

Técnicas para el monitoreo de los niveles de profundidad anestésica

Techniques to control the anesthetic depth levels

Dr. C. Antonio Salgado Castillo y Dr. C. Arquímedes Montoya Pedrón

Hospital General Docente "Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso", Universidad de Ciencias Médicas, Santiago de Cuba, Cuba.

RESUMEN

Se presentan aspectos esenciales del proceso de clasificación de los niveles de profundidad anestésica mediante señales electroencefalográficas. Se fundamenta el mencionado proceso desde un estudio exhaustivo que permitió precisar sus principales referentes. Finalmente, se realiza una caracterización de su estado actual, teniendo en cuenta los principales índices de profundidad anestésica y tipos de monitores comercializados.

Palabras clave: anestesia, nivel de profundidad anestésica, monitor de anestesia, escalas clínicas de profundidad anestésica.

ABSTRACT

Essential aspects of the classification process of anesthetic depth levels are presented by means of electroencephalographic signs. The abovementioned process is supported from an exhaustive study that allowed to specify its main aspects. Finally, a characterization of its current state is carried out, taking into account the main indexes of anesthetic depth and types of marketed displays.

Key words: anesthetic, anesthetic depth level, anesthetic monitor, clinical scales of anesthetic depth.

INTRODUCCIÓN

La posibilidad de que un paciente anestesiado tuviese recuerdo intraoperatorio ha sido motivo de preocupación debido a los efectos psicológicos adversos, de ahí que existan numerosos investigadores enfrascados en controlar las condiciones que permiten minimizar los riesgos de dicho recuerdo. En la práctica médica, la anestesia se define como la administración de diferentes fármacos, los cuales posibilitan que el paciente se encuentre en las mejores condiciones fisiológicas posibles, antes, durante y después de la intervención quirúrgica.¹

De hecho, la anestesia general produce un estado de inconsciencia en los pacientes, debido a la administración de fármacos hipnóticos por vía intravenosa, inhalatoria o ambas a la vez. Actualmente es muy común la combinación de varias técnicas a lo que se denomina anestesia multimodal. Durante este proceso se deben garantizar los estados de

inconsciencia, amnesia, analgesia y relajación muscular para evitar movimientos no deseados.²

En la actualidad, la anestesia es controlada, durante la cirugía, por un anesthesiólogo altamente entrenado, que usa su experiencia, signos clínicos del paciente y monitores anestésicos. En la práctica clínica la rutina de monitoreo de la anestesia general está basada principalmente en parámetros cardiovasculares y en la respuesta motora. Si la estimulación quirúrgica no provoca movimiento, ni un incremento en la velocidad del corazón o en la presión de la sangre, es asumido que la anestesia es suficiente; sin embargo, durante el bloqueo neuromuscular, en presencia de betabloqueadores o en pacientes que solo toleran altos niveles de anestesia, estos parámetros clínicos pueden fallar y distorsionar la medida de la profundidad anestésica (PA).^{3,4}

Lo anterior se debe principalmente a que en la práctica, la evaluación clínica del paciente durante la operación depende mucho de la experiencia del especialista, aunque se incluye cierto grado de subjetividad, por lo que el paciente pudiera cambiar el nivel de PA y los cambios fisiológicos ser imperceptibles para el anesthesiólogo.

En tal sentido, resulta imprescindible acudir al análisis de las fuentes principales de información fisiológica que brinda el paciente y destacar las señales de electroencefalograma (EEG), las cuales contienen información que permite identificar diferentes estados de conciencia en condiciones de sueño, así como el efecto de drogas anestésicas.⁵

Asimismo, los parámetros extraídos del EEG pueden ser una buena alternativa para cuantificar la PA, lo cual constituye un sistema de monitorización no invasivo cuyo análisis se ha simplificado con el desarrollo tecnológico. Además, es sensible a los efectos de los anestésicos, por lo que se ha empleado para definir la potencia de la mayoría de anestésicos intravenosos e inhalatorios.⁶

Los parámetros extraídos del EEG se pueden expresar a través de una medida continua tanto en el tiempo como en su escala de medición y facilitar algunos análisis estadísticos; sin embargo, aunque la señal del electroencefalograma refleja el efecto de los fármacos empleados en la anestesia, no lo hace con igual sensibilidad para todos, ni se puede decir claramente que un solo parámetro de los muchos que se emplean permite realizar un análisis de este tipo.

