefalograma

por

J. Teijeira y M. Martínez-Lage

(Recibido para publicar el 30 de enero de 1960.)

El estudio analítico del electroencefalograma utilizando las series de FOURIER [DIESCH (13)], curvas de porcentajes o de duración de frecuencias [TRAVIS y KNOTT (54)] y analizadores armónicos [GRAS y GIBBS (24)], se inicia ya en los primeros tiempos de la Electroencefalografía. Progresivamente se incrementa el interés de este método de estudio, publicándose un gran número de trabajos que efectúan el análisis del E. E. G. sea automáticamente o mediante cálculos más o menos laboriosos. Las publicaciones de BERTRAND y LACAPE (7), DROHOCKI (16), BALDOCK y WALTER (1), BARBOUR (2), HOFFER y MARKEY (28), KRAKAU (34), WALTER y SHIPTON (59), KNOTT, WOOLERY y RANDALL (31), WALTER y VOGEL (55), CORRIOL, KNOTT (32), ELLIS y LAST (17), GLESSER (23), SHAW y ROTH (42, 43), BEKKERING (46), MORRIS y SHIPTON (44, 45), TEIJEIRA (53), KOZHEVNIKOV (33), FUJIMORI, YOKOTA, ISHIBASHI y TAKEI (19), y BRAZER y BARLOW (8), muestran el esfuerzo que se lleva a cabo por encontrar al problema una fórmula verdaderamente útil. De hecho, ninguno de los métodos propuestos se ha introducido en la práctica de un modo habitual en parte, por laboriosos y en parte, porque el especialista experimentado recoge por la simple inspección una cantidad de información que aún no ha llegado a explotar en toda su amplitud.

Sin embargo, se hace indispensable el análisis de determinado tipo de trazados electroencefalográficos, tanto en el campo

de la clínica como en el de la psicología experimental, por lo cual nos creemos en la necesidad de insistir, una vez más, sobre este particular medio de ampliar la información electroencefalográfica. Dificultades de orden múltiple pueden presentarse cuando se pretende llevar a cabo por primera vez este tipo de trabajos: selección del método, falta de medios técnicos para realizarlo, etc. Nosotros efectuamos el análisis de las frecuencias mediante la construcción de un simple histograma, procedimiento que reúne las propiedades de ser más sencillo y, a la vez, el más fiel de los utilizados. Creemos inadecuado el análisis mediante series de Fourier y, por tanto, todos los mecanismos que se apoyan en este método, y no por las dificultades inherentes a la limitación de los aparatos que han de realizar el estudio, sino por las características del método: por las series de FOURIER se trata de obtener las componentes de gráficas ondulantes que tienen organización periódica.

En primer lugar, la actividad eléctrica más o menos rítmica que se origina en el cerebro, no es igual a la que se origina con el empleo de generadores de corriente alterna [FORBES (18)], pero aún prescindiendo de esta particularidad, las condiciones técnicas del registro electroencefalográfico desaconsejan el análisis de FOURIER, según veremos a continuación: Recordemos que el inmenso número de neuronas (10, 9) que actúan como generadores de la energía eléctrica cerebral, rara vez descargan sincrónicamente [LI (35)], estas descargas se transmiten a través de los miles de metros de conductor que constituyen los circuitos interneurales y a través de la masa cerebral; a la actividad neuronal han de sumarse los potenciales originados por la glia [TASAKI y CHANG (51)]. Neuronas, glia y circuitos interneuronales dan origen a campos tridimensionales, interferidos por ondas planas que en parte van ligadas al ritmo de aquellas dentro de los circuitos de regulación y en parte irrumpen en dichos campos en forma anárquica al corresponder a señales entero o exteroceptivas. Estos potenciales que laten rítmica y anárquicamente, crean un campo de fuerzas en la superficie craneal. Pues bien, el electroencefalógrafo selecciona y registra gráficamente solamente un determinado tipo de fenómenos y no su totalidad. Aún cuando este hecho no reste importancia al valor que como auxiliar de la clínica tiene el electroencefalograma, sí en cambio canaliza el método de llevar a cabo su estudio toda vez que las variables que ofrece son, dentro de ciertos límites, artificiales como las que proporcionan la mayoría de las técnicas de análisis biológicos. Creemos que es poco científico desintegrar las expresiones gráficas de fenómenos cuya realidad ha sido deformada por las características técnicas que condi-

cionan el registro, toda vez que si se efectúa esa elaboración nos habrá de conducir a una mayor fuente de error. Por otro lado el método de Fourier permite analizar funciones periódicas, obteniendo los coeficientes de una serie trigonométrica representativa de la misma, coeficientes que han de corresponder a frecuencias múltiplo de la fundamental y; por tanto, determinadas, siendo el resultado tanto más exacto cuanto mayor sea el número de términos de la serie. La reproducción de algunos ejemplos tomados de obras corrientes de electricidad y matemáticas, nos permitirán reforzar nuestro criterio.

COMPOSICIÓN DE ONDAS. — Recordemos que cuando dos movimientos ondulatorios recorren el mismo medio, cada punto de este medio está obligado a obedecer simultáneamente a las acciones procedentes de los dos centros de perturbación y, por tanto, a la resultante vectorial de ambas.

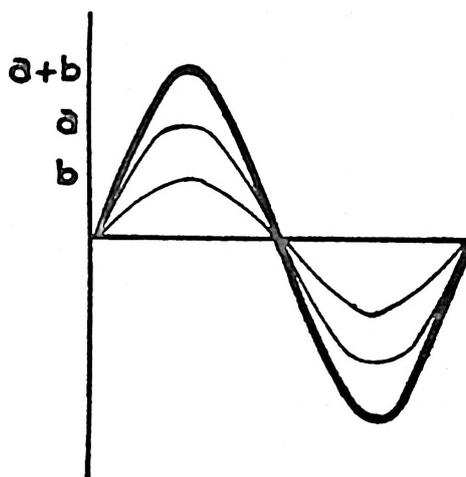


Fig. 1

a) Si dos ondas en fase, del mismo período, se encuentran (fig. 1), la resultante es otra onda en fase con ellas, de igual período, pero de amplitud suma.

$$X = x_1 + x_2$$

$$x_1 = a \cdot \text{sen. } 2\pi \frac{t}{T} = a \cdot \text{sen. } \omega t$$

$$x_2 = b \cdot \text{sen. } 2\pi \frac{t}{T} = b \cdot \text{sen. } \omega t$$

$$X = a \cdot \text{sen. } 2\pi \frac{t}{T} + b \cdot \text{sen. } 2\pi \frac{t}{T} =$$

$$(a + b) \text{sen. } 2\pi \frac{t}{T} = (a + b) \text{sen. } \omega t$$

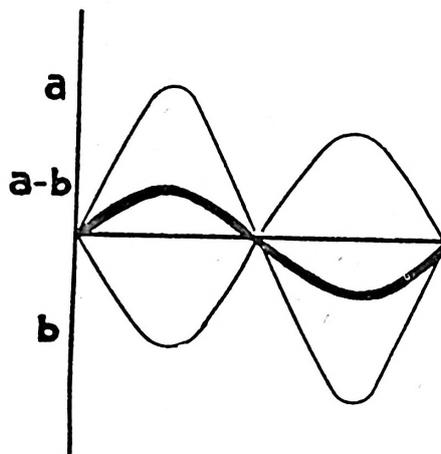


Fig. 2

b) Si las ondas se encuentran en oposición de fase (fig. 2), la resultante es otra onda de igual período y en fase, pero de amplitud diferencia

$$X = x_1 - x_2$$

$$x_1 = a \cdot \text{sen. } \omega t$$

$$x_2 = b \cdot \text{sen. } \omega t$$

$$X = (a - b) \text{sen. } 2\pi \frac{t}{T} = (a - b) \text{sen. } \omega t$$

c) Cuando estas ondas en oposición de fase son de igual amplitud,  $a = b$ , la resultante es de amplitud igual a 0, y su representación gráfica se superpone a la línea isoelectrónica.

d) Mantengamos la misma frecuencia, pero hagamos que ambas ondas se encuentren fuera de fase (fig. 3).

$$\left. \begin{array}{l} x_1 = a \cdot \text{sen. } (\varphi + \omega t) \\ x_2 = b \cdot \text{sen. } \omega t \end{array} \right\} \text{valores instantáneos}$$

$$X = a \cdot \text{sen. } (\varphi + \omega t) + b \cdot \text{sen. } \omega t$$

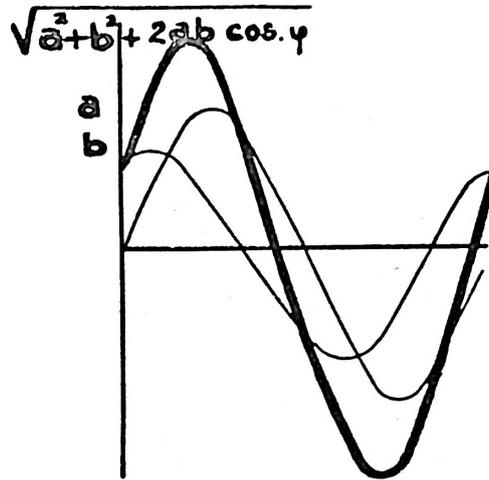


Fig. 3

El valor máximo será igual a la suma geométrica de los valores máximos de las componentes. Se suman aritméticamente los valores instantáneos.

