



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGIA

MANUEL VELASCO SUAREZ

**“COMPARACION DE FRECUENCIA DEL BORDE ESPECTRAL (SEF 95%) EN MONTAJE
ELECTROENCEFALOGRAFICO FRONTAL VS MONTAJE ALTERNATIVO (C4-T4/C3-T3) EN
CIRUGIA NEUROLOGICA”**

TESIS

PARA OBTENER EL TITULO DE ESPECIALISTA

EN NEUROANESTESIOLOGÍA

PRESENTA

DRA. EDITH ELIZABETH OCHOA MARTINEZ.

TUTOR DE TESIS

DRA. MARIA ARELI OSORIO SANTIAGO.



CIUDAD DE MEXICO, JULIO 2017



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



DR. PABLO LEON ORTIZ
DIRECTOR DE ENSEÑANZA



**INSTITUTO NACIONAL
DE NEUROLOGÍA Y
NEUROCIROLOGÍA
DIRECCIÓN DE ENSEÑANZA**

DRA. MARIA ARELI OSORIO SANTIAGO
PROFESOR TITULAR DEL CURSO DE NEUROANESTESIOLOGIA

DRA. MARIA ARELI OSORIO SANTIAGO
TUTOR DE TESIS

AGRADECIMIENTOS

La culminación de este proyecto representa un parte importante en el área académica y en la formación profesional, debo aceptar que todo esto tiene pilares fundamentales:

Primero el agradecimiento a Dios por la oportunidad que me ha otorgado de permanecer de pie, ante cada circunstancia que a la vida me ha puesto en el camino.

A mis padres; **Jesús Ochoa Rodríguez** mi ejemplo de vida, mi admiración absoluta quien me enseñó la persistencia y lo alcanzable que puede ser todo. **María de los Ángeles Martínez** la mujer que lo entrega todo de manera incondicional, la traducción de lo que es el amor el mejor ejemplo de una mujer entera, Esposa, Madre, Compañera, Amiga gracias a ustedes se ha logrado todo lo que he hecho en vida y lo que soy.

A mis Hermanos, **Gris, Enrique, Cecilia, Sandra** su apoyo durante toda mi vida, y que decirlo en mi vida profesional, desde terapias psicológicas, asistencia de computo a distancia, servicios de papelería y diseño, mi china protegiendo mi área recreativa y salud emocional bajando mi estrés, pero sobre todo ese amor de hermanos incondicional.

A la **Dra. María Areli Osorio S.** Asesora de este proyecto, jefa de servicio y profesora, que me brindo el apoyo para la realización de este proyecto y la estancia en este Instituto. Mujer con la expresión de liderazgo, coordinación y creatividad absoluta sin lugar a duda un honor ser su alumna y nuestro mi entero agradecimiento y admiración a Ud.

Dra. Luisa Manrique profesora del servicio, con la siembra de la inquietud por la investigación médica. Por el apoyo incondicional ante la adquisición o creación de un nuevo conocimiento. Y asesora importante para este proyecto.

Dr. Rodolfo Solís Vivanco Investigador en Ciencias Médicas, Profesor de Neuropsicología Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía quien con su colaboración y asesoría se dirigió el diseño estadístico de este protocolo.

A los Profesores del curso de la Sub especialidad **Dr. Sosa, Dra. Mirna González, Dr. A. Obregón, Dr. L. Díaz, Dra. González, Dr. Gutiérrez** quienes comparte con nosotros conocimientos y experiencias en sala durante los procedimientos anestésicos.

A mis compañeros amigos de generación, **Judith, Adriana, Aleyda, Garabito, Héctor, Alejandro**, por todos los momentos que compartimos juntos por no perder el espíritu de compañerismo y tendernos la mano cuando alguien lo necesitaba.

Dra. Edith Ochoa Martínez.

ÍNDICE

	PAGINA
RESUMEN.....	5
INTRODUCCION	6
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	15
HIPOTESIS.....	15
OBJETIVOS.....	15
JUSTIFICACION.....	16
MATERIAL Y METODOS.....	16
RESULTADOS.....	24
DISCUSION.....	30
CONCLUSION.....	31
CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	32
BIBLIOGRAFIA.....	33
ANEXOS.....	34

RESUMEN

Introducción: La electroencefalografía herramienta útil para neuromonitorización, de bajo costo y no invasivo. La actividad EEG está influenciada por los distintos fármacos anestésicos, condicionando cambios en la frecuencia y amplitud de la señal. El análisis espectral estima la contribución de varias frecuencias en la medición del EEG. Parámetros como el análisis del SEF 95% se ha utilizado para describir los efectos farmacológicos. Los monitores para evaluación de estado anestésico se han limitado al área frontal. Se propone un montaje alternativo electroencefalografico (C3-T3/C4-T4) comparando la frecuencia del borde espectral con el montaje frontal (Fp1-A1/Fp2-A2). **Material y Métodos:** Estudio prospectivo, longitudinal, en 40 pacientes con edad 45.37 (+/- 13.7) en cirugía neurológica. Se realizaron 80 montajes de electroencefalografía 20 Frontales (Fp1/A1-Fp2/A2)[MT] y 20 montaje alternativo (C3T3/C4T4)[MA] siendo el paciente su control se comparó la frecuencia de borde espectral (SEF 95%). El análisis estadístico fue mediante medidas de tendencia central y dispersión, para datos demográficos, análisis multivariado para medidas repetidas ANOVA comparando variable dependiente (SEF95%) en montaje tradicional vs alterno, lateralidad y momentos anestésicos. Prueba de coeficiente de correlación de Pearson, en momentos anestésicos. Análisis de especificidad y sensibilidad para montaje alterno. **Resultados** Los resultados de pruebas multivariadas en lateralidad Izquierda no muestra diferencia entre el momento anestésico comparando montaje tradicional vs alterno con un valor (F= 1,686 gl; 5, p = .153) ANOVA ($p \leq 0.05$) Lateralidad derecha comparación de MT vs MA (F = .960 gl; 5, p=.446). Las comparaciones entre promedios de MT vs MA global confirman la similitud de comportamiento con un valor (F= 1.654 gl. 5, p= .151) ANOVA. Análisis de Sensibilidad y Especificidad para Montaje Alternativo donde se estableció una sensibilidad del 88% y Especificidad 40 % con área bajo la curva 0.64%. **Conclusión:** El montaje Alternativo electroencefalografico es útil y funcional durante el monitoreo transoperatorio en cirugía neurológica que comprometan el área frontal. Observando fuerte correlación entre ambos montajes en los diferentes momentos anestésicos estableciendo una sensibilidad 88% y especificidad 40%.

Palabras clave: Electroencefalografía, Frecuencia de Borde Espectral, Cirugía neurológica, Estado anestésico.

INTRODUCCION

El conocimiento de las funciones cerebrales se ha incrementado dramáticamente en las últimas décadas gracias a la creación y refinamiento de muchas técnicas de registro. Estos avances han sido tan amplios a diferentes niveles involucrando desde el estudio de la actividad sináptica a nivel microscópico como el desarrollo de nuevas técnicas de imagen cerebral. En este sentido sin duda especial mención la aparición de la electroencefalografía (EEG) como una herramienta indispensable en el acontecer diario de las neurociencias.⁶

El electroencefalograma permite la medición y registro de la actividad eléctrica cerebral a diferentes niveles mediante la colocación de electrodos sobre el escalpe. La historia de la electroencefalografía se remonta a Hans Berger quien publica en 1929, después de 5 años de estudio, los resultados obtenidos en base a una serie de electroencefalogramas realizados en varias personas logrando describir la presencia de diferentes oscilaciones cerebrales a las que denominó ondas alfa y beta. El trabajo de Berger sentaría las bases para la aplicación de la EEG en el estudio del estado de alerta, ciclo del sueño, efectos de la hipoxia en el cerebro humano y evaluación de la actividad epiléptica.^{2,8}

Mecanismo de la electroencefalografía.