Consecuentemente, en la actualidad existen diversas técnicas para determinar los niveles de PA, entre ellas se destacan: índice biespectral (BIS, por sus siglas en inglés), entropía e índice de conciencia, A-línea índice de autorregresión,⁷⁻¹⁰ índice de estado cerebral (IOC, AAI y CSI, por sus siglas en inglés, respectivamente). Con respecto a las anteriores, esta técnica gana en sensibilidad, pues posibilita monitorear mejor al afectado, pero todavía se considera insuficiente para la toma de decisiones debido a que, en ocasiones, los cambios bruscos de un nivel a otro de PA ocurridos en el cerebro, se reflejan en los monitores con cierto retardo.

Por ende, hablar de la clasificación de los niveles de profundidad anestésica (NPA), implica reconocerla como un proceso complejo y creativo que ha sido abordado desde una diversidad de enfoques, que han generado numerosas propuestas con el objetivo de minimizar el riesgo del despertar intraoperatorio, de manera que el paciente transite por la operación sin traumas psicológicos, ni daños sicosomáticos.⁵

ELECTROENCEFALOGRAMA Y NIVELES DE PROFUNDIDAD ANESTÉSICA

El EEG es el registro de la actividad eléctrica de las neuronas que componen la capa de células piramidales del córtex cerebral y representa gráficamente la actividad eléctrica espontánea de la corteza cerebral. La relación entre los ritmos del EEG y los cambios fisiológicos de estados cerebrales (alerta, sueño, fases de sueño, coma y ataques epilépticos), así como la relación entre los ritmos del EEG y los efectos farmacodinámicos, ya han sido establecidos y analizados.¹

ELECTROENCEFALOGRAMA EN ANESTESIA

El registro del EEG ha sido utilizado ampliamente en la práctica clínica neurológica para la evaluación del estado funcional cortical. En 1929 Berger¹¹ empieza a usarlo de forma regular y publica sus resultados, en los cuales describe el efecto electroencefalográfico de fármacos, tales como escopolamina, cocaína, morfina y derivados barbitúricos. A partir de entonces, empieza a emplearse como herramienta diagnóstica de trastornos neurológicos y a finales de los años 30 del pasado siglo, aparecen las primeras publicaciones que relacionaban el efecto de los agentes anestésicos con cambios en el trazado electroencefalográfico.

Resulta importante señalar, que uno de los puntos detonantes de las aplicaciones clínicas del EEG en anestesiología fue la descripción por Bickford y Faulconer, en 1950, de una serie de intervenciones quirúrgicas en las que se empleó un sistema de control automático de administración intravenosa continua de barbitúricos y se utilizó el EEG como sistema de cuantificación y ajuste del efecto. El desarrollo de sistemas de registro, así como el procesamiento digital del EEG más compactos y resistentes al alto nivel de ruido de los salones quirúrgicos, ha abierto la posibilidad de extender el uso del EEG a la evaluación objetiva del nivel de PA.⁵

En Anestesiología hay varios aspectos en los cuales la monitorización del EEG puede tener un papel importante, entre los cuales figuran: cambios del trazado respecto al registro basal o del trazado en el lado contralateral durante intervenciones de cirugía vascular,² detección precoz de la posibilidad de deficiencia neurológicas tras circulación extracorpórea, detección de hipoxia o situaciones de isquemia, o bien medición del efecto farmacológico de los anestésicos para controlar el nivel de PA o controlar el efecto de fármacos, como en el coma barbitúrico donde se administra tiopental hasta que llegue a inducir cierto grado de supresión en las ondas del EEG.^{12,13}

LAS SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS

La onda normal del EEG se caracteriza por tener una pequeña amplitud (20–200 μ V) y una frecuencia variable (0–50 Hz). Para el estudio de la señal EEG a partir de su espectro se han designado varias bandas de frecuencias que son útiles para el análisis del funcionamiento de la señal.¹⁴ Estas bandas son: delta (0,5–3,5 Hz), theta (3,5–7,0 Hz), alfa (7,0–13,0 Hz), beta (13–30 Hz) y beta 1 (30–50 Hz).