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab. \cos. \varphi}$$

$$X = c. \text{sen.} (\varphi + \omega t)$$

e) Hagamos ahora, que dos trenes de ondas, arranquen en fase, pero siendo la frecuencia de la onda más rápida múltiplo de la menor (figura 4).

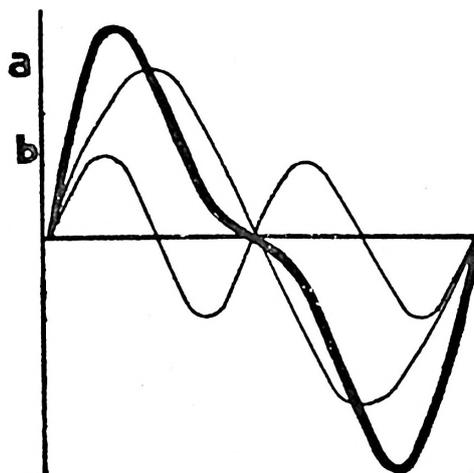


Fig. 4

a = amplitud de la onda fundamental, llamada primera armónica.

b = amplitud de la onda superior, o segunda armónica.

	<i>velocidad angular</i>	<i>frecuencia</i>
a	$\omega = 2\pi f.$	f.
b	$2\omega = 2(2\pi f)$	2f

$x_1 = a. \text{sen. } \omega t$  } valores instantáneos  
 $x_2 = b. \text{sen. } 2\omega t$  }

La resultante es la curva irregular de la figura citada.

f) Si hacemos que los trenes de ondas no arranquen en fase, tal como ocurre en la figura 5, conservando las características de frecuencia anteriores, obtendremos una mayor irregularidad.

$$x = a. \text{sen. } (\varphi_1 + \omega t) + b. \text{sen. } 2(\varphi_2 + \omega t)$$

$$\varphi_1 = 0 \quad ; \quad \varphi_2 = \frac{1}{8} \text{ de período de la 1.ª armónica} = 45^\circ$$

$$\begin{aligned} x &= a. \text{sen. } (0 + \omega t) + b. \text{sen. } 2(45^\circ + \omega t) = \\ &= a. \text{sen. } \omega t + b. \text{sen. } (90^\circ + 2\omega t) = \\ &= a. \text{sen. } \omega t - b. \text{cos. } 2\omega t \end{aligned}$$

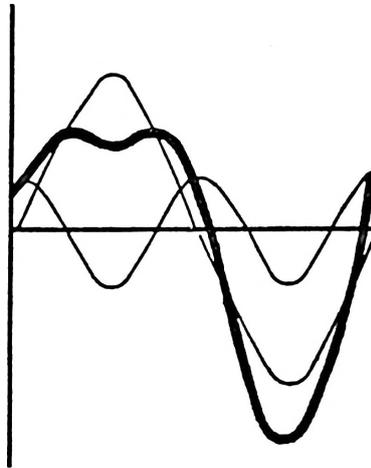


Fig. 5

g) Si sumamos a la fundamental una armónica superior, de frecuencia triple (figura 6)

$$\begin{aligned} x_1 &= a. \text{sen. } (\omega t) \\ x_2 &= b. \text{sen. } 3(\omega t) \\ X &= a. \text{sen. } \omega t + b. \text{sen. } (3\omega t) \end{aligned}$$

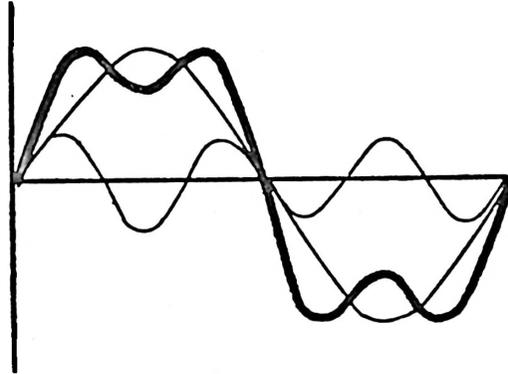


Fig. 6

h) Sumando las 1.<sup>a</sup>, 3.<sup>a</sup> y 9.<sup>a</sup> armónicas con defasajes (figura 7)

$a = 0$ ;       $b = 30^\circ$ ;       $c = 20^\circ$

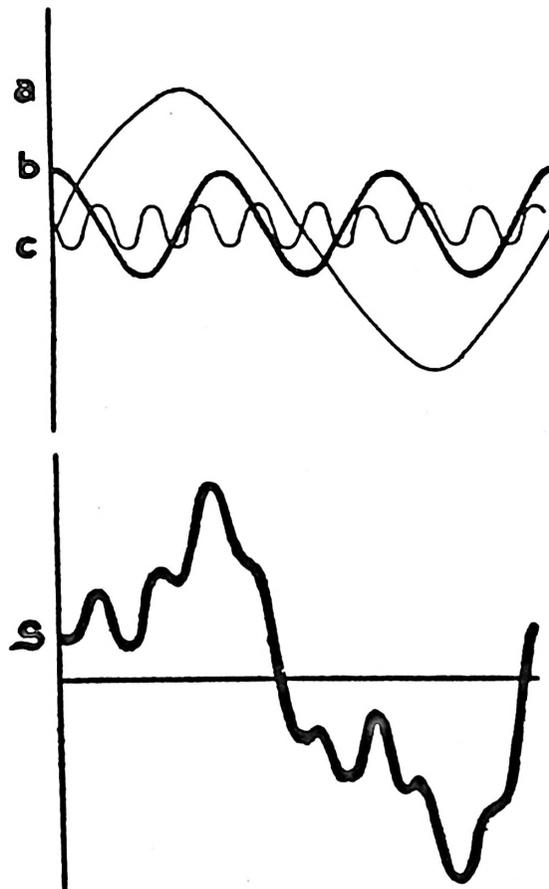


Fig. 7

la ecuación toma la forma

$$\begin{aligned} x &= a. \text{sen. } (0 + \omega t) + b. \text{sen. } 3 (30^\circ + \omega t) + \\ &\quad + c. \text{sen. } 9 (20^\circ + \omega t) = \\ &= a. \text{sen. } \omega t + b. \text{sen. } (90^\circ + 3 \omega t) + \\ &\quad + c. \text{sen. } (180^\circ + 9\omega t) = \\ &= a. \text{sen. } \omega t + b. \cos 3\omega t - c. \text{sen. } 9\omega t \end{aligned}$$

que da origen a la curva  $S$  de la figura 7, llamada en Física onda múltiple, que corresponde a la onda polirrítmica del E.E.G.

**ANÁLISIS ARMÓNICO.** En esta rápida visión de síntesis, se llega a la conclusión de que sumando determinadas funciones seno y coseno, podemos obtener funciones periódicas más o menos complejas; por lo tanto, en presencia de una función periódica, puede operarse en sentido inverso, estando admitida la existencia de una serie trigonométrica que corresponda a la función que se quiere analizar.

$$f(t) = K_0 + a_1 \cos. t + b_1 \text{sen. } t + a_2 \cos. 2t + b_2 \text{sen. } 2t + \dots \\ + a_n \cos. nt + b_n \text{sen. } nt + \dots$$

la cual reproducirá con tanta mayor fidelidad la curva a analizar cuanto mayor sea el número de términos de la serie.

El cálculo de los coeficientes se logra integrando la serie término a término, lo cual está permitido de acuerdo con el teorema de DIRICHLET.

$$\int_0^{2\pi} f(t) dt = \int_0^{2\pi} (K_0 + a_1 \cos. t + b_1 \text{sen. } t + \dots) dt$$

todos los términos en seno y coseno se anulan quedando la igualdad reducida a

$$\int_0^{2\pi} f(t) dt = \int_0^{2\pi} K_0 dt = 2\pi K_0$$

donde

$$K_0 = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} f(t) dt$$

valor que se obtiene por medio de un planímetro.

El cálculo de un término cualquiera  $a_n$ , se obtiene multipli-

cando por  $(\cos. nt)$  ambos términos. Integrando, se anulan todos los términos excepto el término en  $a_n$ .

$$\int_0^{2\pi} f(t) \cos. nt dt = \int_0^{2\pi} a_n \cos.^2 nt dt =$$

$$= \frac{a_n}{2} \int_0^{2\pi} dt + \frac{a_n}{2} \int_0^{2\pi} \cos. 2nt dt = \frac{a_n}{2} \int_0^{2\pi} dt = \frac{a_n}{2} \left( t \right)_0^{2\pi} = a_n \pi$$

$$a_n = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} f(t) \cos. nt dt$$

Este cálculo analítico puede ser reemplazado por un procedimiento gráfico. Exponemos a continuación uno de los métodos más sencillos [BERTRAND y LAPAPE (7)] : se efectúa la ampliación fotográfica del grupo que se pretende analizar hasta que su eje horizontal alcance un número de milímetros múltiplo o divisor de  $360^\circ$ , con el fin de facilitar el cálculo.

Se determina el eje medio de manera que la superficie limitada entre dicho eje y el segmento de curva que está por encima, sea igual a la limitada con el de abajo,  $S = S'$ , lo cual se determina por tanteo auxiliándose de un planímetro.

Para mayor simplificación del gráfico tomamos como longitud del eje medio, la de 180 mm ; la dividimos en 12 partes, cada una de las cuales tendrá 15 mm y como el total es  $2\pi = 360^\circ$ , cada segmento equivale a  $30^\circ$  ( $1 \text{ mm} = 2^\circ$ ). La división se hace más fina si se quiere obtener mayor aproximación.

En cada punto de división se eleva una perpendicular y se enumeran éstas de 0 a 12.

La primera perpendicular se divide hacia arriba y hacia abajo tomando valores naturales de los senos de  $30^\circ$  en  $30^\circ$ , por ejemplo :

sen. 30	—————	0,50	—————	50 mm
sen. 60	—————	0,867	—————	86,7 mm
sen. 90	—————	1,00	—————	100 mm

eligiendo una escala que permita a los extremos estar por encima de la amplitud máxima de la curva (figura 8).

Se traza desde el punto  $a$ , rectas que lo unan a los puntos en que la curva corta a los ejes verticales 1, 2, 3, .. .....12,

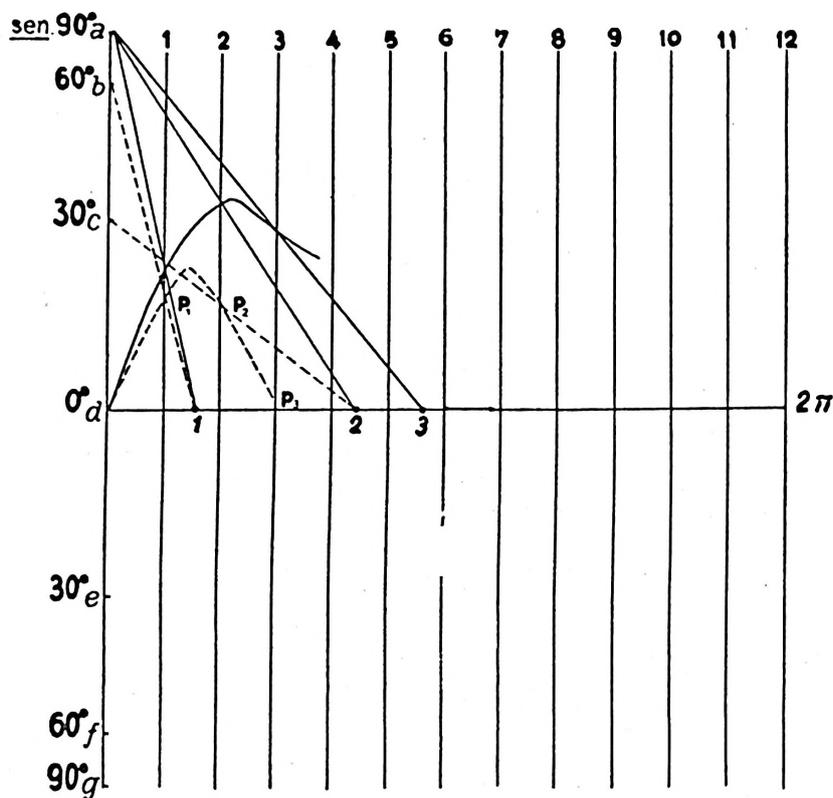


Fig. 8

prolongándolas hasta el eje medio horizontal, y designando, cada una de estas últimas intersecciones, con los números correspondientes al eje vertical cortado 1, 2, etc.

Para cada componente se deduce el coeficiente de la función seno y de la coseno en la siguiente forma :

**TRAZADO DE LA COMPONENTE I. Coeficiente en coseno :** se unen los puntos 0, 1, 2, 3, ..... $\dots$  determinados sobre el eje principal, con los puntos  $a$ ,  $b$ ,  $c$ , respectivamente, siguiendo este orden hasta  $g$  continuando la unión de  $g$  hasta  $a$ . La línea  $1b$  cortará al eje 1 en un punto  $p_1$ , la  $2c$  en el punto  $p_2$ , la  $3d$  en el  $p_3$  ..... unidos los puntos 0,  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  ..... etc., darán origen a la curva coseno.

**Coeficiente seno :** Se hace lo mismo empezando por el origen  $d$  hacia  $a$ , se sigue de  $a$  hacia  $g$  y de  $g$  hacia  $a$ .

Construidas las curvas seno y coseno, se integran cada una de ellas con un planímetro, obteniéndose así una superficie  $S_1$  para el primer coeficiente y  $S_2$  para el segundo.

Se dividen  $S_1$  y  $S_2$  por la longitud del segmento de eje horizontal que comprende la curva, en este caso 180 si el área viene dada en  $\text{mm}^2$ , y su producto multiplicado por 2 será el valor de cada coeficiente :

$$2 \times \frac{S_1}{180} = a; \quad 2 \times \frac{S_2}{180} = b; \quad a \text{ sen } \omega t + b \text{ cos } \omega t.$$

COMPONENTE II Y SIGUIENTES. — Para la componente II se unen los puntos, saltando una letra,  $a$  con 0,  $c$  con 1, etc. En la componente III se saltan dos letras y así sucesivamente, siguiendo el mecanismo anterior. De esta forma al llegar al punto final del eje horizontal se habrá recorrido doble o triple número de veces el vertical. Obtenidos así los coeficientes, se compone la suma de funciones seno y cosenos  $f(t) = K_0 + a_1 \text{ sen. } \omega t + b_1 \text{ cos. } \omega t + a_2 \text{ sen. } 2 \omega t + b_2 \text{ cos. } 2 \omega t + \dots$  y el problema queda resuelto con cierto grado de aproximación.