Las cargas eléctricas cerebrales son mantenidas por billones de neuronas las cuales constantemente están intercambiando iones con el ambiente extracelular, este intercambio iónico sostenido produce ondas las cuales son captadas por los electrodos colocados en el escalpe desde diferentes ángulos, cada electrodo registra diferente voltaje. Las señales captadas por el EEG son producidas por las neuronas piramidales de la corteza cerebral. Las señales electroencefalográficas son derivadas por la adición de los potenciales postsinápticos en las dendritas apicales de las neuronas piramidales corticales.^{2,8}

Registro del electroencefalograma.

Como se mencionó previamente el registro del EEG se realiza a través de electrodos de alta conductancia situados sobre la cabeza. Estos electrodos son colocados en sitios específicos, típicamente usando el denominado sistema 10-20, donde alrededor de 16 a 20

electrodos permanecen separados por el 10-20% de la distancia total de la circunferencia de la cabeza. Los electrodos son posicionados con gel con el objetivo de aumentar la conductancia del cráneo, la colocación puede llevarse a cabo de forma manual uno por uno, sin embargo, en la actualidad existen gorras con los electrodos acoplados únicamente para ajustar a la cabeza del paciente lo cual permite reducir el tiempo de montaje.^{2,3}

El EEG puede ser registrado con referencia a un electrodo común, pasivo o monopolar referenciado o bien a través de la diferencia entre un par de electrodos contiguos, es decir registro bipolar. En este último caso, existen muchas maneras de elegir el par de electrodos de acuerdo al montaje designado para visualizar la propagación de la actividad en diferentes direcciones. Algunos montajes en particular pueden ser muy útiles para observar diferentes patrones de EEG.²

La localización topográfica de los electrodos se expresa mediante la asignación de letras mayúsculas y números dependiendo del sitio a que corresponda: F frontal, C central, P parietal, T temporal y O occipital. Números impares corresponden al lado izquierdo y números pares al derecho. Finalmente, para denotar la línea media se utiliza la Z.⁶

Colocación de los electrodos.¹¹

- Se mide la distancia entre el nasión y la unión pasando por el vertex. El 10% de esta distancia sobre el nasión señala el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inión señala el punto O (Occipital).
- Entre los puntos Fp y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (20% de la distancia nasión-inión). Estos tres puntos son, de adelante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vertex) y el Pz (Parietal). No deben confundirse Fz, Cz o Pz cuyos subíndices significan cero (zero en inglés) con la letra O referente a los electrodos occipitales.
- Se mide la distancia entre los puntos preauriculares (situados por delante del pabellón auditivo) pasando por el vertex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierdo) y T4.⁹

- Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierda) y C4 (derecha). El vertex es ahora el punto de intersección entre la línea anteroposterior y la línea coronal lateral.
- Los electrodos F3 y F4 (Izquierda y derecha, respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales.
- Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha, respectivamente) equidistan entre el punto P medio y la línea de los electrodos temporales.
- Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2. El electrodo F7 (y el F8) se sitúa equidistante entre los puntos FP1 (ó FP2) y entre T3 (ó T4). El electrodo T5 (y el T6) se sitúa en la línea media entre T3 (ó T4) y O1 (ó O2).⁹
- A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente.

Montajes de un EEG

Para proceder a registrar el EEG se parte de una serie de electrodos situados sobre la superficie del cuero cabelludo en situaciones precisas, tal como ya se ha explicado, determinadas según el sistema internacional 10-20. Cada electrodo es un punto de registro. Sin embargo, para poder realizar este registro es preciso disponer de dos terminales. Por esto habrá que seleccionar cuáles de los electrodos deben ser la fuente de señal registrada en el electroencefalógrafo, dependiendo del número de canales disponibles y del propósito específico del registro a realizar. En este aspecto, la primera decisión que se deberá tomar será el seleccionar entre registros monopares y bipolares. En los registros monopares o referenciales se toma la señal de cada uno de los electrodos independientemente de la de los demás. En esta situación el electrodo de registro se llama electrodo activo y el segundo cable de entrada al equipo se toma de un electrodo llamado de referencia.¹¹

Teóricamente este electrodo debe estar situado a potencial cero, aunque esto en la práctica real nunca hay seguridad de que sea posible de conseguir. Por esto se emplean referencias aproximadas como son el uso de electrodos en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides. Otra forma de conseguir un electrodo referencial consiste en reunir todos los demás electrodos entre sí, con lo cual tendremos un punto cuyo potencial será la suma de los potenciales de cada uno de ellos dependiendo del número de canales disponibles.⁹ En los registros bipolares se toman parejas de electrodos, dos a dos y se registran las diferencias de tensión entre cada par de puntos. Los dos electrodos de cada pareja son activos.

De acuerdo con lo anterior es posible realizar un número enorme de registros bipolares diferentes, tantos como parejas diferentes de electrodo, tomadas en grupos de 8, de 12, de 16 (según el número de canales disponibles para registro simultáneo). Por supuesto, este número de combinaciones es enorme y por otra parte, muchas de las combinaciones posibles no rendirían información de interés. Por esta razón es preciso seleccionar, de entre todas las posibles, las combinaciones más interesantes. Cada una de las combinaciones seleccionadas se llama un montaje.^{10,11}

Se utilizan montajes a largas distancias, cuando se registra entre electrodos no contiguos. Por el contrario, en los montajes a distancias cortas se hacen registros entre electrodos vecinos. Por otra parte, los montajes también han sido clasificados por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología en: longitudinales y transversales. En los montajes longitudinales se registra la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido anteroposterior de cada mitad del cráneo. En los montajes transversales se realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio o posterior.^{9,11}

Electroencefalografía Normal.

Poseen amplitudes que van desde los 10 mV en registros sobre el córtex, a 100 mV en la superficie del cuero cabelludo. Las frecuencias de estas ondas se mueven entre 0,5 y 100 Hz y dependen mucho del grado de actividad del córtex cerebral. La mayoría de las

veces estas ondas no poseen ninguna forma determinada, en algunas son ritmos normales que suelen clasificarse en ritmos alfa, beta, theta y delta. En otras poseen características muy específicas de patologías cerebrales como la epilepsia.¹⁻²

- **Ondas alfa:** poseen frecuencias entre 8 y 13 Hz. Se registran en sujetos normales despiertos, sin ninguna actividad y con los ojos cerrados, localizándose sobre todo en la zona occipital; su amplitud está comprendida entre 20 y 200 mV.¹⁻²
- **Ondas beta:** poseen frecuencias entre 14 y 30 Hz, aunque pueden llegar hasta los 50 Hz; se registran fundamentalmente en las regiones parietal y frontal. Se dividen en dos tipos fundamentales, de comportamiento muy distinto, b1 y b2. Las ondas b1, tienen una frecuencia doble a las ondas b2 y se comportan de forma parecida a ellas. Las ondas b2, aparecen cuando se activa intensamente el SNC o cuando el sujeto está bajo tensión.¹⁻²
- **Ondas theta:** poseen frecuencias entre 4 y 7 Hz y se presentan en la infancia, aunque también pueden presentarlas los adultos en períodos de *stress* emocional y frustración. Se localizan en las zonas parietal y temporal.¹⁻²
- **Ondas delta:** poseen frecuencias inferiores a 3,5 Hz y se presentan durante el sueño profundo, en la infancia y en enfermedades orgánicas cerebrales graves.¹⁻²

Electroencefalografía y anestesiología.

Resulta incuestionable el papel tan importante que tiene el neuroanestesiólogo en el manejo perioperatorio del paciente neurológico. Dentro de las principales tareas a desempeñar se encuentra el mantenimiento de las constantes vitales encaminadas a la preservación de una función cerebral adecuada y limitación de la lesión secundaria. En este contexto la electroencefalografía comprende una herramienta de mucha utilidad para el neuroanestesiólogo ya que posee un costo relativamente bajo en comparación con otros dispositivos además de ser un método de medición no invasiva. Clínicamente la EEG se ha utilizado para evaluar los cambios isquémicos cerebrales, pacientes con trauma craneoencefálico, repercusión del incremento de la PIC o bien para monitorizar la

profundidad anestésica mediante el registro del patrón de ondas electroencefalográficas.²⁻

4

A continuación, se resumen las principales ventajas y desventajas de la EEG intraoperatoria.⁹

VENTAJAS	DESVENTAJAS
No invasivo	Requiere entrenamiento para su interpretación
Monitoreo continuo	Modificado por agentes anestésicos
Información localizada	Modificado por cambios fisiológicos
Correlación con cambios en el FSC y oxigenación	Modificado por artefactos
Identificación de isquemia cerebral	Insensible a cambios subcorticales

Electroencefalografía y Anestésicos.

La actividad EEG está influenciada por los distintos fármacos anestésicos, la mayoría de estos agentes condiciona cambios en la frecuencia y amplitud de la señal del EEG habitualmente de manera dosis dependiente. Estos cambios se presentan de acuerdo al nivel de estado anestésico, primeramente, aparece un periodo de desacoplamiento en la fase excitatoria y posteriormente acoplamiento en las fases iniciales de la anestesia. El periodo de desacoplamiento se caracteriza por perdida de ondas alfa e inducción de componente beta mientras en el acoplamiento se observa aumento de la amplitud del componente alfa y theta.²⁻¹⁰

Propofol condiciona un incremento inicial de la actividad beta seguido de un aumento de ondas theta y delta después de la inducción del sueño. Los opioides provocan enlentecimiento del EEG dosis dependiente sin presentar excitación inicial.

Electroencefalografía y Análisis Espectral.

Los anestésicos producen efectos dosis dependiente sobre el patrón electroencefalográfico caracterizado por la disminución en la frecuencia promedio. El objetivo del análisis espectral es estimar la contribución de varias frecuencias en la medición del EEG y consiste en la descomposición de la señal del mismo basado en el poder de frecuencia de sus componentes. La ventaja del espectro es que muestra la descomposición de frecuencia del segmento de electroencefalograma para todas las frecuencias en un rango dado representando la frecuencia en el eje x y la potencia en el eje y.¹⁻⁵

En este sentido se han utilizado varios parámetros derivados del EEG para tratar de describir los efectos relacionados con estos fármacos. Los principales parámetros se basan en el análisis de la frecuencia del borde espectral al 95% (SEF 95%), la frecuencia media y el poder espectral.⁵

El análisis del electroencefalograma se realiza en el tiempo, seleccionando una parte del registro donde la contaminación es baja, contando el número de picos. Con el propósito de reducir el factor subjetivo se aplican dos técnicas para el análisis espectral; Transformada de Fourier y el periodograma modificado; ajustado a un modelo de autorregresivo (AR) al EEG, obteniendo un estimado de la densidad espectral.⁶

Periodograma; determina el contenido de frecuencia del EEG muestreado $f(x)$ donde se calcula la transformada de Fourier (utilizada por al digitalizarse "x" deja de ser una variable continua);

$$F(w) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) e^{-i2\pi \frac{wx}{N}}$$

$W=0,1,\dots,N-1$
N: número de muestras del EEG.

Con la transformada $F(w)$ se obtiene un estimado de la densidad espectral, conocido como periodograma dada por:

$$S(w) = \frac{1}{N} [F(w)]^2$$

Donde $S(w)$ es el Periodograma del EEG $f(x)$.

Este presenta un sesgo que disminuye al incrementar el número de muestras N y una varianza proporcional al cuadro del espectro real. En resumen, el EEG original de longitud N se divide en L segmentos de longitud M cada uno ($N=(L)(M)$). Para cada segmento se obtiene el periodograma y se promedian los L periodograma como señala.⁶

Para cuantificar la potencia del EEG en los diferentes ritmos se recurre al teorema del Parseval, esta expresión relaciona el contenido de potencia del EEG en el tiempo con la potencia en la representación frecuencia. Al emplear estos métodos permite determinar de manera confiable el contenido frecuencia en el EEG. El análisis frecuencia facilitara la caracterización del EEG en porcentaje de potencia para cada banda, formulando patrones espectrales para diferentes actividades electroencefalógraficas.^{6,7}

Un adecuado estado anestésico disminuye de manera significativa el SEF 16 a 12 Hz disminuyendo la presencia de ondas Beta y aumentando el poder de ondas theta. Durante la emersión anestésica el SEF incrementa de 12 a 18 Hz, aumentando el poder de ondas beta. Durante el procedimiento anestésico se ha determinado que un valor de SEF 14Hz durante la anestesia con una sensibilidad de 72% y especificidad 82% para determinar un adecuado estado anestésico. (D. Scwender et all)¹⁵

- **Frecuencia del borde espectral al 95%:** Medida usada en el procesamiento de señales. Normalmente se expresa como "SEF x", que representa la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el x por ciento de la potencia total de una señal dada. (75-95%).

- **Frecuencia media:** La frecuencia media es la frecuencia que divide el poder del espectro en la mitad.¹
- **Poder espectral:** Se representa comúnmente en decibelios, definida como 10 veces la base logarítmica 10 de la amplitud cuadrada de un componente de frecuencia de electroencefalograma dado. El poder del electroencefalograma puede diferir por órdenes de magnitud a través de las frecuencias. Tomar logaritmos hace que sea más fácil visualizar en la misma escala las frecuencias cuya potencia difiere por órdenes de magnitud. El espectro de un segmento dado de datos es, por lo tanto, un gráfico de poder por frecuencia.¹

Los análisis espectrales hacen que sea más fácil visualizar el contenido de frecuencia, especialmente las oscilaciones y detectar cambios sutiles en la estructura de la frecuencia. Sin embargo, es importante conocer tanto las representaciones espectrales como las del dominio del tiempo de un estado conductual o neurofisiológico inducido por un anestésico.¹

Análisis espectral y Propofol.

El mecanismo molecular de propofol ha sido bien caracterizado y se debe a su unión postsináptica a los receptores GABA causando hiperpolarización de las neuronas postsinápticas e inhibición. De igual manera propofol disminuye los estímulos excitatorios del tálamo a la corteza a través de la inhibición del núcleo reticular.^{1,2}

Sedación: Los patrones EEG son organizados, oscilaciones regulares beta-gamma y oscilaciones lentas delta. La amplitud de estas oscilaciones es más grande que aquellas observadas en estado despierto. También se ha observado oscilación beta durante la excitación paradójica.¹

Inducción: Cuando el propofol es administrado en bolo para inducción anestésica los cambios en el EEG se observan de 10 a 30 segundos de un patrón de despierto a un patrón de gran amplitud con oscilaciones delta lentas.¹

Anestesia general: De manera concomitante con la transición a la pérdida de la conciencia y la aparición de oscilaciones alfa lentas ocurre un fenómeno de anteriorización

donde el poder del espectro de las bandas beta y alfa del EEG se deslizan desde la región occipital hacia la frontal.¹

Emersión: Cuando la infusión de propofol es descontinuada las oscilaciones alfa lentas se disipan y gradualmente son reemplazadas por oscilaciones beta y gamma de mayor frecuencia y baja amplitud. Así mismo existe una inversión del fenómeno de anteriorización con recuperación de oscilaciones alfa en la región occipital.¹

PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA

El uso de monitores para evaluación de estado anestésico se ha limitado al área frontal, en cirugía neurológica este monitoreo se ve afectado por los diferentes abordajes quirúrgicos, en los cuales no se logra una neuromonitorización continua. En base a ello se presenta la inquietud de realizar un montaje electroencefalografico alternativo para mantener la neuromonitorización. Surgiendo la siguiente pregunta: ¿La frecuencia del Borde espectral (SEF 95%) en montaje electroencefalografico frontal es comparable con un montaje alternativo (C3-T3/C4-T4) en cirugía neurológica?

HIPOTESIS.

La frecuencia del borde espectral (SEF 95%) en un montaje alternativo electroencefalografico (C3-T3 / C4-T4) es comparable con el montaje frontal (Fp1-A1/Fp2-A2).

OBJETIVOS.

OBJETIVO GENERAL.

Comparar el borde espectral (SEF 95%) en montaje alternativo electroencefalografico (C3-T3/C4-T4) con montaje frontal en cirugía neurológica para guiar estado anestésico.

ESPECIFICOS.

- Correlacionar los valores de SEF 95% de cada montaje en los momentos críticos anestésicos.
- Establecer montaje alternativo para neuromonitorización en cirugía neurológica (C3-T3/C4-T4)

JUSTIFICACION.

El uso de monitores para evaluación de estado anestésico se ve afectado continuamente en cirugía neurológica en especial en abordajes frontales, de ahí surge la propuesta de migrar la monitorización a la región central/temporal (C3-T3/C4-T4) en base al espectro electroencefalografico.

METODOLOGÍA.

Material y Métodos.

a) Diseño

Estudio Experimental, Prospectivo, longitudinal.

b) Población y muestra

Pacientes que serán sometidos a cirugía neurológica, mayores de 18 años, bajo técnica anestésica total endovenosa del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Manuel Velasco Suarez.

El cálculo de muestra se establece para alcanzar una distribución normal de 20 pacientes por montaje, siendo este su propio control se decide establecer un total de muestra de 40 pacientes.

c) Criterios de selección del estudio

CRITERIOS DE INCLUSION

- Edad mayor de 18
- Cirugía Electiva
- Pacientes sometidos bajo anestesia total endovenosa.

CRITERIOS DE EXCLUSION

- Paciente sometido a neurocirugía de manera urgente.
 - Paciente con clasificación de ASA mayor a IV.
 - Paciente que ingresa quirófano bajo efectos de sedación
- Pacientes que ingresen con craniectomía.

CRITERIOS DE ELIMINACION.

- Pacientes que sobrepasen sangrado permisible
 - Cursen con estado de choque hipovolémico / cardiogénico
- Pacientes que cursen con Hipotermia transanestésica.
- Interferencia de electrodos que impidan el registro.
- Pacientes con edema cerebral severo a la apertura de dura madre.

VARIABLES.

<u>VARIABLE</u>		<u>DEFINICIÓN OPERACIONAL</u>	<u>Valores o Categoría</u>	<u>Unidad de medición</u>	<u>Nivel de medición.</u>
I N D E P E N D I E N T E	Montaje Electroencefalografico	Arreglos lógicos y ordenados de canales (Pares de electrodos, con formas de onda que representan la diferencia de potencia entre dos electrodos) que muestran actividad EEG del cuero cabelludo, comparando la actividad de ambos lados del cerebro (lateralización) y registrando la actividad de una región específica del cerebro.	Tradicional (Fp1/A1-Fp2/A2) Alternativo(C3/T3-C4/T4)	Cualitativa	Dicotómica
	Anestesia General (Estado Anestésico)	Estado transitorio y reversible de depresión del sistema nervioso central (SNC) inducido por drogas específicas y caracterizado por pérdida de la conciencia, de la sensibilidad, de la motilidad y de los reflejos, produciendo: analgesia, amnesia, inhibición de los reflejos sensoriales y autónomos, relajación del músculo estriado y pérdida de la conciencia	Momentos Anestésicos: Basal (despierto) Inducción Posicionamiento Resección Emersión	Cualitativa	Razón
D E P E N D I	Borde Espectral	Medida usada en el procesamiento de señales. Normalmente se expresa como "SEF x", que representa la frecuencia por debajo de la cual se encuentra el x por	0.1-30Hz.	Cuantitativa	Continua

E N T E		ciento de la potencia total de una señal dada.			
D E M O G R Á F I C A S	Edad	Cantidad de años cumplidos de una persona	Edad en años	Discreta	Numerica
	Sexo	Clasificación según la expresión fenotípica y genotípica del ser humano.	1. Hombre 2. Mujer	Cualitativa	Dicotómica
	ASA	Sistema de clasificación que utiliza la <i>American Society of Anesthesiologists</i> (ASA) para estimar el riesgo que plantea la anestesia para los distintos estados del paciente	I. Paciente saludable no sometido a cirugía electiva II. enfermedad sistémica leve, controlada y no incapacitante. Puede o no relacionarse con la causa de la intervención III. enfermedad sistémica grave, pero no incapacitante. Por ejemplo: cardiopatía severa o	Cualitativa	Ordinal.

		<p>descompensada, diabetes mellitus no compensada acompañada de alteraciones orgánicas vasculares sistémicas</p> <p>IV. enfermedad sistémica grave e incapacitante, que constituye además amenaza constante para la vida, y que no siempre se puede corregir por medio de la cirugía.</p> <p>V. enfermo terminal o moribundo, cuya expectativa de vida no se espera sea mayor de 24 horas, con o sin tratamiento quirúrgico</p> <p>VI. Donador de órganos.</p>		
--	--	--	--	--

DESCRIPCION GENERAL DEL ESTUDIO.

El estudio se llevó a cabo en pacientes mayores de 18 años, que ingresan a cirugía neurológica de manera electiva se realizara inicialmente monitorización convencional (EKG (DII y V5), SpO2, presión arterial no invasiva (PANI) y la colocación de electroencefalografía con electrodos de plata de superficie realizando montaje acorde a sistema internacional 10 – 20, instalando; montaje convencional Frontal bipolar frontal (Fp1-A1/Fp2-A2). y montaje alternativo bipolar a nivel de (C3-T3/C4-T4). Siendo el paciente su control una vez obteniendo registro basal electroencefalografico se inicia con infusión Fentanil para mantener una concentración en sitio efecto 4 a 3ng/ml de acuerdo a modelo farmacológico Marsh II. Tres minutos después de la administración de Fentanil, se inició infusión de propofol para mantener una concentración en el sitio efecto de 3 µg/ml, de acuerdo al modelo farmacológico de Schnider. Una vez alcanzada adecuada hipnosis se administra 0.8 mg/kg de rocuronio para realizar intubación orotraqueal. Mantenimiento con ventilación mecánica para mantener una PaCO2 entre 30 – 35 mmHg (ETCO2: 28 – 33), instalación de monitoreo invasivo si es requerido por procedimiento quirúrgico. Se mantendrá perfusión de Propofol por TCI modelo farmacológico schnider concentraciones 2-3mcg/ml y fentanilo 3ng/ml TCI. Durante el procedimiento anestésico se analizará el comportamiento de la frecuencia del borde espectral entre ambos registros (montaje frontal y montaje alterno) realizando registro cada 15 min para correlacionar patrones, puntualizando momentos críticos anestésicos; registro basal (paciente despierto), inducción (30 segundos posterior al inicio de perfusión de propofol) , posicionamiento (posición quirúrgica para procedimiento), resección, mantenimiento (SEF 95% promediado de las mediciones entre posicionamiento y previo a la emersión) y emersión. Los datos serán registrados en hoja de datos donde posteriormente se llevará análisis para comparar y correlacionar los valores de SEF 95% entre montajes.

ANALISIS ESTADISTICO

Para el análisis estadístico se utilizó el programa estadístico IBM SPSS Statistics 22.

Aplicando:

- Estadística descriptiva: promedios, media y varianzas; para variables demográficas.
- ANOVA de medidas repetidas con los factores montaje (frontal/alternativo), lateralidad (derecha/izquierda) y momento crítico (basal/inducción/posicionamiento/resección y emersión), con los valores SEF 95% como variable dependiente. Se realizará la corrección Greenhouse Geisser para en caso de violarse la suposición de esfericidad. Todos los análisis post-hoc se realizarán con la prueba Bonferroni.
- Análisis de correlación entre los valores de SEF 95% de cada montaje en los diferentes momentos críticos.
- Análisis de sensibilidad y especificidad (curvas ROC) para cada montaje, con el objetivo de comparar la capacidad del montaje alternativo para identificar estado anestésico en comparación con el montaje frontal.

CONSIDERACIONES ETICAS.

Las características del estudio no conllevan implicaciones éticas a aprobar.

CONSIDERACIONES FINANCIERAS.

a) Aporte Financiero

No se requiere de aporte financiero extra.

b) Recursos con los que se cuenta

Área de Quirófano del instituto nacional de neurología y neurocirugía

- Máquina de Anestesia GE DATEX-OHMEDA MODELO AVANCE CONFIG Y AVANCE CS2

- Monitor de Signos Vitales Modelo. CARESCAPE B850

Monitor de Electroencefalografía Modelo; GE Healthcare Type. E-EEG-00

- Equipo utilizado para realización de Anestesia total endovenosa por TCI. Syramed mSP6000.

c) Recursos que solicitar

Electrodos de superficie de plata

d) Análisis del costo por paciente; No aplica

RESULTADOS.

Se captaron 40 pacientes, que ingresaron de manera electiva para cirugía neurológica en el periodo de febrero 2017 a junio 2017, cumpliendo con los criterios de inclusión, a quienes se realizó neuromonitorización electroencefalografica transanestesica; se realizaron 80 montajes, de acuerdo al sistema internacional 10-20. Estos fueron: 1. Montaje Tradicional Frontal (Fp1-A1/Fp2-A2) y 2. Montaje Alterno Central (C3-T3/C4-T4).

Los resultados de las variables demográficas se presentan mediante

TABLA. 1. ESTADISTICA DESCRIPTIVA

VARIABLE		ANALISIS UNIVARIADO
N. 40		
EDAD		45.37± 13.7
GENERO	MASCULINO	23 (57.5%)
	FEMENINO	17 (42.5%)
PESO (Kg)		74.42 ± 13.7
TALLA (mts)		1.62 ± .074
IMC (Kg/mts ²)		27.8 ± 5.42
*ASA	1	4 (10%)
	2	23 (57.5%)
	3	13 (32.5%)
LATERALIDAD	NO APLICA	14 (35%)
LESION	DERECHA	12 (30%)
	IZQUIERDA	12 (30%)
	SIN REGISTRO	2 (5%)
POSICIÓN ^(a)	DECUBITO DORSAL	19 (47.5%)
	PARCK BENCH	16 (40%)
	DECUBITO PRONO	2 (5%)
	SEDENTE	1 (2.5%)

IMC; Índice de Masa Corporal. *Estado Físico; Sociedad Americana Anestesiología. Ver Gráfico 1. ^(a)

estadística descriptiva; medias y desviación estándar, así como frecuencia y porcentaje. Edad de 45.37± 13.7 años. Índice de masa Corporal 27.82± 5.42. (Tabla.1). La distribución en cuanto al sexo de la población; 23 (57.5%) son de sexo masculino y 17 (42.5%) del sexo femenino.

Los diagnósticos preoperatorios de mayor frecuencia fueron Adenoma Hipofisiario, 7 (17.7%) Neuralgia del Trigémino, 5 (12.5%)[Grafica 1^a] Intervenciones quirúrgicas reportadas Resección Transcranial, 13 (32.5%) Resección Transnasal endoscópica 6 (15%) y

Descompresión Microvascular 6 (15%) [Grafico 2^a] Las posiciones quirúrgicas más utilizadas para el abordaje de las diferentes lesiones intracraniales se presentan en frecuencia; decúbito dorsal 19 (47.5%) Parck Bench 16 (40%) y Sedente 1 (2.5%) [Tabla1, Grafico 1]

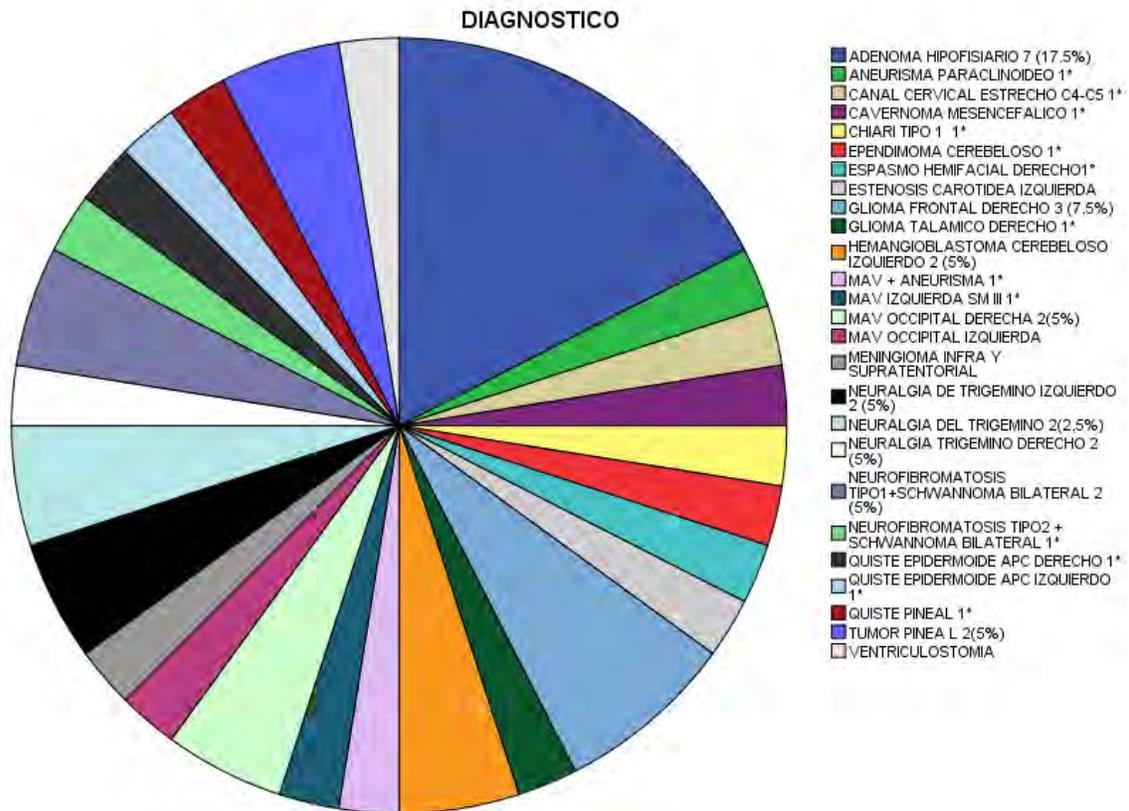


Grafico 1º. Diagnósticos preoperatorios. 1* = 2.5%

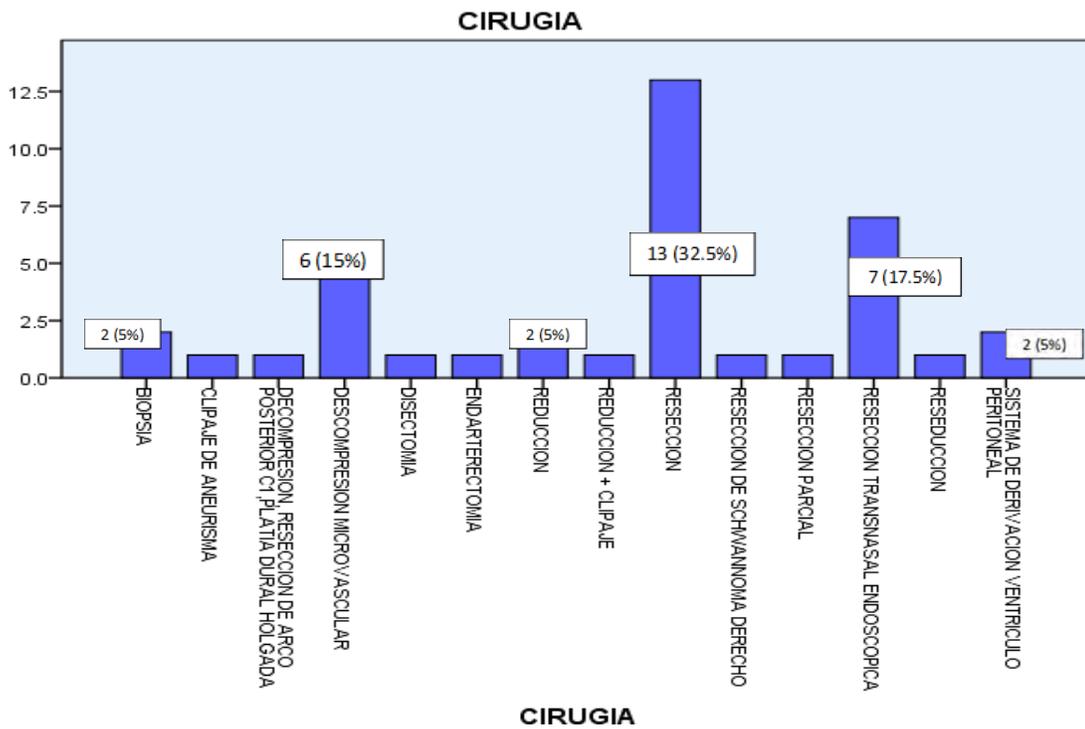
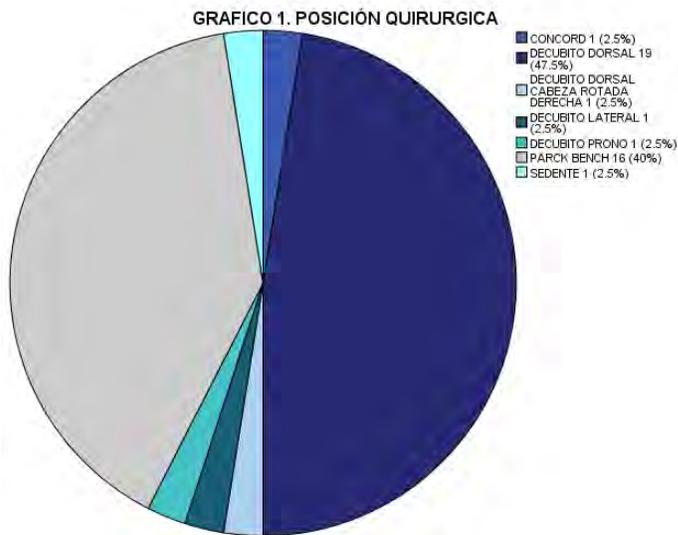


Grafico 2º. Tipos de Cirugías.



Se realizaron 80 montajes electroencefalograficos en 40 pacientes. 20 montajes en región frontal (Fp1-A1/Fp2-A2) denominándolo para fin del estudio Montaje Tradicional (MT) el cual represento el control para el mismo paciente y 20 Montaje Central (C3-T3/C4-T4) denominado Montaje Alterno (MA), basado en el sistema

internacional 10-20 donde se establece con número par, lateralidad derecha y numero non izquierda.

El análisis estadístico inferencial para valores paramétricos se realiza mediante estadística multivariada para medidas repetidas, (ANOVA) comparando comportamiento electroencefalografico de la Frecuencia del Borde espectral (SEF 95%) entre el montaje Tradicional vs Alterno, lateralidad (derecho-Izquierdo) y momentos críticos anestésicos, (Basal, Inducción, Posición, Resección, Mantenimiento y Emersión).

Los resultados de pruebas multivariadas comparando Montaje tradicional vs Alterno, lateralidad Izquierda muestra una diferencia significativa esperada entre los momentos de anestésicos, ($p = .0001$) mas no diferencia entre el momento anestésico comparado con montaje tradicional vs alterno con un valor ($F= 1,686$ gl; 5 $p = .153$) por ANOVA (valor de $p \leq 0.05$). Demostrando la igualdad de varianza entre grupos y momento anestésico con prueba de Levene ($p > .05$) [Grafico 2] Respecto a los resultados contralateral (comparación de MT vs MA lateralidad derecha) no se encuentra significancia entre el momento anestésico comparado con los grupos obteniendo valores ($F = .960$ gl; 5 $p=.446$) [Grafico 3] Las Mediciones de SEF 95% en varianza y desviación estándar obtenidos en cada momento anestésico comparado entre montajes se observan en tabla 4. Las comparaciones entre el promedio de Montaje Tradicional vs Montaje Alternativo global confirman la similitud de comportamiento con un valor ($F= 1.654$ gl. 5, $p= .151$) por ANOVA (Grafica 4).

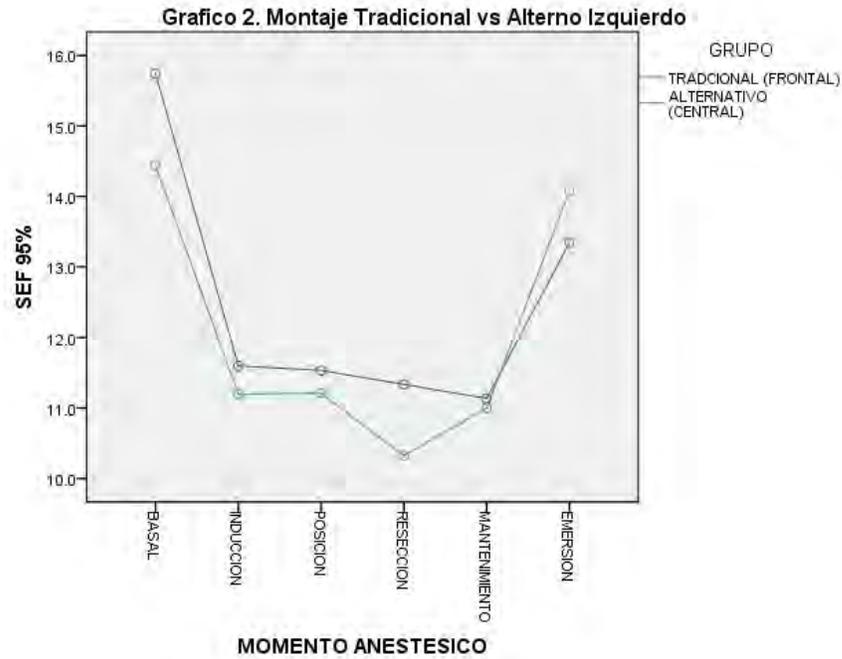


Grafico 2. Comparación de Montaje Tradicional vs Alterno entre cada momento anestésico lateralidad izquierda. $p = .153$ (valor de $p < 0.05$)

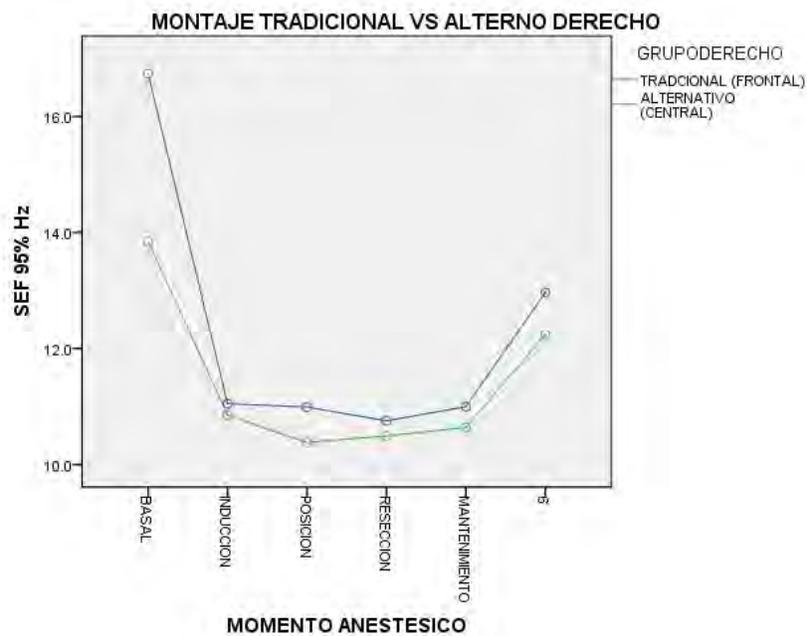


Grafico 3. Comparación de Montaje Tradicional vs Alterno entre cada momento anestésico derecho. $p = .446$ ($p < 0.05$)