Para el análisis cuantitativo del EEG, se utilizan electrodos posicionados en localizaciones específicas del cuero cabelludo. Durante la fase de adquisición de datos cada electrodo detecta las señales eléctricas provenientes del cerebro. El sistema para la adquisición de las señales del EEG está constituido por electrodos y caja de conexión, procesamiento y cuantificación de la señal, así como almacenamiento de los datos.¹⁴

- Electrodo del EEG: son sensores de potencial eléctrico y la caja de conexión es la interface que conecta a los electrodos con el equipo de electroencefalografía.
- Amplificadores: permiten amplificar la señal eléctrica del cerebro, debido a que es muy pequeña.
- Filtros: tienen la función de eliminar señales parásitas o ruidos en la señal del EEG.
- Conversor A/D: es el encargado de convertir la señal EEG analógica en una digital, para lo cual realiza un proceso de muestreo, cuantificación y codificación de dicha señal.
- Procesador de EEG: toma la señal digitalizada y la procesa según los requerimientos deseados.

El EEG describe un proceso no estacionario, que varía con los estados fisiológicos; sin embargo, en la práctica puede considerarse como estacionario sobre periodos relativamente cortos.¹⁴

PRINCIPALES EFECTOS DE LOS ANESTÉSICOS EN EL ELECTROENCEFALOGRAMA

El electroencefalograma puede ser una buena alternativa para cuantificar los NPA. Se trata de un sistema de monitorización no invasivo, cuyo análisis se ha simplificado bastante con el desarrollo tecnológico, es sensible a los efectos de los anestésicos y como tal se ha empleado para definir la potencia de la mayoría de anestésicos intravenosos e inhalatorios.¹⁵

Particularmente, los cambios inducidos por fármacos anestésicos inhalatorios como los intravenosos alteran el trazado del EEG, tal es el caso del diazepam, que produce un incremento rápido en la actividad de las bandas θ y β con predominio de variaciones en la banda β de forma más prolongada. Este patrón es similar para otras benzodiazepinas, aunque con variaciones en el curso temporal de estos cambios.¹³

El tiopental y el propofol producen, a dosis de inducción, un incremento de actividad en las ondas de frecuencias altas, seguido por la aparición de segmentos de isoelectricidad, que corresponden al momento de máxima depresión del funcionalismo del córtex cerebral.¹³

Por otra parte, el etomidato tiene un patrón de cambios parecido al tiopental, pero no activa las ondas de frecuencias altas como β , sino las frecuencias lentas θ y δ ; progresivamente, a medida que se aumenta la dosis, aparecen también segmentos de isoelectricidad y finalmente, un predominio de ondas de frecuencia lenta y amplitud elevada.^{16,17}

La ketamina hace desaparecer la actividad α y disminuye de forma global la frecuencia y amplitud de los trenes de ondas. Seguidamente aumenta la actividad en la banda θ que va seguida de la aparición intercalada con tendencia al predominio de actividad en las ondas δ .¹⁶

El isoflurano y el halotano, producen un incremento de la actividad en las frecuencias β con pérdida de dicha actividad en las frecuencias α ; seguidamente y de forma progresiva se inicia una activación de la frecuencia δ , es decir, hay predominio de las ondas de baja frecuencia con gran amplitud.¹³

Los agentes opiáceos agonistas, tales como fentanilo, sufentanilo, alfentanilo y remifentanilo ralentizan progresivamente el trazado del EEG; a medida que aumenta la

concentración de opiáceo, tiende a disminuir la actividad en las ondas de frecuencia elevada, paralelamente aparecen trenes de ondas de frecuencia baja y amplitud elevada, con tendencia al predominio final de la actividad en la banda δ . Otros opiáceos como la meperidina producen disminución de la actividad en la banda β , con tendencia a la primacía de ondas δ .¹⁰

Con el propofol, aparece un patrón progresivo de frecuencia en el siguiente orden: incremento de la actividad α y β , incremento de la actividad δ y decremento de la actividad α y β ; por último, decremento de la actividad delta.¹⁰

MÉTODOS PARA EL MONITOREO DE LOS NIVELES DE PROFUNDIDAD ANESTÉSICA

Actualmente existen varios métodos para el monitoreo de los niveles de profundidad anestésica, a continuación se realiza una breve caracterización donde se destacan los más usados, sus limitaciones, así como su funcionamiento ante diversas situaciones y fármacos.

- Electromiograma superficial espontáneo (semg)

En pacientes que no están totalmente paralizados, el electromiograma superficial espontáneo puede grabarse de varios grupos de músculos, especialmente los faciales, abdominales y el cuello. Un electrodo posicionado sobre los músculos frontales puede grabar el electromiograma frontal (FEMG); se ha observado que este último ha descendido durante la anestesia y se ha elevado a niveles de preanestesia justo antes de despertar. Este indicador puede usarse con el EEG, lo cual brinda mejores resultados.¹⁸

- Contractibilidad de la parte baja del esófago (LOC, por sus siglas en inglés)

Los músculos no estriados en la parte más baja del esófago retienen su potencial de actividad después de una parálisis completa del músculo esquelético, por agentes bloqueadores neuromusculares. Algunos investigadores propusieron que la profundidad anestésica podía medirse por el grado de las contracciones espontáneas de la parte baja del esófago y demostraron que la frecuencia de tales contracciones podía predecir el movimiento de respuesta a la incisión de la piel durante la inhalación de anestésicos potentes como el halothane, pero no con otros como el N₂O/opioides. La ausencia de contracciones espontáneas en la parte baja del esófago 6 minutos antes de la incisión en la piel, se correlaciona con la ausencia de movimiento en la incisión de sujetos anestesiados con halothane.^{19,20}

- Variabilidad del ritmo cardiaco (HRV, por sus siglas en inglés)

Varios investigadores, han analizado la variabilidad de latido a latido del ritmo cardiaco y han observado que esto podría brindar información de utilidad para monitorear la profundidad anestésica. El análisis especial de la HVR revela 3 componentes: fluctuaciones de baja frecuencia, fluctuaciones de frecuencia media, atribuidas al reflejo del baroreceptor y fluctuaciones de las altas frecuencias.²⁰

El HRV coincide con la frecuencia de ventilación, en la cual el ritmo cardiaco aumenta durante la inhalación y decrece durante la espiración, a través de los reflejos parasimpáticos predominantes. Esta es la llamada arritmia respiratoria (RSA, por sus

siglas en inglés). Varios estudios han mostrado que el nivel de RSA refleja el nivel de profundidad anestésica.^{21,22}

NIVELES DE PROFUNDIDAD ANESTÉSICA

Como se explicó en la introducción de este estudio, los NPA están definidos de acuerdo con la técnica que se utilice para su detección y monitoreo intraoperatorio. Esto condiciona que si bien existen una gama de propuestas de NPA, la esencia del proceso radica en evaluar el estado del paciente en 3 momentos principales: despierto, sedado en un estado que permita la operación (totalmente inconsciente) y fallecido, este último no es considerado por la mayoría de los monitores de anestesia.

A continuación, se abordan los principales índices o niveles de profundidad anestésica usados en la actualidad.

- Potencial de acción de nervios sensoriales (SNAP, por sus siglas en inglés)

Se analiza el componente de alta (80 – 420 Hz) y baja (0 – 20 Hz) frecuencia. Se ha encontrado un estudio comparativo que notifica un índice SNAP medio de 71, que puede ser predictivo de pérdida de conciencia en 95 % de los pacientes operados.¹²

- Índice de estado del paciente (PSI, por sus siglas en inglés)

Para el PSI se propone un rango de 0 a 100, donde el decremento del valor indica un decrecimiento del nivel de conciencia (100 significa despierto). De las épocas del electroencefalograma a 1.25s se obtienen la potencia total (0,5 – 50 Hz) y la potencia en las bandas δ , θ , α , β , γ . Los valores medios de PSI informados son los siguientes: antes de la inducción 92, durante la cirugía 32, en emergencias o fin de la cirugía 53 y durante la recuperación posoperatoria 81.²³

- Índice de potencial evocado auditivo (AepEX, por sus siglas en inglés)

Este índice incluye los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral y los potenciales evocados auditivos de latencia media (PEALM). Está generalmente aceptado que los PEALM responden a la profundidad anestésica con una reducción de la amplitud e incremento de la latencia proporcionales a la profundidad de la anestesia. La latencia media también es menos afectada por la edad que otras partes de la respuesta evocada auditiva y reduce el efecto que la edad puede tener en el índice aepEX.²⁴

- Índice de conciencia

Este indicador se obtiene a partir de la combinación de la dinámica simbólica, el análisis espectral y la razón de supresión del EEG. Fue diseñado teniendo en cuenta la escala estándar de los monitores de anestesia, donde la anestesia quirúrgica está en el rango entre 40 – 60, el valor 99 equivale a que el paciente está despierto y entre 0 – 40, anestesiado profundamente.⁹

- Índice biespectral

Este índice está basado estadísticamente en parámetros que combinan el dominio del tiempo, la frecuencia y subparámetros de alto orden espectral. Integra varios descriptores

del EEG en una sola variable basado en un gran volumen de datos clínicos, que correlaciona con el comportamiento del paciente que está sedado o hipnotizado.²⁵

Ofrece ventajas considerables, entre ellas sobresale la extensa validación clínica con la que cuenta; no obstante, varios autores refieren que el BIS puede ser severamente contaminado, debido a la excesiva actividad electromiográfica y, por tanto, conlleva a sobreestimar valores irrelevantes.^{25,26}

Con el BIS se observa una buena correlación con la pérdida de la consciencia. El riesgo de que un paciente recuerde algo de la intervención es de 5 %, cuando el BIS está por debajo del nivel 60 de profundidad anestésica y el riesgo de que esté consciente es inferior a 5 % por debajo del nivel 50. De aquí que se recomiende durante la anestesia general, un valor de 50 para el BIS (cuadro 1).²⁶

Cuadro 1. Valor del BIS propuesto por varios autores según el NPA

Referencia	Sedación ligera	Sedación Profunda	Sedación muy profunda
Simmons et al, 1999	82 ± 10	72 ± 20	63 ± 9
Shah et al, 1996	87 - 90	62 - 77	61
Pearson et al, 1996	Menor	63 - 67	35
Boudaoud et al, 1999	Menor	45 - 66	Mayor

- Entropía

Se ha comprobado que la entropía de la señal EEG cae cuando un paciente queda dormido y se incrementa cuando despierta, siendo independiente de las escalas absolutas, tales como amplitud y frecuencia de la señal.^{2,15} Para facilitar la lectura de los valores que varían entre 0 y 1, se han transformado en una escala de números enteros entre 0 y 100 (cuadro 2). El rango más interesante de hipnosis adecuada y conciencia se encuentra en el rango entre 0,5 y 1. En esta escala, la entropía de respuesta (RE) varía entre 0 y 100 y la entropía de estado (SE) entre 0 y 91.²⁷

Cuadro 2. Valor de entropía según el NPA

Entropía	Estado clínico
100	Completamente despierto
40 - 60	Profundidad Anestésica Significativa, baja probabilidad de consciencia
0	Supresión de la actividad eléctrica cortical

- Índice de estado cerebral

El desarrollo del CSI está basado en el análisis de frecuencia de la señal del EEG, su energía se evalúa en bandas de frecuencia específicas usadas para definir 2 parámetros: razón α y razón β , estas muestran un cambio en el contenido de energía desde las altas a las bajas frecuencias durante la aplicación de anestesia. La relación entre estas cantidades es también llamada parámetro separador ($\alpha - \beta$), el monitor también tiene en cuenta la supresión de ráfagas en cada periodo de 30 segundos del EEG.² El rango CSI recomendado para un nivel anestésico adecuado está entre 40 y 60 (cuadro 3).

Cuadro 3. Valor del CSI según el NPA

CSI	Estado clínico
90 – 100	Despierto
80 – 90	Adormecido
60 – 80	Anestesia superficial o sedación
40 – 60	Rango considerado adecuado para anestesia quirúrgica
10 – 40	Anestesia profunda, frecuentemente acompañada de (BSR)
0 – 10	BS > 75. Cuando CSI < 3, el EEG es prácticamente isoelectrico

A - Línea índice de autorregresión

Este indicador consiste en la transformación de las señales de los potenciales evocados auditivos de latencia media¹⁰ (suelen transformarse en un índice numérico), que se expresan en dimensiones de amplitud y tiempo en una sola señal. Los rangos de la escala AAI y su estado clínico correspondiente se muestran en el cuadro 4.

Cuadro 4. Valor del AAI según el NPA

AAI	Estado clínico
60 – 100	Despierto
25 – 60	Anestesia Ligera
15 – 25	Anestesia General
0 – 15	Anestesia Profunda

Tal como se ha visto, la mayoría de las escalas de profundidad anestésica utilizadas en la actualidad se basan en índices que permiten definir entre 3 y 6 niveles. Esto, si bien no es desacertado, no permite todavía la sensibilidad requerida, de manera que la automatización del proceso de monitoreo de profundidad anestésica sea lo más cercana posible a como lo hace el anestesiólogo, quien se guía por los parámetros fisiológicos.

Sobre la base de lo anterior, se sugiere el empleo de la escala de 9 niveles definida como se muestra en el cuadro 5.²⁸

Cuadro 5. Escala de 9 niveles

Escala	Valor arbitrario
100	Despierto, responde a voz normal
80	Sedación ligera, con respuesta a comandos verbales
70	Sedación con movimientos, después de estímulos de dolor ligeros
60	Sedación con movimientos, después de estímulos de dolor intensos
50	Estado hipnótico ligero
40	Estado hipnótico moderado
30	Estado hipnótico profundo
20	Estado hipnótico más profundo
10	Estado hipnótico muy profundo

En esta escala el paciente que se encuentra en un estado hipnótico moderado se caracteriza por: el descenso del ritmo cardiaco hasta en 5 % y/o el decrecimiento de la presión arterial hasta en 15 %, sudoración normal y no presenta reflejos de parpadeo o lagrimeo. En el nivel 30 desciende la frecuencia cardiaca en 5 % y la presión arterial hasta 20 %. En el estado hipnótico profundo (en el nivel 20), desciende la frecuencia cardiaca entre 5–10 %, disminuye la presión arterial en 15–25%, presenta sudoración disminuida y no existen reflejos de parpadeo o lagrimeo; en el nivel 10 disminuye el ritmo cardiaco en más de 10 % y la presión arterial en más de 25 %, no presenta reflejos de parpadeo, lagrimeo ni sudoración.²⁸

Por otro lado, la conveniencia del uso de esta escala también ha sido corroborada en investigaciones recientes,^{3,29,30} donde se ha demostrado la potencialidad que brinda para aumentar la sensibilidad del monitoreo de la profundidad anestésica.

MONITORES DE NIVELES DE PROFUNDIDAD ANESTÉSICA

Una vez que se han mostrado los principales índices o niveles de profundidad anestésica, es preciso remitirse a cómo se han utilizado en la práctica a partir de su inclusión en el diseño de los distintos monitores de profundidad anestésica. En este punto se centrará el análisis que se presenta a continuación.

- Monitor de análisis de la función cerebral (CFAM, por sus siglas en inglés)

El monitor analizador fue uno de los primeros diseñados, que analizó el espectro y la amplitud del EEG. Este monitor brinda un único trazo de la amplitud del EEG integrada, filtra el EEG en 5 bandas de frecuencia y adiciona una, que muestra periodos de Supresión de ráfagas (BSR, por sus siglas en inglés).³¹

- Monitor de estado cerebral (CSM, por sus siglas en inglés)

El CSM es un monitor compacto que calcula el índice de estado cerebral, para ello utiliza 3 electrodos que se colocan en la parte central (electrodo positivo) e izquierda (electrodo de referencia) de la frente y mastoides izquierdo (electrodo negativo). