

# Análisis y estandarización de los valores de coherencia cerebral interhemisférica en caninos adultos

Vidal Figueredo, R. J.<sup>1</sup>; Pellegrino, F. C.<sup>2</sup>; Riquelme, L.<sup>3</sup>

## RESUMEN

El análisis de coherencia es la correlación que existe entre dos pares de canales EEG e informa sobre los componentes frecuenciales comunes a ellos, junto con la magnitud de su asociación. Sus elementos son: el *espectro de potencia cruzada*; el *espectro de coherencia*; y el *espectro de fase*. Este trabajo tiene como finalidad investigar y describir la coherencia interhemisférica en caninos adultos sanos, a efectos de definir sus patrones de normalidad. En forma adicional, hemos establecido algunas hipótesis que intentan relacionar los hallazgos con las conexiones anatómicas involucradas. Se trabajó con 24 animales sanos mayores de un año de edad. Todos los perros resultaron normales al examen físico y neurológico, y ninguno de ellos tenía antecedentes de enfermedad neurológica. Los registros electroencefalográficos fueron obtenidos con un programa diseñado para electroencefalografía computada y reconstrucción por mapeo cerebral, con 12 canales simultáneos de registro. Las variables estudiadas (coherencia por canales y por bandas electroencefalográficas) mostraron comportamientos significativamente diferentes. Los canales temporales presentan un patrón de comportamiento comprendido dentro de la banda theta, diferente al de los canales dorsales que pareciera ubicarse en la banda alpha.

*Palabras clave:* (coherencia cerebral interhemisférica), (caninos), (electroencefalograma cuantificado), (espectro de potencia).

<sup>1</sup>Veterinario; Ayudante de primera, Área de Anatomía. Facultad de Ciencias Veterinarias. Universidad de Buenos Aires. Argentina, <sup>2</sup>Ph. D. Médico Veterinario; Profesor Titular, Área de Anatomía. Facultad de Ciencias Veterinarias. Universidad de Buenos Aires. Argentina, <sup>3</sup>Lic. Ciencias Biológicas, Jefe de trabajos prácticos. Facultad de Medicina. Universidad de Buenos Aires. Argentina

Recibido: diciembre 2005 - Aceptado: mayo 2007 - Versión on line: diciembre 2007

## Analysis and standarization of cerebral interhemispheric coherence in adult dogs

### SUMMARY

The analysis of coherence is the correlation between two EEG channels, and gives information about the common frecuencial component, and its association value. Their elements are: cross power spectra, coherence spectra, and phase spectra. Our finality was research and relates minutely the intrahemisferic coherence in adults' dogs, whit the idea to establish normal patterns. In additional way, we have decreed some hypothesis that acquaintance the results and the anatomic connections involved. We worked with 24 healthy adult animals, all of them mayors of 1 year old. All dogs were normal at physic and neurological examination, and none had history of neurological illness. The electroencephalographic record was obtained with a computer electroencephalographic and brain mapping soft, with 12 simultaneous channels of registry. Significant statistic differences in the behavior were found in the variables studied (coherence by channels and by electroencephalographic bands). The temporal channels show a typical pattern of behavior in the limits of theta band; this is different in dorsal channels, where the coherence seams to be placed on alpha band.

*Keywords:* (cerebral interhemispheric coherence), (dogs), (quantitative electroencephalography), (spectral analysis)

### INTRODUCCIÓN

En la década del '60, luego de 30 años de progresos permanentes, el desarrollo de los trabajos clínicos y experimentales referidos al electroencefalograma (EEG) decayó notoriamente, en relación directa a la aparición de las técnicas de neuroimagen estructural (tomografía computada y resonancia magnética). A partir de ese momento el interés de los electroencefalografistas tendió a cambiar desde el análisis visual del trazado, con sus ondas y patrones rítmicos, al análisis automático de los datos<sup>29</sup>. La práctica del EEG evolucionó y fue moldeada por la tecnología digital, permitiendo el manejo matemático de las señales registradas. Esto permitió la cuantificación del EEG, es decir, la determinación de la composición de frecuencias de la señal del EEG en el ritmo de fondo y su variación por regiones en un período de tiempo. La base del

análisis matemático es la transformada rápida de Fourier (TRF). El producto obtenido se denomina EEG cuantificado (EEGc),<sup>28, 30, 38</sup> y permite caracterizar la señal obtenida en forma numérica, posibilitando de este modo su posterior procesamiento matemático y estadístico.

Entre los métodos matemáticos no paramétricos aplicados al análisis del EEGc, ha cobrado especial importancia el análisis de la coherencia o coeficiente de correlación de Pearson aplicado a la covarianza del análisis de Fourier<sup>9, 10, 11, 12, 23</sup>. La covarianza permite establecer el grado de similitud entre 2 señales eléctricas, pero es directamente dependiente de la amplitud de las mismas. Para independizarla de la amplitud se la divide por la raíz cuadrada del producto de la varianza de cada señal. La covarianza normalizada se transforma en el coeficiente de correlación, conocido también como coherencia.