ESPECTRO DE FRECUENCIAS. — Supongamos resuelto totalmente un problema en el que la función analizada corresponda a la fórmula :

$$f(t) = \text{sen. } \omega t + 7 \text{ sen. } 2 \omega t + 18 \text{ sen } 3 \omega t + 56 \text{ sen. } 4 \omega t + 19 \text{ sen. } 5 \omega t + 5 \text{ sen. } 6 \omega t + 3 \text{ sen. } 7 \omega t$$

y que la frecuencia fundamental sea de 2 c/s, existirá la correspondencia entre frecuencias y coeficientes que se observa en la tabla I, con la cual se construye el espectro de frecuencias de

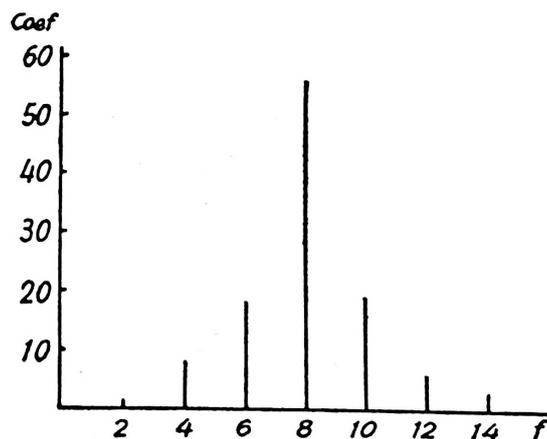


Fig. 9

la figura 9. De una y otro, se deduce, que en la organización de la función ondulante estudiada, la mayor amplitud corresponde a la componente de frecuencias 8 c/s, o, utilizando la expresión de WALTER, que en dicha organización, interviene una mayor cantidad de potencial con frecuencia 8 c/s.

TABLA I

Frecuencias	1	4	6	8	10	12	14
Coefficientes	2	7	18	56	19 <sup>o</sup>	5	3

Visto lo expuesto se comprende que tanto la resolución analítica como la gráfica son excesivamente laboriosas para poder ser efectuadas de manera rutinaria, debiendo recurrir al empleo de analizadores armónicos que resuelven automáticamente el problema siempre que esta especial forma de estudio esté indicada; pero insistimos, en que por este procedimiento se determinan solamente los coeficientes de la serie de Fourier que han de corresponder a frecuencias múltiplos de la fundamental, y que el campo de su aplicación se limita a las funciones periódicas, no siendo aconsejable, como hemos dicho, para el análisis del electroencefalograma.

FUJIMORI (19), efectúa un estudio comparativo entre las curvas que se obtienen realizando el análisis de un mismo segmento de trazado con el analizador, matemáticamente y mediante el histograma de frecuencias, pudiéndose observar con claridad la gran separación de los valores relativos obtenidos en el cómputo de las frecuencias extremas lentas o rápidas, cuando se emplea el analizador. Por otra parte, este particular incremento de las frecuencias extremas obtenido con el analizador, fluctúa de acuerdo con el número de términos de la serie, mientras que en el histograma no hay fluctuación posible, puesto que se organiza a partir de un simple contage de frecuencias. Además —y a esta opinión se suman FUJIMORI (19)— a la dificultad de comprensión de la curva resultante del análisis de Fourier se opone la facilidad de interpretación del histograma por la estrecha relación que guarda con la expresión directa del E. E. G.

Con esta rápida revisión de síntesis y análisis pretendemos solamente resaltar, una vez más, lo inadecuado de las series de Fourier para el estudio del electroencefalograma, al mismo tiempo que hacemos hincapié en que el método que presta mayor utilidad para este análisis es el que se apoya en la construcción de histogramas. Pero hasta aquí nos hemos referido a la frecuencia de los cambios de potencial originados en el cerebro

que recoge el electroencefalógrafo, y el análisis del electroencefalograma comprende, además del estudio mencionado, el de la amplitud, de la organización de la actividad husiforme, de la simetría de la uniformidad y periodicidad de las pulsaciones, de la organización topográfica específica, etc. Todas estas variables, y funciones, unidas a las pruebas de elasticidad funcional que nos proporciona la reactividad ante distintos estímulos, constituyen fuentes de información estáticas y dinámicas, indispensables para valorar el grado de maduración cerebral, a partir del trazado electroencefalográfico.

De acuerdo con lo dicho, cada una de las citadas variables que por la cualidad de su incidencia se rige por las leyes de los fenómenos aleatorios, debe ser tratada estadísticamente y así lo hacemos nosotros, pero no es nuestro propósito en este primer trabajo estudiar con detalle cada una de las facetas citadas, limitándonos a comentar algunos aspectos estadísticos de determinadas variables, y prescindiendo totalmente de la reactividad.

Aplicación del análisis al estudio del E. E. G. en el período evolutivo. — La más expresiva de las variables a estudiar en el electroencefalograma es, sin duda, la frecuencia de las pulsaciones eléctricas.

De acuerdo con el criterio de análisis expuesto anteriormente, su estudio lo efectuamos a través de la construcción del histograma de porcentajes de frecuencias. Esta construcción nos permite observar la dispersión de las frecuencias del trazado, y cómo se distribuye cada una de las que lo componen; deducir la frecuencia que corresponde a la moda, y el grado de asimetría creado por la preponderancia de los grafoelementos lentos o rápidos. Permite también calcular la media, y el desvío standar. Para establecer las condiciones del normotipo, se han tratado estadísticamente las modas, las medias, y los desvíos standar, obtenidos a partir del estudio individual, calculando los valores medios del conjunto y su variabilidad.

EVOLUCIÓN DE LAS FRECUENCIAS EN ÁREAS PARIETO-OCCIPITALES. — Esta forma de conducirnos en el análisis de la frecuencia nos permite deducir las siguientes particularidades:

En el feto, cuya edad más temprana explorada por nosotros corresponde a un prematuro de cuatro meses y medio de vida intrauterina, y a las dos horas de vida fuera del claustro materno, el trazado, plano, con desviaciones imperceptibles respecto a la línea isoelectrica, se hacen mal analizables. Hasta la edad de 7 meses, persiste el trazado llamado inactivo. Entre los 7-8 meses adquiere características próximas a la del recién nacido (14, 15, 40). Se observa ocasionalmente durante el primer período de inactividad y aún hacia los seis meses fetales, ráfa-

gas de reducido número de elementos regulares, de frecuencia  $\theta$ , próximas a 4-6 c/s y bajo voltaje, que nosotros encontramos siempre precediendo a movimientos espasmódicos del prematuro.

Las características bioeléctricas del r. n. que exponemos, corresponden solamente al estado de vigilia. Debemos recordar que es difícil conocer si el recién nacido está en vigilia clara o en somnolencia. Observaciones continuadas de un mismo recién nacido, nos han permitido deducir que existen momentos en que permaneciendo con los ojos abiertos el trazado es similar al del sueño. En principio no se puede calificar de trazado de vigilia, el recogido de un recién nacido que ha cerrado sus ojos espontáneamente, aunque chupetee y se mueva. Con estas bases reales, se comprenderá por qué discrepan los datos que exponemos a continuación con gran parte de los que se recogen en la bibliografía sobre el tema (9, 12, 14, 15, 22, 25, 26, 27, 30, 36, 37, 39, 40, 41, 46, 47, 48, 49, 50, 52, 57). Incluso discrepan con la opinión sustentada por nosotros anteriormente (52).

Para nosotros se caracteriza fundamentalmente el trazado E. E. G. del r. n., por la gran dispersión de la clase de frecuencias que lo integran. Grafoelementos cuya frecuencia oscila desde la banda delta a la beta, se entremezclan anárquicamente sin llegar a organizarse rítmicamente ni aún en pequeños segmentos de trazado. La curva de porcentajes de las frecuencias registradas, es asimétrica, retrasándose la moda con respecto a la media hacia la banda más lenta en cuyo sentido se hace escarpada y extendiéndose con menor pendiente hacia los ritmos más rápidos. Esto hace que al normalizar la curva se obtenga una media de 6,8 c/s y un desvío estándar  $\sigma = 2$ , que marca un valor de las frecuencias a la distancia  $-2\sigma = 2$  c/s, frecuencias no encontradas nunca por nosotros en el electroencefalograma normal de la vigilia del recién nacido. Hemos llamado la atención anteriormente [TEJEIRA (53)] sobre la coincidencia de estos resultados y los obtenidos al analizar el primer registro del Atlas de Gibbs refiriendo al lector a dichos trabajos.

Hacia la primera semana la frecuencia media se hace ligeramente más lenta  $F_m = 6,3$  c/s, pero la dispersión es menor, obteniéndose un desvío estándar  $\sigma = 1,8$ .

A partir de la primera semana, y hasta la edad de 10 años, la evolución de la frecuencia puede representarse con poco error por una función lineal de pendiente aproximada 0,3.

Esto nos permite determinar con gran aproximación la frecuencia media dentro de este período, que es el más variable, sólo con retener la media inicial, aproximadamente 6 c/s, y el coeficiente, porque hay que multiplicar la edad, para sumar este

producto a dicha media. De esta forma, a los cinco años, la frecuencia media será  $F_m = 6 + 0,3 \times 5 = 7,5$  c/s, y a los 10 años  $F_m = 6 + 0,3 \times 10 = 9$  c/s.

La dispersión, en cambio, no sigue la misma ley, disminuyendo más rápidamente en las primeras edades: En la primera semana, 1,8; a los 5 años 1,4 y a los 10 años 1,1.

En el intervalo comprendido entre los 10 y los 20 años solamente se gana un ciclo por segundo en la media, pero los límites de dispersión se reducen considerablemente, alcanzando a los 30 años la máxima estabilidad, con una media para los normotipos dentro de nuestro ambiente de 10 c/s, y un desvío standar  $\sigma = 0,7$ .

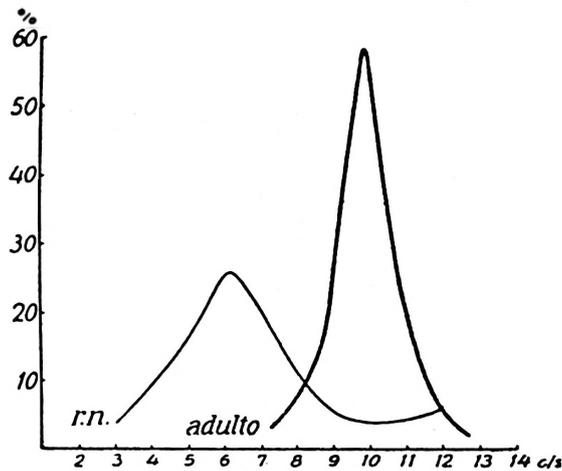


Fig. 10

La figura 10 da una idea clara de las modificaciones de los porcentajes de frecuencias que se han operado sobre áreas occipitales desde el período de recién nacido hasta la madurez. La figura 11 recoge actividad de vigilia, somnolencia y sueño de un niño en el final de su primera semana de vida. Se observa en este caso ya tan precozmente un intento de organización sinusoidal sobre la derivación témporo-temporal en estado de somnolencia y una intensa reacción de desincronización por estímulo luminoso (fig. 12) y acústico (fig. 13), a partir de estado de sueño ligero. En este último trazado se registra el complejo K inicial, una corta depresión, un brote de regularidad aceptable a 4 ó 5 c/s seguida de desincronización generalizada que persiste algunos segundos después de suspender el estímulo. La figura 14 recoge un trazado de adulto de 22 años normal, con frecuencia  $\alpha$  de valor medio de 10 c/s poco dispersa y muy buena diferenciación regional.

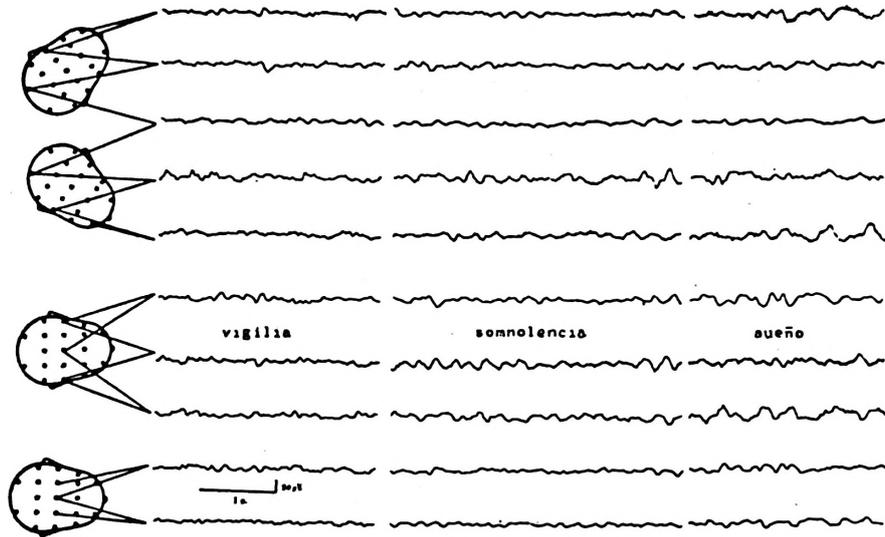


Fig. 11

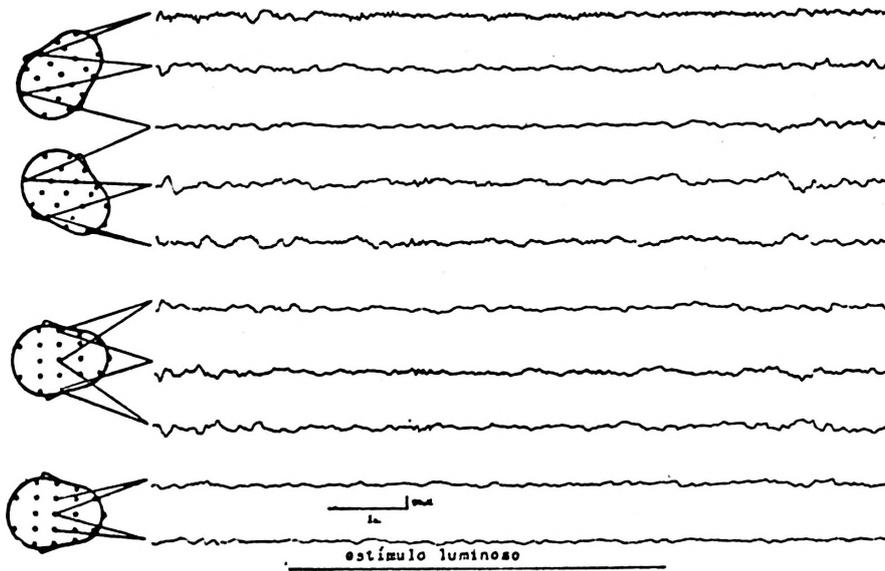


Fig. 12

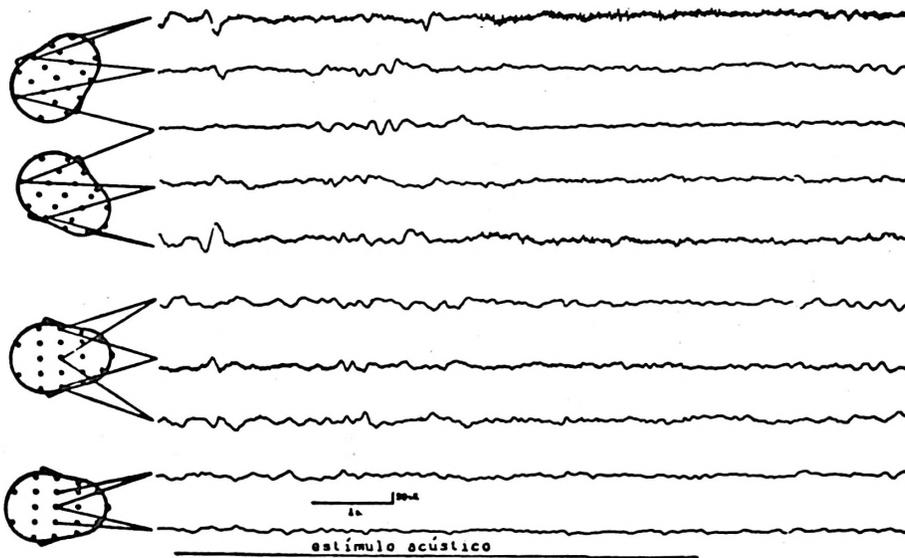


Fig. 13

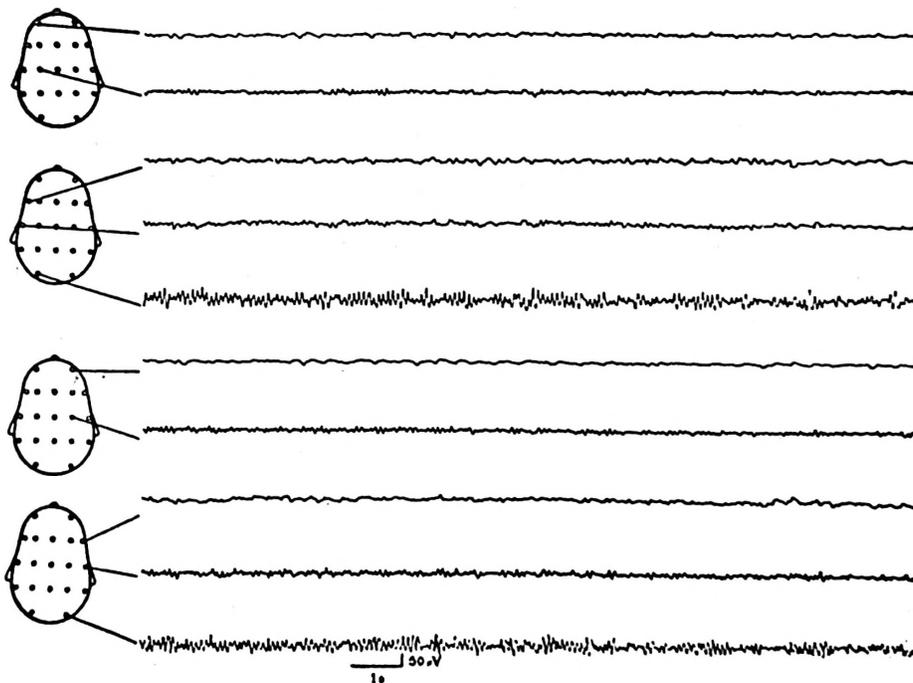


Fig. 14

Es altamente expresiva la relación que existe entre el %  $\alpha$  y %  $th$  a través de la edad : mientras que en el período de recién nacido el porcentaje  $th$  es superior al doble del alfa, ya a la edad de los 6 años se invierte el cociente, acercándose a infinito a partir de los 12 años. La curva responde a una ecuación exponencial con asintota paralela al eje  $oy$  para un valor de  $X$  próximo a los 15 años.

ÍNDICE UTILIZADO POR NOSOTROS. — Como hemos dicho anteriormente, consideramos con poco valor discriminativo o excesivamente artificioso —y por eso no los hemos comentado—, a los índices de maduración cerebral o de desvío de la normalidad que se han propuesto hasta el momento incluyendo el nuestro (51), pero en cambio creemos de gran utilidad (ocupándonos actualmente en el estudio de su variabilidad en los normales), al cociente entre las frecuencias inferiores ( $Fl$ ) y superiores ( $Fr$ ) a la media correspondiente a la edad del explorado  $M$ .

$$\varphi = \frac{Fl < M}{Fr > M}$$

Su valor para el control de una posible lentificación o recuperación en la evolución de un trazado de sufrimiento cerebral, salta a la vista por el gran desvío con respecto a la unidad que arroja dicho cociente al menor grado de lentificación.

ORGANIZACIÓN Y ESTABILIZACIÓN DEL RITMO (SIMETRÍA ENTRE ÁREAS HOMÓLOGAS, REGULARIDAD DE LA ACTIVIDAD EN EL TIEMPO Y FORMACIÓN DE LOS HUSOS). — El primer esbozo de organización rítmica corresponde aproximadamente a los tres meses de edad postnatal, observándose la presencia esporádica de cortas ráfagas regulares de frecuencia algo inferior a la media.

A medida que se aproxima el niño a la edad de un año, se organiza en mayor extensión y con más persistencia la ritmicidad de la actividad bioeléctrica, pero a esa edad, todavía existe una gran asimetría entre la periodicidad de las descargas recogidas sobre las áreas homólogas. Dichas descargas se suceden a uno y otro lado variando en frecuencia y amplitud, y es casual que coincidan morfológicamente en el tiempo y en el espacio. Hacia los cinco años se empiezan a recoger ráfagas simétricas, cada vez más próximas, separadas por extensos segmentos irregulares, en que los grafoelementos gravitan por encima o por debajo de la línea base, no lográndose la simetría perfecta hasta la madurez total, en cuyo momento se puede observar la presencia de ráfagas husiformes continuadas y sincrónicas (30

años). Lo más tardío en establecerse es la regularidad de la actividad a lo largo del tiempo, siendo la periodicidad en las descargas husiformes la característica que habla en favor de una mayor estabilidad bioeléctrica cerebral. Pero esta organización rítmica en el tiempo, es imposible de conseguir en el individuo sano y vigil. Organizado simétricamente el electroencefalograma, a la edad de la madurez somática y psíquica, persiste la falta de periodicidad en la aparición de los husos (tal vez ligada a la variación constante de las condiciones en que se realiza la exploración, nunca libres de estímulos, al menos procedentes del medio interno) y persiste al mismo tiempo la inestabilidad de la media — más aún de la moda — cuando se estudia a intervalos de tiempo moderados [WALTER (60)].

**CARACTERÍSTICAS DE LA AMPLITUD.** — Habitualmente se califica el trazado del recién nacido inmaduro como aplanado. La amplitud del recién nacido a término es tan variable como las frecuencias, pero los límites entre los cuales se mueve son muy próximos, 5-25  $\mu\text{V}$ ., predominando las amplitudes próximas a los 10  $\mu\text{V}$ . A medida que transcurre el tiempo, va aumentando el voltaje en áreas posteriores, pero este incremento de voltaje se hace poco manifiesto hasta cumplir los dos primeros meses de edad, observándose a los tres meses numerosos grafoelementos que doblan la amplitud máxima del recién nacido. Los potenciales crecen progresivamente llegando al máximo hacia los cinco años con cifras que pueden alcanzar los 120  $\mu\text{V}$ . y decreciendo más lentamente a partir de esta edad, no sobrepasando los normotipos maduros la amplitud máxima de 70  $\mu\text{V}$ .

Pero es, sin duda, la amplitud la variable menos uniforme dentro de los electroencefalogramas correspondientes a individuos considerados como normales. Se observa, en efecto, cierta correlación entre las características temperamentales de la persona, y el complejo «frecuencia-amplitud» que no nos corresponde estudiar, pero que debemos señalar para que no se ligue la maduración a los valores absolutos de la amplitud. El E. E. G. de determinados individuos recoge actividad de bajo voltaje a lo largo de todo el período de maduración aunque sigue la ley general señalada, en valores relativos; curva con máximo a los cinco años y asíntota paralela al eje ox.

**ORGANIZACIÓN DE LA ACTIVIDAD ESPECÍFICA REGIONAL.** — Inversamente a lo que ocurre con la distribución de las frecuencias cuya dispersión disminuye con la edad, la organización topográfica específica se va diferenciando progresivamente alcanzando el máximo de especificidad con la maduración. En el re-

cién nacido no existen diferencias sensibles entre los trazados de las distintas regiones. No se puede asegurar que la organización rítmica más precoz corresponde a las áreas motoras. Las áreas que primeramente se diferencian son las áreas occipitales, incrementándose progresivamente esta diferencia hasta la edad adulta. Se inicia la diferenciación hacia los tres meses de edad, consistiendo fundamentalmente, dentro de la primera etapa, más en las modificaciones de la amplitud y de la regularidad que en la incidencia de determinadas frecuencias. Progresivamente con la edad, se hacen más acusadas las diferencias de voltaje, incrementándose relativamente los ritmos más rápidos en las áreas anteriores con respecto a las áreas occipitales.

Consideramos que los datos que proporcionan la máxima expresividad diferencial electroencefalográfica dentro de los trazados considerados como normales son los que se refieren a la determinación de los incrementos de desvío en amplitud y frecuencia de la actividad eléctrica de las distintas áreas, con respecto a la registrada en áreas occipitales (región cerebral donde se puede conseguir el máximo reposo en vigilia), y al estudio de las envolventes de los husos, a los que nosotros llamamos macroondas. Los resultados que durante el período evolutivo arroja el estudio de estas particularidades, y el de cada una de las variables expuestas — que solamente hemos esbozado —, así como el del índice de normalidad propuesto, serán publicados en trabajo aparte dado su gran volumen iconográfico.

### Resumen

Se resalta el interés del estudio analítico del E.E.G. para conseguir una mayor información de los registros y, por tanto, una mejor valoración clínica de los mismos. Después de examinar los diferentes métodos que se han propuesto hasta ahora, se considera de elección el análisis por medio de histogramas de frecuencias y de las demás variables que concurren a la organización del E.E.G. Aplicando este método se puntualizan las particularidades del E.E.G. normal evolutivo, frecuencia, amplitud, regularidad, simetría, organización topográfica específica, etc., expresando la variación de la frecuencia media ( $F_m$ ), a la que se juzga como característica más expresiva en el estudio analítico del E.E.G., a lo largo de las distintas edades ( $E$ ) por medio de la función lineal:  $F_m = 6 + 0,3 \times E$ . Se estudia la gran utilidad del índice ( $\varphi$ ) —propuesto por el autor— de relación de frecuencias inferiores  $F_l$  y superiores  $F_r$  a la media  $M$  que corresponde a la edad del explorado

$$\varphi = \frac{F_l < M}{F_r > M}$$

El valor de este índice para las exploraciones E.E.G. de control es evidente por el gran desvío con respecto a la unidad que arroja la función

al menor grado de lentificación de las frecuencias. Revisados los distintos criterios que se mantienen en cuanto a maduración bioeléctrica cerebral, el autor expone la siguiente aportación personal. Los datos que proporcionan la máxima expresión diferencial electroencefalográfica, dentro de los trazados considerados como normales, son lo que se refieren a la determinación de los incrementos de desvío en amplitud y frecuencia de la actividad de las distintas áreas con respecto a la registrada en áreas occipitales (región donde se consigue el máximo reposo funcional en las condiciones standard de exploración E.E.G.) y con respecto también al estudio de las envolventes de los husos a las cuales el autor llama macro-ondas.

### Summary

#### E.E.G.: Physical-mathematical analysis

The interest of analytical studies of electroencephalographic record which considerably increase the information which they give to the clinic, stands out. When the time comes to choose the method to be used in the analysis of the E. E. G. it is to be remembered that this is not the real expression of the phenomena which are defined in inside of the brain, nor even of the variations of the field which take place on its surface. We must take into account the figure of  $10^9$  neurones which act as generators of electric energy which rarely discharge synchronically, and also the thousands of metres and the complexity of the interneuronal circuits, together with potentials originated by the glia bringing on threedimensional fields interrupted by plane waves which go partly in relation to the rhythm of those which are within the circuits of regulation and partly interrupt those fields in an anarchial form corresponding to signals originated by the sensory stimuli. Potentials which rhythmically or anarchially create a field of force on the cranial surface, of which the electroencephalograph selects and registers only one special type of phenomenon. The whole group and each separate one of the variable which it registers has to be estimated for its real value as it is not very scientific to break up the graphic expressions of a phenomenon whose real form has been deformed by the technical characteristics which condition the recording; on the other hand, the introduction in certain cases of pace to integration is very useful.

The method of analysis is not only considered advisable but also indispensable, the histogram of the frequencies and the other variably which occur in the organization of the E. E. G. being the simplest.

The analytical solution, like the graph, is far too laborious to be done in a routine way. These and the mechanical method

only determine the coefficients of the *integral of Fourier* which must correspond to multiple frequencies of fundamental frequency, therefore these methods can only be applied to periodical functions but it is not advisable for the analysis of the E. E. G. Since the electrocerebral phenomena are not the same as those which originate with the use of A/C generators, the simple inspection of the curves obtained by the making of the analysis of the same segment of the records with the analyzer, mathematically and by means of the histogram of frequencies show, with clarity, how much the relative values obtained in the computation of the slow or rapid extreme frequencies separate. This particular increase in the extreme potentials obtained with the analyzer, fluctuate according to the number of terms of the series, while in the histogram there is no possible fluctuation since it is organized by a simple count of frequency. The result of the histographic analysis keeps a close relation with the direct expression of the electroencephalogram so that it is easier to understand that the curve obtained by the analysis of the Fourier series.

The method chosen in the analysis of the frequencies of the E. E. G. enables us to deduce the following :

In the fetus, whose earliest age, in our explorations, corresponds to a premature one of four and a half months, and two hours after its life out of the maternal claustrum, the graph, being almost a electrical silence is very difficult to analyze. Up to six months of life in the womb the inactive records persists. Between seven and eight months it takes on characteristics very similar to those of newborn, even if occasionally during the inactive period and even towards six fetal months, outbursts of regular elements of theta frequency — and low voltage are observed—, always preceding spasmodic movements of the premature. The bioelectric characteristics of the newborn always correspond to the state of being awake, a state which is difficult to recognise as even with the eyes open, graphs similar to those of sleep are obtained. With these real bases it can be understood why the data which we give differ from a large part included in the literature referring to this subject and even from the opinion we held in 1955.

Fundamentally the E. E. G. record of the newborn is characterized by the great dispersion of the class of frequencies which make it up, oscillating from delta to beta band, intermixing anarchially without reaching a rhythmical organization. The curve of distribution of frequencies is asymmetric, the mode falling back in relation with the average towards the slowest band in whose direction it becomes sharper and extends

with a more gradual dip towards the more rapid rhythms. The result of this is that on the curve becoming normal an average of 6.8 c/s, is obtained and a standard deviation  $\sigma = 2$  which marks a value of the frequencies at the distance  $-2\sigma = 2$ , frequencies which we did not find in the normal E. E. G. of the vigil of the newborn. Attention is drawn to the coincidence of these results with the ones obtained on analyzing the first register of Gibbs Atlas.

In the first week of life the average becomes slightly slower (average 6.3 c/s) but the dispersion is better, with a standard deviation  $\sigma = 1.8$ . From the first week on, and up to ten years of age, the evolution of the frequency could appear, with a very slight error, as a lineal positions with a dip of approximately 0.3. This permits to determine with great approximation the average frequency of this period which is the most variable, by having only the initial average, approximately 6 c/s, and the coefficient by which the age must be multiplied, in order to ad this product to the said average. That is to say, expressed in mathematical law :

$$F_m = 6 + 0.3 \times E$$

where  $F_m$  is the average frequency and  $E$  the age.

On the other hand, the dispersion does not follow the same law, decreasing more rapidly in the early ages: in the first week 1.8: at five years of age 1.4 and at ten years of age 1.1.

In the interval between the age of ten and twenty years, only one cycle per second is gained on an average but the limits of dispersion are considerably reduced, reaching the maximum stability at thirty years of age, with an average for the normotypes within our ambient of 10 c/s and a standard deflection 0.7.

Fig. 13 of the text gives a clear idea of the modification of the percentages of frequencies which have operated from the period of the newborn until maturity.

The relation which exists between the so much per cent alfa and the so much per cent theta through the years is very expressive, while in the period of the newborn the percentage theta is higher than double that of alfa, and at six years of age the quotient is inverted, coming closes ti infinity from twelve years of age on. The curve corresponds to an exponential equation with the asymptote parallel to the axis  $OY$  for the value of  $X$  near to the age of fifteen.

The indices of cerebral maturation of deflection from the normality which has been put forward up to now are considered

of little discriminative value and even deceptive, including these of the author, but on the other hand the quotient between the frequencies above  $F_l$  and below  $F_r$  the average  $M$  is considered very useful, this latter is expressed by means of the function

$$\varphi = \frac{F_l < M}{F_r > M}$$

The value of this index for the control of a possible slowness or evolutive recuperation of an E.E.G. record of cerebral suffering is evident from the marked deflection in relation to the unity which throws the function to the least grade of modification of the frequencies. It is assigned that the first plan of rhythmical organization corresponds approximately to three months old, the sporadic presence of short regular bursts of frequency somewhat below the average being observed. On coming up to the age of one year, the pace of the bioelectrical activity becomes organized to a greater extent and with more persistence. At that age there still exists a total asymmetry between the periodical discharges picked up over homological areas. At about five years of age symmetrical bursts begin to be picked up, becoming nearer and nearer and more and more separate over extensive irregular segments, gravitating the waves above and below the base-line. Complete symmetry is not reached until total maturity, corresponding to thirty years of age: then it is possible to observe in the E.E.G. recording the presence of spindly synchronous and continuous bursts.

The characteristic which is reached in the end is the regularity of the cerebral activity all along, being the periodicity in the spindly bursts the datum which speaks under cover of a greater cerebral bioelectrical stability. This rhythmic organization of the E.E.G. of the time is impossible to get in the healthy subject while awake. At the age of psychic somatic maturity the E.E.G. recording is organized with constant variation of the conditions in which the E.E.G. record is obtained, never free of stimuli.

In the newborn the amplitude of E.E.G. is as variable as the frequencies but the limits between which it oscillates are very close (5-25 $\mu$  V). As time passes the voltage increases in posterior areas, this increment of the amplitude making itself little manifest until the first two months are completed, although at the age of three months numerous waves which double the highest amplitude of the E.E.G. record of newborn are observed.