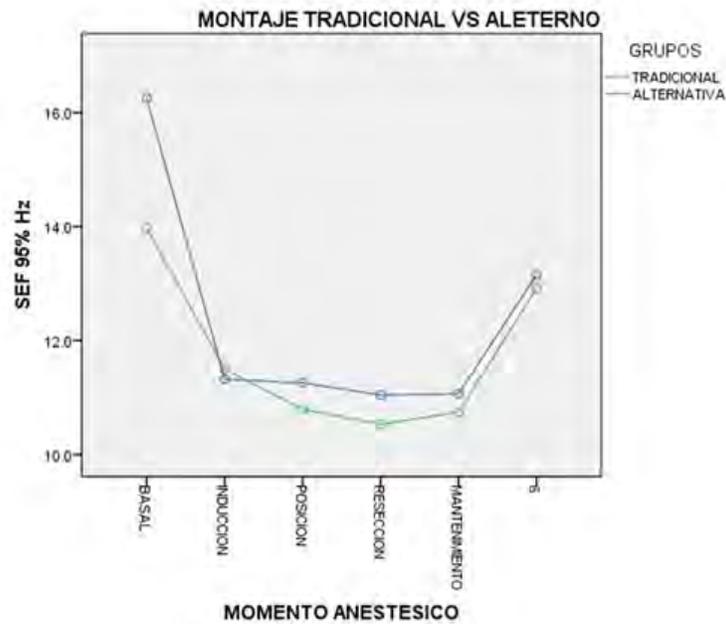


Grafico 4. Comparación de Montaje Tradicional vs Alterno entre cada momento anestésico.

$p = .151$ ($p < 0.05$)

TABLA 4. *LATERALIDAD IZQUIERDO	GRUPO	Media	Desviación estándar
DESPIERTO	TRADICIONAL	15.744	4.4203
	ALTERNATIVO	14.441	4.1430
INDUCCION	TRADICIONAL	11.597	2.8938
	ALTERNATIVO	11.196	2.4186
POSICION	TRADICIONAL	11.532	2.0418
	ALTERNATIVO	11.211	3.3322
RESECCION	TRADICIONAVO	11.335	2.1649
	ALTERNATIVO	10.326	2.5113
MANTENIMIENTO	TRADICIONAL	11.135	1.8581
	ALTERNATIVO	11.000	1.6272
EMERSION	TRADICIONAL	13.341	3.7821
	ALTERNATIVO	14.078	4.4543
*LATERALIDAD DERECHA			
DESPIERTO	TRADICIONAL	16.249	4.9444
	ALTERNATIVO	13.975	4.3961
INDUCCION	TRADICIONAL	11.319	2.7738
	ALTERNATIVO	11.500	2.8391
POSICION	TRADICIONAL	11.258	1.9285
	ALTERNATIVO	10.791	2.8353
RESECCION	TRADICIONAVO	11.041	2.2515
	ALTERNATIVO	10.532	2.0453
MANTENIMIENTO	TRADICIONAL	11.065	1.9655
	ALTERNATIVO	10.741	1.6121
EMERSION	TRADICIONAL	13.151	3.7714
	ALTERNATIVO	12.918	4.5104

El análisis de correlación entre los valores de SEF 95% de cada montaje en los diferentes momentos críticos se realizó mediante la prueba de coeficiente de correlación lineal de Pearson. Observando una fuerte correlación entre cada montaje en los diferentes momentos anestésicos, lateralidad izquierda logrando una fuerte correlación entre MT vs MA en momento basal .781, posición .505, mantenimiento .581 y emersión .727 de manera contralateral lateralidad derecha se observó

correlaciones significativas en todos los momentos anestésicos alcanzando una correlación en el momento de mantenimiento hasta de .844 (Correlación significativa 0.01 bilateral) [Tabla 5 y 6]

*Correlación entre variables; Montaje Tradicional (MT) vs Montaje Alternativo (MA): **Lateralidad Izquierda**

Variables N.40	MA Basal	MA Inducción	MA Posición	MA Resección	MA Mantenimiento	MA Emersión
MT Basal	.781**					
MT Inducción		.257				
MT Posición			.505**			
MT Resección				.289		
MT Mantenimiento					.581**	
MT Emersión						.727**

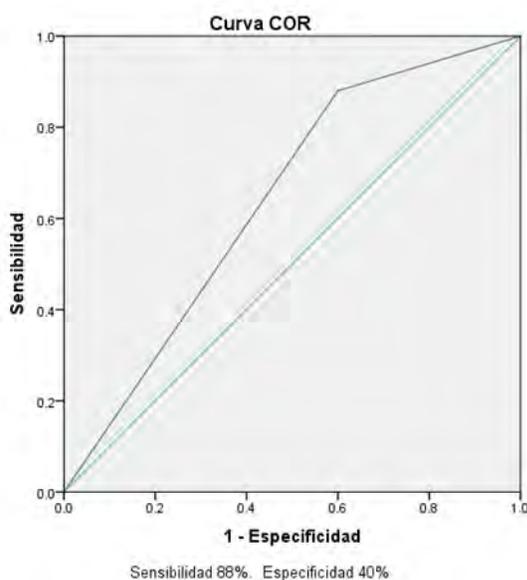
Tabla. 5 *Correlación Pearson. ** Correlación significativa 0.01 (bilateral).

*Correlación entre variables; Montaje Tradicional (MT) vs Montaje Alternativo (MA): **Lateralidad Derecha**

Variables N.40	MA Basal	MA Inducción	MA Posición	MA Resección	MA Mantenimiento	MA Emersión
MT Basal	.532**					
MT Inducción		.512**				
MT Posición			.543**			
MT Resección				.636**		
MT Mantenimiento					.844**	
MT Emersión						.648**

Tabla. 6 *Correlación Pearson. ** Correlación significativa 0.01 (bilateral).

Se realizaron tablas de contingencia entre Montaje Tradicional y Montaje Alternativo donde se estableció una sensibilidad del 88% y Especificidad 40 % para el montaje alternativo con un área bajo la curva (Análisis ROC) 0.64%. (Grafico 5) obteniendo valor predictivo Positivo del 70% y valor predictivo Negativo 66%.



DISCUSIÓN.

El análisis de la frecuencia del borde espectral (SEF 95%) describe el estado anestésico dependiendo del fármaco y dosis. El presente estudio, experimental, prospectivo, longitudinal se realizó con el objetivo de comparar la frecuencia de Borde Espectral 95% entre el montaje tradicional (Área Frontal) con un montaje Alternativo (Central) en cirugía neurológica para guiar estado anestésico.

En los resultados del estudio se estableció que no existe diferencia significativa al comparar el borde espectral (SEF 95%) entre el MT vs MA en cada uno de los momentos anestésicos, ($p = .151$). Estableciendo mayor similitud en la comparación SEF 95% en lateralidad derecha ($p = .446$) vs lateralidad izquierda ($p = .156$) por lo que sugiere que el comportamiento de la actividad cerebral bajo anestesia puede ser monitorizada con el montaje alternativo, así mismo se estableció una fuerte correlación lineal (coeficiente de correlación Pearson) entre ambos montajes en cada uno de los momentos; Basal, Inducción, posicionamiento, resección, mantenimiento y emersión, obteniendo correlaciones con significancia mayor en lateralidad derecha.