El análisis de coherencia es la correlación lineal normalizada que existe entre dos pares de canales EEG e informa sobre los componentes frecuenciales comunes a ellos, junto con la magnitud de su asociación. Sus valores van de 0 (ninguna asociación) a 1 (asociación total). Los elementos de la función de correlación son: el *espectro de potencia cruzada* (la expresión de las armónicas que tienen en común ambas señales); el *espectro de coherencia* (que indica la simetría entre las señales); y el *espectro de fase* (una expresión de la sincronía de las señales).

Las funciones de coherencia han sido usadas en investigaciones de la señal EEG y su relación con las funciones cerebrales, incluyendo estudios del ritmo theta hipocampal<sup>16, 27</sup>, de estructuras límbicas en humanos<sup>45, 46</sup>, del ritmo alfa cortical y talámico<sup>23, 26</sup>, de estadios del sueño en humanos<sup>49</sup>, del desarrollo del EEG en bebés y en cachorros de perros<sup>35, 42</sup>, y estudios en niños con trastornos del neurodesarrollo<sup>10</sup>.

Este trabajo tiene como finalidad investigar y describir la coherencia interhemisférica en caninos adultos sanos, a efectos de definir sus patrones de normalidad. En forma adicional, hemos establecido algunas hipótesis que intentan relacionar los hallazgos con las conexiones anatómicas involucradas.

## MATERIALES Y MÉTODO

Se trabajó con 24 animales sanos mayores de un año de edad (11 machos y 13 hembras) de distintas razas, con edades de 1 a 9 años (media: 4.5 años); la frecuencia y las características de la actividad eléctrica cerebral es comparable en distintas razas de perros, aunque el voltaje puede variar<sup>35</sup>. Todos los perros resultaron normales al examen físico y neurológico, y ninguno de ellos tenía antecedentes de enfermedad neurológica.

## Electrodos

Se utilizaron electrodos de aguja de acero inoxidable de aproximadamente 150 mm de longitud, tanto para los de exploración, como para los de referencia y los de tierra (Akonic S.A., electrodos de aguja subdérmicos)<sup>18</sup>.

Para registrar los locus temporales (T3 y T4) se emplearon agujas monopolares de electromiografía (EMG) (Akonic S.A.) con cubierta aislante de teflón excepto en su punta. La superficie descubierta es de 4 mm, siendo la longitud total de la aguja de 350 mm. Este tipo de electrodos permiten atravesar la capa muscular y contactar con el hueso, evitando las interferencias provocadas por la actividad muscular<sup>36</sup>. La impedancia fue medida previamente a la obtención de los EEGs, y fue similar en todos los electrodos, siempre alrededor de 5 k $\Omega$ . No encontramos impedancia cruzada o artefactos en registros que combinaron electrodos de aguja subdérmicos con electrodos EMG (montajes bipolares)<sup>36</sup>.

## Equipamiento

Para obtener los registros EEG se utilizó un programa especialmente diseñado para electroencefalografía computada y reconstrucción por mapeo cerebral (AKONIC BIO- PC versión modificada 7.0), con 12 canales simultáneos de registro. El sistema permite promediar y procesar muestras múltiples. El equipo incluye 12 canales EEG unidos a una interfase analógico-digital y el sistema de computación.

Los parámetros técnicos del registro fueron los siguientes: Rechazo de modo común > de 100 db; respuesta de frecuencia de 0,5 a 128 Hz; filtro antialiasing: 36 db/octava; filtro de alta frecuencia (FAF): 12 db/octava; filtro de baja frecuencia (FBF): 6 db/octava; ruido propio < 1 uV; frecuencia de muestreo: 256 s;

velocidad del papel: 30 mm/s; impedancia de los electrodos: < 5 k $\Omega$ .

### **Restricción de los animales**

La restricción de los animales se realizó por medio de inyección subcutánea de xylazina (Rompún, Bayer Argentina S.A.), basándonos en trabajos previos<sup>7,23,24,32</sup> y en nuestra propia experiencia<sup>35, 33</sup>, en dosis de 1 mg/kg. La xylazina es un agonista de receptores  $\alpha 2$  adrenérgicos<sup>8, 14, 17</sup> que no tiene efectos directos sobre las neuronas corticales piramidales<sup>44</sup>.

### **Procedimiento**

*Terminología y posición de los electrodos de registro.* La colocación de los electrodos se realizó de acuerdo a estudios y recomendaciones previas<sup>31, 35, 33, 34</sup>.

*Registro.* El registro básico se efectuó empleando montaje de referencia común, con electrodo de referencia nasal. Esto es indispensable para la cuantificación del EEG, ya que de este modo todos los electrodos tienen una misma referencia, que es utilizada como patrón para comparar el voltaje en los diferentes canales<sup>7</sup>. El tiempo mínimo de registro fue de 30 minutos.

### **Análisis matemático**

Análisis espectral. Para cuantificar los EEG de cada animal se seleccionaron al menos 15 segmentos estacionarios de 2 segundos de duración libres de artificios (épocas), promediando los resultados de cada época<sup>41</sup>. Luego de la selección se realizó la estimación espectral aplicando a los segmentos seleccionados la TRF<sup>10</sup>.