The potentials increase little by little bringing up the maximum at about five years of age (up to  $120\mu$  V) and decrease more slowly from the same age. The maximum amplitude of E.E.G. record of mature normotypes does not surpass 70 $\mu$  V. The amplitude is the least uniform of all variables of the E.E.G within those considered as normal subjects.

The topographic specific organization of E.E.G. has a progressive differentiation bringing up the maximum specification with maturation. In the newborn there is no appreciable difference in the topographic cerebral activity. It is not possible to be sure that the most precocious rhythmic organization corresponds to the motor areas. The occipital areas are differentiated primarily this differentiation up to increasing little by little up to the adult age. This differentiation consist fundamentally, within the first stage, in the modifications of the amplitude and regularity and does not consist in the incidence of the determined frequencies.

The data which provide the maximum differential electroencephalographic expression within what are considered normal records, are determined by the increments of the deviation on amplitude and frequency of the electric activity in the different cerebral areas with regard to the activity recording occipital areas. Occipital areas are the cerebral region where it is possible to obtain the maximum functional repose while awakes. It is also very interesting to determine the above-mentioned increments with respect to the study of the encircling of the spindleless which we call macro-waves.

In another work, given the great iconographic volume, the results of the study of the analytical particularities of the E.E.G. during the evolutionary period and each of their variables, will be published.

### Bibliografía

- (1) BALDOCK, G. R., y WALTER, W. G.: *Electronic Eng.*, **18**, 339, 1946.
- (2) BARBOUR, J.: *Rev. Sci. Inst.*, **18**, 5616, 1947.
- (3) BATES, J. A. V., y COOPER, J. D.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, **7**, 137, 1955.
- (4) BEKKERING, D. H.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, **8**, 721, 1956.
- (5) BEKKERING, D. H., KAMP, A., STORM, VAN LEEUWEN, W., y WERRE, P.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, **8**, 721, 1956.
- (6) BEKKERING, J. D., CAMP, A., DE LANGE, J., STORM, VAN LEEUWEN, W., y WERRE, P. F.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, Supl. **6**, 203, 1937.
- (7) BERTRAND, I, y LACAPE, R. S.: *Théorie de l'electro-encéphalogramme*. G. Doin & Cie., París, 1943.

- (8) BRAZIER, M. A. B., y BARLOW, J. S.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 8, 325, 1956.
- (9) CAPDEVIELLE, G.: *Activité cerebrale électrique du nouveau-né*. Tesis, París, 1950.
- (10) COHN, R.: *Clinical Electroencephalography*. McGraw-Hill Book Company, Inc. New York, 1949.
- (11) CORRIOL, J.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 3, 443, 1951.
- (12) DE TONI, G.: *Minerva Pediat.*, 43, 22, 1952.
- (13) DIESCH, G.: *Pflügers Arch. ges. Physiol.*, 230, 106, 1932.
- (14) DREYFUS BRISAC, C., SAMSON DOLLFUS, D., y FISCHGOLD, H.: *Sem. Hop. Paris*, 31, 1783, 1955.
- (15) DREYFUS BRISAC, C., y BLANG, C.: *Encéphale*, 45, 205, 1956.
- (16) DROHOCKI, Z.: *Schweiz. Arch. Neurol. u. Psychiat.*, 55, 85, 1945.
- (17) ELLIS, N. W., y LAST, S. L.: *Lancet*, 264, 112, 1953.
- (18) FORBES, A. A.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 2, 204, 1950.
- (19) FUJIMORI, B., YOKOTA, T., ISHIBASHI, Y., y TAKEI, T.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 10, 241, 1958.
- (20) GIBBS, F. A., y KNOTT, J. R.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 1, 223, 1949.
- (21) GIBBS, F. A., y GRASS, A.: *Science*, 105, 137, 1947.
- (22) GIBBS, F. A., y GIBBS, E. L.: *Atlas of Electroencephalography*, Cambridge, Addison-Wesley, 1952.
- (23) GLESSER, G. C.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 6, 329, 1954.
- (24) GRASS, A. M., y GIBBS, F. J.: *J. Neurophysiol.*, 1, 521, 1938.
- (25) HARGUINDEGUI, E., e IMBRIANO, A. E.: *Semana Médica* (Buenos Aires), 106, 535, 1955.
- (26) HENRY, C. E.: *Electroencephalograms of normal children*. Washington, D.C., Society for research. in child. development, National Research Council, 9, 3, 1944.
- (27) HILL, N. D., y PARR, G.: *Electroencephalography*. London, McDonald & Co., Ltd., 1950.
- (28) HOEFER, P. F. A., MARKEY, C., y SCHOENFELD, R. I.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 1, 357, 1949.
- (29) HUGHES, J. G.: *Am. J. Dis. Child.*, 77, 310, 1949.
- (30) IMBRIANO, A. E.: *Electroencefalografía humana*, Editorial Aecius, Buenos Aires, 1955.
- (31) KNOTT, J. R., WOOLERY, A., y RANDALL, J.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 3, 91, 1951.
- (32) KNOTT, J. R.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, sup. 4, 17, 1953.
- (33) KOZHEVNIKOV, V. A.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 10, 259, 1958.
- (34) KRAKAU, C. E. T.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, 3, 97, 1951.
- (35) LI, C. L.: *Science*, 129, 783, 1959.
- (36) LINDSLEY, D. B.: *Science*, 84, 354, 1936.
- (37) LINDSLEY, D. B.: *J. genet. Psychol.*, 55, 197, 1939.
- (38) MÜLLER-LIMMROTH, W., y CASPERS, H.: *Klin. Wschr.*, 34, 337, 1956.
- (39) RELOVA, J., y TEIJEIRA, J.: *Acta de los trabajos de Obstetricia y ginecología*. IV reunión, 1956. Edición de Toko-Ginec. Práctica. Pág. 118, 1957.
- (40) SAMSON-DOLLFUS, D.: *L'electro-encéphalogramme du prémature jusqu'à l'age de trois mois et du nouveau-né a terme*. Tesis, París, 1955.

- (41) SCHWAB, R. S.: *Electroencephalography in clinical practice*. W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1951.
- (42) SHAW, J. C., y ROTH, M.: *EEG Clin. Neurophysiol*, **7**, 285, 1955.
- (43) SHAW, J. C., y ROTH, M.: *EEG Clin. Neurophysiol*, **7**, 273, 1955.
- (44) SHIPTON, H. W.: *EEG Clin. Neurophysiol*, **8**, 705, 1956.
- (45) SHIPTON, H. W.: *EEG Clin. Neurophysiol*, **9**, 182, 1957.
- (46) SMITH, J. R.: *Proc. Soc. Exper. Biol. Med*, **36**, 384, 1937.
- (47) SMITH, J. R.: *J. genet. Psychol.*, **53**, 431, 1948.
- (48) SMITH, J. R.: *J. genet. Psychol.*, **53**, 455, 1938.
- (49) SMITH, J. R.: *J. genet. Psychol.*, **53**, 471, 1938.
- (50) SMITH, J. R.: *J. Psychol.*, **11**, 177, 1941.
- (51) TASAKI, I., y CHANG, J. J.: *Science*, **128**, 1209, 1958.
- (52) TEIJEIRA, J.: *Rev. Esp. Ped.*, **11**, 587, 1955.
- (53) TEIJEIRA, J.: *Rev. Esp. Ped.*, **12**, 785, 1956.
- (54) TRAVIS, L. E., y KNOTT, J. R.: *J. Psychol.*, **2**, 137, 1936.
- (55) VOGEL, TH., y WALTER, W. G.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, **3**, 435, 1951.
- (56) WALTER, W. G.: *Electronic Eng.*, **18**, 339, 1946.
- (57) WALTER, W. G., y WALTER, V. J.: *Ann. Rev. Physiol.*, **11**, 199, 1949.
- (58) WALTER, W. G.: *EEG Clin. Neurophysiol. sup.*, **4**, 7, 1953.
- (59) WALTER, W. G., y SHIPTON, H. W.: *EEG Clin. Neurophysiol.*, **3**, 281, 1951.
- (60) WALTER, W. G., y SHIPTON, J.: *EEG Clin. Neurophysiol. Sup.* **6**, 185, 1957.