Un adecuado estado anestésico disminuye de manera significativa el SEF 16 a 12 Hz disminuyendo la presencia de ondas Beta y aumentando el poder de ondas theta. Durante la emersión anestésica el SEF incrementa de 12 a 18 Hz, aumentando el poder de ondas beta. Durante el procedimiento anestésico se ha determinado que un valor de SEF 14Hz durante la anestesia tiene una sensibilidad de 72% y especificidad 82% para determinar un adecuado estado anestésico. (D. Scwender et al)¹⁵

En el presente estudio se realizaron pruebas de Sensibilidad y Especificidad mediante tabla de contingencia, así como como curva de ROC con el objetivo de comparar la capacidad del montaje alternativo para identificar estado anestésico en comparación con el montaje frontal. Logrando obtener una sensibilidad del 88% y especificidad del 40% comparado con la literatura se alcanza una sensibilidad mayor sin embargo se compromete la especificidad.

CONCLUSIÓN.

El montaje Alternativo electroencefalografico comparado con el montaje tradicional es útil y funcional durante el monitoreo transoperatorio en pacientes de cirugía neurológica que comprometan el área frontal. Se observó una fuerte correlación entre ambos montajes en los diferentes momentos anestésicos; logrando establecer una Sensibilidad 88% y Especificidad 40% con un valor predictivo positivo del 70% y valor negativo positivo del 66% con un área bajo la curva 64%, lo que nos sugiere que puede ser una alternativa de neuromonitorización ante el compromiso de la región frontal. El compromiso de la Especificidad puede estar dado por la pérdida parcial de los electrodos del monitoreo central o falta de registro del mismo en alguno de los momentos anestésicos secundarios al tipo de posicionamiento quirúrgico, interferencia por electrocauterio o dispositivos de apoyo a cirugía como neuronavegadores o aspiradores.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

Una de las limitaciones más importante del estudio la falta de captura de datos en un momento anestésico establecido, así como la perdida de parcial de electrodos colocados en montaje alternativo. La lateralidad de la lesión no registrada en el diagnóstico, la cual podría contribuir en la diferencia existente que presenta el estudio entre lateralidad derecha e izquierda por el cambio en la neurofisiología cerebral ante la lesión intracerebral.

CRONOGRAMAS DE ACTIVIDADES.

MES/AÑO	oct-16	nov-16	dic-16	ene-17	feb-17	mar-17	may-17	jun-17	jul-17
ACTIVIDAD									
Planteamiento del problema	√								
Revisión de la bibliografía		√	√	√					
Elaboración de protocolo				√					
Presentación de protocolo ante comité de ética e investigación					√				
Aprobación de Protocolo					√				
Fase Clínica						√	√	√	
Análisis Estadístico									X
Elaboración de informe final									X
Presentación									X
	√	Actividad Realizada							
	X	Actividad Planeada							

REFERENCIA BIBLIOGRAFICA.

1. Purdon, Patrick L., Aaron Sampson, Kara J. Pavone, and Emery N. Brown. "Clinical Electroencephalography for Anesthesiologists." *Anesthesiology* . 2015 Oct; 123 (4):937–960.
2. Maehara T. Role of Electroencephalography for Cerebral Functions in Neuroanesthesia. *Neuroanesthesia and Cerebrospinal Protection* 2015; 14: 141-151.
3. Escallier K, et al. Monitoring the brain: processed electroencephalogram and perioperative outcomes. *Anaesthesia* 2015; 69: 899–910.
4. Marchant N, et all. How Electroencephalography Serves the Anesthesiologist. *Clínica EEG and Neurociencia* 2014.
5. Jaramillo –Magaña. Análisis biespectral (BSA) del electroencefalograma en pacientes neuroquirúrgicos bajo TCI con propofol y fentanyl. *Rev. Mex .Anest.* 2011,Jul; 34 (3): 164-175.
6. J. A. Delgado, "Análisis de electroencefalograma con transformada de Fourier y modelos paramétricos", [internet], disponible en www.revistas.unal.edu.co/index.php/ingev/article/.../21656, [acceso el 31 de Mayo de 2017].
7. J.M. Almira. Transformada de Fourier. *Matemáticas para la recuperación de señales*". Grupo Editorial Universitario, 2005. Disponible http://www4.ujaen.es/~jmalmira/transformada_fourier_almira.pdf [acceso el 31 de mayo 2017].
8. W.J. Freeman and R. Quian Quiroga, *Imaging Brain Function With EEG: Advanced Temporal and Spatial Analysis of Electroencephalographic Signals*. 2013.
9. Dumont G. Monitoring the EEG for Assessing Depth of Anesthesia. *Monitoring Technologies in Acute Care Environments* 2014.
10. Key Monitoring in Neuroanesthesia: Principles, Techniques, and Indications. *Anesthesia & Critical Care* 2012.

11. Jurcak V, et al. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage* 34 (2007) 1600–1611.
12. Musialowicz T. Current Status of EEG-Based Depth-of-Consciousness Monitoring During General Anesthesia. *Curr Anesthesiol Rep* (2014) 4:251–260.
13. Saurabh R. Sinha. Et all. American Clinical Neurophysiology Society Guideline 1: Minimum Technical Requirements for Performing Clinical Electroencephalography. *Journal of Clinical Neurophysiology* August 2016. Vol. 33 (4); 302-307.
14. Arquímedes Montoya Pedrón et all. Evaluation of the effectiveness of the quantitative electroencephalogram parameters in the measurement of the anesthetic depth level. *MEDISAN* 2014; 18(3):301.
15. D Schwender et al. Spectral Edge Frequency of the Electroencephalogram to Monitor "Depth" of Anaesthesia With Isoflurane or Propofol. *Br J Anaesth* 1996; 77 (2), 179 - 184.

ANEXOS.

HOJA DE RECOLECCION DE DATOS				
<u>Nombre:</u> "COMPARACIÓN DE FRECUENCIA DE BORDE ESPECTRAL ENTRE MONTAJE ELECTEROENCEFALOGRAFICO FRONTAL CONTRA MONTAJE ALTERNATIVO (C4-T4/C3-T3) EN CIRUGIA NEUROLOGICA."			<u>Registro:</u> <u>Fecha de Nacimiento:</u> <u>Quirófano:</u>	
<u>Edad:</u>	<u>Género:</u> H - M	<u>Peso</u>	<u>Talla</u>	<u>IMC</u>
<u>Diagnóstico:</u>		<u>Tiempo Anestésico</u>		
<u>Posición/Abordaje:</u>		<u>Tiempo Quirúrgico</u>		

Montaje Frontal (Fp1-A1/Fp2-A2)

Momento / Borde Espectral	Basal (Despierto)	Inducción	Posición	Mantenimiento	Resección	Emersión
(Fp1-A1)						
(F2-A2)						
BRS						

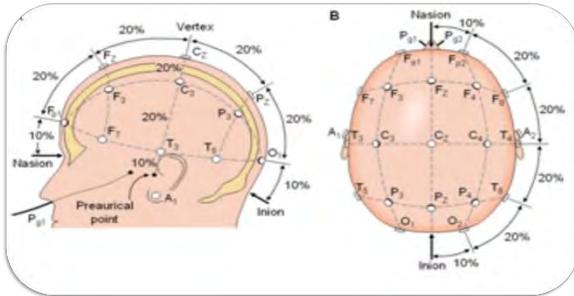
Montaje Alternativo (C3-T3/C4-T4)

Momento / Borde Espectral	Despierto	Inducción	Posición	mantenimiento	Resección	Emersión
(C3-T3)						
(C4-T4)						
BRS						

Observaciones. _____

Perdida de Electrodo	SI	No
----------------------	----	----

Anexo 2.



Sistema internacional 10-20



Paciente programado Endarterectomía. Colocación de Montaje Tradicional y Montaje alterno



Monitorización Electroencefalografica cuatro canales bipolares. MT y MA