### **Análisis de la coherencia**

Con los datos obtenidos a partir del espectro de potencia se realizó en cada animal el análisis

de coherencia interhemisférica para cada par de canales Temporales ( $T_3$ - $T_4$ ), Frontopolares ( $Fp_1$ - $Fp_2$ ), Frontales ( $F_3$ - $F_4$ ), Parietales ( $P_3$ - $P_4$ ), Occipitales ( $O_1$ - $O_2$ )<sup>35</sup>.

Los valores de coherencia se adquirieron de dos maneras distintas. En principio, en cada par de canales se determinaron las armónicas comunes a ambos, superponiendo los espectros de potencia de cada canal (espectro de potencia cruzada). Se seleccionó entonces la armónica en común de mayor potencia, que corresponde a una determinada frecuencia (Figura 1). A esa frecuencia corresponde también un determinado valor de coherencia propiamente dicha (espectro de coherencia), que varía entre 0 y 1, y un determinado espectro de fase, expresado en grados o, de manera más práctica, en milisegundos. En consecuencia, para cada par de canales se obtuvieron 3 valores: la armónica de mayor potencia (pico de potencia cruzada -PPC-, expresado en hertz), la coherencia correspondiente a esa frecuencia y el desfase existente entre las 2 señales consideradas (expresado en grados o milisegundos), que indicaría a que hemisferio llega primero la señal eléctrica (levo y dextro procedencia).

En segundo lugar se tomaron los valores de coherencia propiamente dicha en el espectro de frecuencia de las bandas electroencefalográficas theta (4-7 Hz) y alpha (8-13 Hz), obteniendo el valor de la mediana en cada una de ellas.

### **Análisis estadístico**

En una primera etapa se realizó la estadística descriptiva de los datos; en una segunda etapa se realizaron los análisis estadísticos correspondientes utilizando pruebas paramétricas (prueba de proporciones) o no paramétricas (Kruskal-Wallis); todos los resultados fueron evaluados al 0.05 %

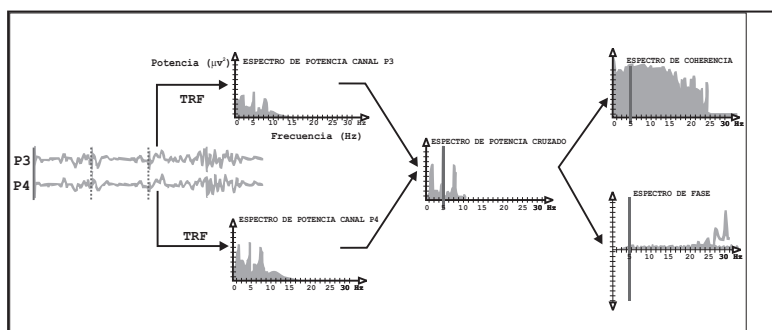


Figura 1: Procedimiento seguido para obtener los datos del espectro de coherencia: sobre el margen izquierdo se observan los trazados electroencefalográficos correspondientes a los canales P3 y P4, las flechas que salen de ellos indican la aplicación de la TRF (que produce un cambio de dominio), que resulta en la obtención de los espectros de potencia de cada canal. Al superponer ambos espectros se obtiene el espectro de potencia cruzada, en el que se selecciona la armónica de mayor potencia –PPC- (que en este corresponde a una frecuencia de 5 Hz); para dicho valor de frecuencia el programa calcula el grado de correlación que existe entre las dos señales -espectro de coherencia- (que en este caso es de 0.97), y el desfase existente entre las mismas -espectro de fase- (que en este caso es de 3.62 mseg).

## RESULTADOS

Los valores de las funciones de coherencia interhemisférica obtenidos para el PPC se detallan en la Tabla 1. Existe diferencia significativa entre los distintos pares de canales para la frecuencia a la que se presenta el PPC (K-W: 24.85;  $\chi^2$ : 0.0001), para la coherencia (K-W: 48.61;  $\chi^2$ : <0.0001) y el espectro de fase (K-W: 23.85;  $\chi^2$ : <0.0001) correspondientes a esa frecuencia. La comparación de medias de los tres parámetros evaluados muestra un comportamiento similar entre los pares de canales occipitales (O), parietales (P), frontales (F) y frontopolares (Fp), que es significativamente diferente al comportamiento del par de canales temporales (T). En base a estos hallazgos definimos dos grupos de canales: O-P-F y Fp (grupo dorsal), y canales T (grupo temporal). (Figura 2 y Tabla 1)

No hay evidencia estadística que demuestre la existencia de levo o dextroprecedencia en

ninguno de los pares de canales estudiados ( $z$ : 0.58 y  $p$ : 0.5637).

La evaluación de la mediada de la coherencia interhemisférica en las bandas de frecuencia alpha y theta mostró valores mayores a 0.6 en el grupo de canales dorsales, y valores menores a 0.6 en el grupo de canales temporales (ver Tabla 2). El análisis estadístico mostró diferencias significativas en el comportamiento de las bandas alpha y theta en los pares de canales T (K-W: 13.17;  $\chi^2$ : 0.0002), siendo el valor de coherencia para la banda theta significativamente mayor que el de la banda alpha. (Figura 3)

## DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

La coherencia ha sido definida como la tendencia de las señales eléctricas (tales como las del EEG) de aumentar y decaer en sincronía. Se calcula generalmente para un valor de frecuencia determinado, y es medida entre 2

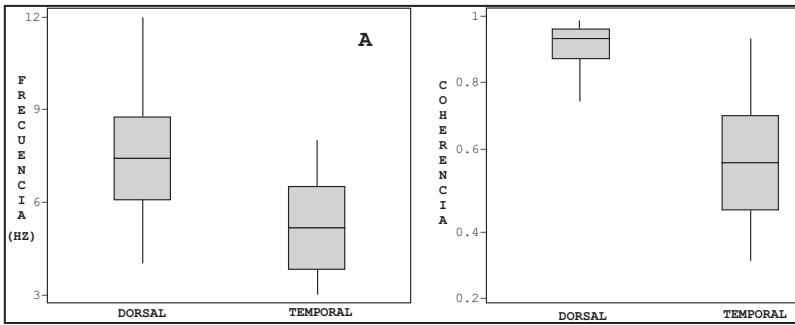


Figura 2: gráficos de caja y bigotes que muestran los valores de frecuencia (A) y los valores del espectro de coherencia (B) para los grupos de canales dorsales y temporales. La línea central de las cajas representa la mediana, y los límites inferior y superior encierran el 25 y el 75% de los valores respectivamente; los bigotes representan el porcentaje restantes (n: 24 caninos).

Tabla 1: valores de la función de coherencia interhemisférica, obtenidos en función del PPC. Las letras entre paréntesis indican cuáles son los pares de canales que presentaron diferencia significativa de medias ( $p < 0.05$ ). En la tabla inferior se muestran los valores de la función de coherencia interhemisférica para la agrupación de canales luego de la comparación de medias. (n: 24 caninos).

Canales	FRECUENCIA			COHERENCIA			FASE		
	1 <sup>er</sup> Quartil	Mediana	3 <sup>er</sup> Quartil	1 <sup>er</sup> Quartil	Mediana	3 <sup>er</sup> Quartil	1 <sup>er</sup> Quartil	Mediana	3 <sup>er</sup> Quartil
O <sub>1</sub> -O <sub>2</sub> (a)	6.12	<b>7.25</b>	8.87	0.90	<b>0.95</b>	0.97	0.40	<b>0.80</b>	1.97
P <sub>1</sub> -P <sub>3</sub> (a)	6.12	<b>8.00</b>	9.37	0.89	<b>0.95</b>	0.96	0.52	<b>1.35</b>	1.97
F <sub>3</sub> -F <sub>4</sub> (a)	6.00	<b>7.50</b>	9.12	0.88	<b>0.92</b>	0.96	0.52	<b>0.95</b>	1.67
Fp <sub>1</sub> -Fp <sub>2</sub> (a)	5.62	<b>7.25</b>	8.37	0.83	<b>0.91</b>	0.94	0.52	<b>0.90</b>	1.57
T <sub>3</sub> -T <sub>4</sub> (b)	3.62	<b>5.25</b>	6.50	0.44	<b>0.60</b>	0.73	1.42	<b>5.40</b>	14.40

Agrupación de Canales	FRECUENCIA			COHERENCIA			FASE		
	1 <sup>er</sup> Quartil	Mediana	3 <sup>er</sup> Quartil	1 <sup>er</sup> Quartil	Mediana	3 <sup>er</sup> Quartil	1 <sup>er</sup> Quartil	Mediana	3 <sup>er</sup> Quartil
Temporales	3.62	<b>5.25</b>	6.50	0.44	<b>0.60</b>	0.73	1.42	<b>5.40</b>	14.40
Dorsales	6.00	<b>7.50</b>	8.87	0.88	<b>0.93</b>	0.96	0.50	<b>0.90</b>	1.775

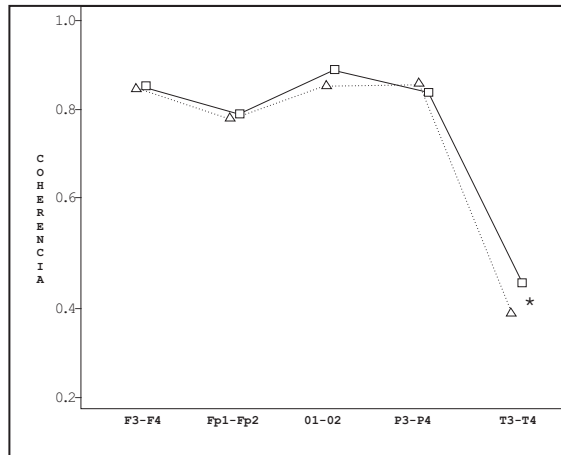


Figura 3: el gráfico de líneas muestra los valores del espectro de coherencia para las bandas de frecuencias electroencefalográficas Theta y Alpha, en todos los pares de canales estudiados. El asterisco (\*) muestra diferencia estadísticamente significativa según Kruskal- Wallis ( $p < 0.05$ )

Tabla 2: Valores de la mediana de la coherencia interhemisférica medida para las bandas de frecuencia electroencefalográfica Theta y Alpha, para la agrupación de canales. Las letras entre paréntesis indican el par de canales en el que las bandas de frecuencias estudiadas presentaron diferencias significativas de medias ( $p < 0.05$ ) (n: 24 caninos)

Agrupación de Canales	Banda	Coherencia		
		1 <sup>er</sup> Quartil	<b>Mediana</b>	3 <sup>er</sup> Quartil
Dorsales	Alpha	0.79	<b>0.88</b>	0.92
	Theta	0.80	<b>0.88</b>	0.92
Temporales	Alpha (a)	0.19	<b>0.33</b>	0.52
	Theta (b)	0.28	<b>0.39</b>	0.61

canales homólogos de ambos hemisferios<sup>38, 40</sup>. Desde el punto de vista práctico, se interpreta como una forma de medir la semejanza entre 2 señales: valores por encima de 0.60 indicarían una fuerte semejanza; este hecho indicaría la presencia de un generador común para la armónica presente en ambos canales (el PPC). El espectro de fase nos permite conocer qué tan desfasadas (corridas en el tiempo) se hallan las armónicas en común. En general se acepta

que el pasaje de señales a través de fibras comisurales u otras estructuras demoran más de 15 ms. Tiempos mayores a 15 ms sugieren la existencia de un generador focal, mientras que tiempos menores indicarían la presencia de un generador centroencefálico<sup>40</sup>.

En este trabajo, el estudio de la coherencia interhemisférica en base al PPC permite distinguir claramente 2 grupos de canales: los dorsales (D), formados por los electrodos

O-P-F-Fp; y los temporales (T), conformado por los electrodos temporales. Ambos grupos presentan un comportamiento diferente en los 3 elementos de la función de coherencia. Los valores hallados sugieren la existencia de generadores centroencefálicos en ambos grupos de canales. Las diferencias entre ellos obedecerían fundamentalmente al origen y al sistema de distribución de la señal.

Los electrodos temporales permiten registrar información proveniente de la neocorteza del área temporal, del arquipalio y del paleopalio<sup>35</sup>. Los valores hallados para la frecuencia del PPC en dichos electrodos es de 5.25 Hz, que lo incluye en la banda theta. Otros investigadores<sup>1,2,3,16,27</sup>, han mostrado que el ritmo característico de la corteza hipocámpal y de otras áreas corticales límbicas (corteza cingular, corteza entorrinal, corteza del giro dentado y complejo subicular) se encuentra entre los 4-7 Hz, y lo han denominado ritmo theta hipocámpal o actividad rítmica lenta (RSA -rhythmic slow activity-). Los dipolos generadores de este ritmo se encuentran en el hipocampo (neuronas piramidales de CA1) y en las neuronas granulares del giro dentado, pero dependen de la integridad de la porción septal del rinocéfalo, que actúa como marcapaso del RSA, y se conecta con ellas mediante un sistema de fibras originadas en el núcleo diagonal y en el núcleo septal medial<sup>1, 16, 27</sup>. Por otra parte, existen evidencias experimentales acerca de la existencia de una vía reticuloseptal que conduce impulsos hacia el marcapaso septal responsable del RSA hipocámpal. Este sistema, originado en los núcleos reticulares pontinos y en los núcleos del rafe medio, modularía la actividad marcapaso de los núcleos septales, influenciado por el estado de vigilia y motivación, sincronizando o desincronizando el SRA. Esta sería la forma en la que el tronco encefálico, a través de la influencia sobre el estado de las redes neuronales, modularía el ritmo theta hipocámpal.

Bajo estas circunstancias, los valores de coherencia (0.6) y fase (5.4 ms) obtenidos de las señales adquiridas entre los electrodos temporales para el PPC reflejaría que, si bien cada hipocampo es capaz de generar su propia señal eléctrica (el SRA), su distribución interhemisférica estaría a cargo de un sistema modulado por estructuras centroencefálicas de la formación reticular. Los datos obtenidos en base al valor de la mediana para la coherencia interhemisférica por bandas de frecuencia para los canales T, indican que la coherencia de la banda theta (0.39) es significativamente mayor que el de la banda alpha (0.33). Este hecho reafirma el dominio de la actividad SRA en el territorio límbico y el origen focal de la señal registrada.

Los electrodos D registran información eléctrica fundamentalmente de la neocorteza dorsal<sup>35</sup>; el PPC para este grupo de canales se presenta a una frecuencia de 7.50 Hz, que lo sitúa entre las banda theta y alpha (4 a 7 Hz y 8 a 13 Hz, respectivamente). En realidad, este valor del PPC podría interpretarse matemáticamente como de 7 u 8 Hz, ya que las bandas electroencefalográficas se encuentran definidas para valores enteros de frecuencia. De este modo, el PPC de los canales dorsales podría incluirse en una u otra banda de frecuencia. Los datos obtenidos en base al valor promedio de la coherencia interhemisférica por bandas de frecuencia para los canales D, muestran que la coherencia de la banda alpha (0.88) no presenta diferencias significativas con el de la banda theta (0.88). Este hecho podría indicar: (a) la presencia de un PPC centrado en 7,5 Hz. que, al dispersarse hacia los valores de frecuencia vecinos, se desparrama en forma simétrica entre las bandas electroencefalográficas theta y alpha. Si así fuera, al tomar los datos de coherencia por banda estaríamos midiendo el fenómeno en los 2 lados del área bajo la curva



que se forma en torno a ese PPC. Este hecho indicaría la presencia en los perros de un ritmo alpha de distinto rango frecuencial al de los humanos, con su valor inferior ubicados entre los 7 a 7.5 Hz.; (b) la coexistencia de 2 ritmos electroencefalográficos simultáneos (theta y alpha), sin que ninguno de ellos se constituya en el ritmo dominante, lo que concuerda con la descripción del espectro de potencia de la actividad de base descrito por otros autores<sup>35</sup>.

Se ha comunicado que el ritmo alpha se genera en la corteza de la región occipital<sup>23, 25, 26, 43</sup>. Esta señal estaría producida por un proceso estocástico, que aparece como el resultado de propiedades de filtro de redes neuronales neocorticales (“filtro alpha”), que se interpretan fisiológicamente como interneuronas inhibitorias que mediarían la selectividad de las descargas aleatorias que llegan a estas redes<sup>23</sup>. También es posible registrar el ritmo alpha en núcleos talámicos que presentan estrecha relación con la corteza occipital (el núcleo del cuerpo geniculado lateral y el núcleo pulvinar). Dichos núcleos aportan una proporción del valor total de la señal que se obtiene de la corteza occipital, conformando el componente centroencefálico en la generación de la señal alpha<sup>26</sup>.

Los valores de coherencia para los canales D obtenidos a partir del PPC (0.97) indican que las señales registradas en ambos hemisferios son muy semejantes. Otros autores también han medido elevados valores de coherencia interhemisférica en caninos dentro de la banda alpha (11-13 Hz.) utilizando electrodos de disco colocados en forma subdural en la región occipital<sup>23</sup>. Los valores del espectro de fase (0.9 ms) indicarían un origen centroencefálico, situado en los núcleos talámicos.

Los valores de coherencia hallados para la banda theta en los canales D (0.88) podrían deberse a la sumatoria de diversos factores. Muchos investigadores han reportado la

existencia de RSA en áreas corticales. Sin embargo, se ha sugerido la posibilidad que esa actividad sea transmitida por vía del volumen de conducción desde el hipocampo<sup>4, 6, 13, 15, 22, 39, 37, 47</sup>. Otros autores argumentan que el RSA neocortical es conducido por vía neuronal<sup>19, 20, 21</sup>, basándose en las proyecciones sobre el neopallio desde el giro cingular (circuito de Papez), desde la corteza periarquipalial del giro parahipocampal y desde el subículo<sup>5, 27</sup>. Existe además suficiente evidencia fisiológica como para sostener que el RSA es generado localmente en la corteza cingular<sup>27</sup>, que está estrechamente conectada con la corteza visual occipital. Finalmente, se ha reportado que al suprimir el ritmo RSA hipocampal también se consigue abolir el RSA neocortical<sup>48</sup>. Una observación interesante es que los núcleos talámicos anteriores que proyectan hacia las áreas límbicas reciben información que llega directamente desde la retina. De esta manera la neocorteza estaría recibiendo información de la retina por una ruta directa (la vía visual clásica) y por una vía indirecta, mediante las proyecciones de los núcleos anteriores del tálamo hacia el rinencéfalo y desde este hacia la neocorteza a través de las conexiones del cíngulo y la corteza entorrinal (en donde también se ha registrado el ritmo alpha). O sea que la neocorteza recibe información visual de áreas corticales límbicas íntimamente relacionadas con el origen del ritmo RSA. De esta manera es posible que los dos ritmos (theta y alpha) coexistan en la neocorteza dorsal.

En nuestros experimentos no hemos podido obtener suficiente evidencia como para inclinarnos por alguna de las dos hipótesis planteadas: que en la corteza dorsal del perro coexisten en forma simultánea los ritmos theta y alpha sin que ninguno de ellos se constituye en el ritmo dominante; o bien que el ritmo alpha es el dominante y que su rango frecuencial

es ligeramente inferior al que se presenta en humanos, tomando origen a partir de los 7 Hz. no obstante a ello, se presenta como una inquietud futura poder dilucidar si estos hallazgos reflejan alguna de las dos situaciones posible.

## AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Alfredo Colombi y a AKONIC S.A. por su colaboración al facilitarnos el programa de mapeo cerebral. A la Lic. M. Laura Marangunich y al Med. Vet. Carlos Blanco por su ayuda en el procesamiento estadístico.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Arnolds, D.E.; Lopes da Silva, F.H.; Aitink, J.W.; Kamp, A. Hippocampal EEG and behaviour in dog I. Hippocampal EEG correlates of gross motor behaviour. *Electroencephalogr. Clin Neurophysiol.* 1979; 46(5):552-70
2. Arnolds, D.E.; Lopes da Silva, F.H.; Aitink, J.W.; Kamp, A. Hippocampal EEG and behaviour in dog. II. Hippocampal EEG correlates with elementary motor acts. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1979; 46(5):571-80.
3. Arnolds, D.E.; Lopes da Silva, F.H.; Aitink, J.W.; Kamp, A. Hippocampal EEG and behaviour in dog. III. Hippocampal EEG correlates of stimulus-response tasks and of sexual behaviour. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1979; 46(5):581-91.
4. Artemenko, D.P. Role of the hippocampal neurons in the theta –wave generation. *Neurophysiology* 1978; 4:531-539
5. Barone, R. *Ensayo de Anatomía funcional y comparada del Sistema nervioso central.* Universidad Nacional de Río Cuarto. 1989.
6. Bland, B.M.; Whisha, I.Q. Generators and topography of hippocampal theta (SRA) in the anaesthetized and freely moving rat. *Brain Res.* 1976;118: 259-280
7. Casaglia, D.C. La adquisición de datos para electroencefalografía computada. *Análisis computado del EEG.* Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. 1995. 54-76
8. Celly, C.S.; McDonnel, W.N.; Young, S.S.; Black, W.D. The comparative hypoxemic effect of four  $\alpha 2$  adrenoceptor agonists (xylazine, romifidine, detomidine and medetomidine) in sheep. *J.Vet. Pharmacol. Therap.* 1997; 20: 464-471.
9. Etchepareborda, M. El análisis de la coherencia interhemisférica. *Análisis computado del EEG.* Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina. 1995. 83-91.
10. Etchepareborda, M.; Etchepareborda, J.; González, S. El análisis de la coherencia interhemisférica en pacientes con disfasia infantil. Presentación de subtipos. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina. 1992.
11. Etchepareborda, M.; Etchepareborda, J.; González, S. Relación entre el espectro de coherencia de la actividad bioeléctrica cerebral y los hallazgos neurofisiológicos en pacientes con síndrome disatencional e hiperactividad. *Rev. Neurol. Barcelona.* 1994; 22 (115): 266-271.
12. Gotman, J. Análisis del EEG asistido por computadora (monitoreo automático de espigas). *Análisis computado del EEG.* Cáp. 21. Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As., Argentina. 1995. Sección V. 241-257.
13. Green, J.D.; Arduini, A. Hippocampal electrical activity in arousal *J. Neurophysiol.* 1954; 17: 533-557.
14. Greene, S.A.; Thurmon, J.C. Xylazine, A review of its pharmacology and use in veterinary medicine. *J. Vet. Pharmacol. Therap.* 1988; 11: 295-313.

15. Holmes, J.E.; Adey, W.R. Electrical activity of the entorhinal cortex during conditioned behaviour. *Am. J. Physiol.* 1960; 199: 741-744.
16. Holsheimer, J.; Stok, C.J.; Lopes da Silva, F.H. Theta rhythm related hippocampal cell discharges in the urethane anaesthetized rat: evidence for a predominant entorhinal input. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1983; 55(4):464-467.
17. Jarvis, N.; England, G.C.W. Reversal of Xylazine sedation in Dogs. *Vet Rec.* 1991; 128: 323-325.
18. Kuijper, T. La importancia de los electrodos para EEG. *Análisis computado del EEG*. Cap. 38 Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina. 1995. 424-435.
19. Landfield, P.W. Different effects of posttrial driving or blocking of the theta rhythm on avoidance learning in rats. *Physiol. and Behav.* 1977; 18, 439- 45.
20. Landfield, P.W.; McGaugh, J.L.; Tusa, R.J. Theta rhythm: a temporal correlate of memory storage processes in the rat. *Science.* 1972; 175(17):87-9.
21. Lanfield, P.W. Computer-determined EEG patterns associated with memory-facilitating drugs and with ECS. *Brain. Res. Bull.* 1976; 1(1):9-17.
22. Le Moal, M.; Cardo, B. Rhythmic slow wave activity recorded in the ventral mesencephalic tegmentum in the rat. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1975; 38(2):139-47
23. Lopes da Silva FH, Van Lierop MT, Schrijer CF, Storm van Leeuwen W. Organization of the thalamic and cortical alpha rhythms: spectra and coherence. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1973; 35:627-639.
24. Lopes da Silva, F.H.; Kamp, A. Hippocampal theta frequency shifts and operant behaviour. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1969; 26(2):133-43.
25. Lopes da Silva, F.H. EEG Analysis: theory and Practice. *Electroencephalography*. Cap 61. Edit by Niedermayer, E.; Lopes da Silva, F.; William y Wilkins. Philadelphia. Third edition. 1993. 1097-1123.
26. Lopes da Silva, F.H.; Vos, J.E.; Mooibroek, J.; Van Rotterdam, A. Relative contributions of intracortical and thalamo-cortical processes in the generation of alpha rhythms, revealed by partial coherence analysis. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1980; 50(5-6):449-56.
27. Lopes da Silva, F.H.; Witter, M.P.; Boeijinga, P.H.; Lohman, A.H. Anatomic organization and Physiology of the Limbic Cortex. *Physiol. Rev.* 1990; 17(2) 453-511.
28. Murer, M.G.; Riquelme, L.A. Generalidades. En *Análisis computado del EEG*. Cap. 3. Editado por Ferrero, R.G.A.; Ferrero, A.L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina. 1995. 41-53.
29. Niedermayer, E. Historical Aspects. En *Electroencephalography*. Cap 1. Edit by Niedermayer, E.; Lopes da Silva, F.; William y Wilkins. Philadelphia. Third edition. 1993. 1-14.
30. Nuwer, MR. El análisis cuantitativo del EEG en la clínica. En *Análisis computado del EEG*. Cap 28, Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina. 1995. 323-341.
31. Pellegrino, F.; Etchepareborda, M. Anatomical sites for the placement of electroencephalographic record electrodes in canines. *Braz. J. Morphol. Sci.* 1997. Vol. 14, 2: 197-204.
32. Pellegrino, F.; Etchepareborda, M. Registro electroencefalográfico en caninos con epilepsia rincefálica. *Selecciones Veterinarias.* 1996. Vol. 5, Nº 3: 230-239
33. Pellegrino, F.C. Epilepsia y Síndromes Epilépticos III. Diagnóstico, Pronóstico y Tratamiento de la Epilepsia y los Síndromes Epilépticos. *Selecciones Veterinarias*, 1999. Vol. 7. Nº 6: 686-704.
34. Pellegrino, F.C. Epilepsia y Síndromes epilépticos. En *El Libro de Neurología para la Práctica Clínica*, ED. por Pellegrino, F. C.; Suraniti, A.; Garibaldi, L.; parte III, Cap. 17. Editorial Intermédica. Bs. As. Argentina. 2003. pp. 255-280.

35. Pellegrino, F.C. Estandarización de los patrones electroencefalográficos de los caninos. *Tesis doctoral*. U.B.A. 2000.
36. Pellegrino, F.C.; Sica, R. Canine electroencephalographic recording technique: findings in normal and epileptic dogs. *Clinical Neurophysiol.* 2004; 115 pp. 477- 487
37. Petsche, H.C.; Stumpf, C. Topographic and topographic study of origin and spread of the regular synchronized arousal pattern in the rabbit. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1960;12 pp. 589-600
38. Riquelme, L. Bases neurofisiológicas de las señales bioeléctricas cerebrales. En *Análisis computado del EEG*. Cap 3. Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina.1995. 32-40.
39. Robinson, T.E. Hippocampal rhythmic slow activity (RSA; theta): a critical analysis of selected studies and discussion of possible species-differences. *Brain Res.* 1980; 203(1):69-101.
40. Roy John, E.; Pritchep. L.S. Los principios del análisis neurométrico en EEG y potenciales evocados. En *Análisis computado del EEG*. Cap 8. Editado por Ferrero, R. G. A.; Ferrero, A. L. Editor FADEC. Laboratorio para el estudio de las funciones cerebrales superiores. Bs. As. Argentina.1995. 111-135.
41. Ruckebush Y, Malbert CH, Baha F. Quantified electrocortical activity and loss of vigilance in dog and sheep. *Revue de Med. Vet.* 1987;138 (4): 325-332.
42. Senba H, Tokuriki M, Sasaki N, Takeuchi A; Usui K. Developmental EEG of the beagle dogs. *Japanese Journal of Vet. Science.* 1984. 46 (6), pp.771-781.
43. Steriade, Mircea. Cellular substrate of Brain rhythms. In "*Electroencephalography*". Cap 3. Edit by Niedermayer, E.; Lopes da Silva, F. William y Wilkins. Philadelphia. Third edition. 1993. 27-62.
44. Tourai, K.; Senba, H.; Sasaki, N.; Tokuriki, M.; Ohashi, F.; Takeuchi, A.; Usui, K. Developmental EEG of the Beagle dog under xylazine sedation. *Japanese Journal of Vet. Science.* 1985. 77 (3): 459-463.
45. Walter, D.O.; Adey, W.R. Analysis of brain wave generation as multiple statistical time series. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1965; 12: 8-13.
46. Walter, D.O.; Adey, W.R. Spectral analysis of electroencephalograms recorded during learning in the cat. *Exp. Neurol.* 1965; 8: 155-181.
47. Winson, J. Patterns of hippocampal theta rhythm in the freely moving rat. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 36: 291- 301, 1974.
48. Yamaguchi, Y.; Yoshii, N.; Miyamoto, K.; Itoigawa, N. A study on the invasive  $\theta$ -waves to the cortex. En Adey, W. R. And Tokizane, T. (Eds.), Structure and function of the Limbic System. *Progress in Brain Research*. Vol 27, Elsevier, Amsterdam 1967, pp. 357-375.
49. Dumermuth, G.; Walz, W.; Scollo-Lavizzari, G.; Kleiner, B. Spectral analysis of EEG activity during Sleep Stages in Normal adults. *Europ. Neurology*; 1972; 7: 265-296.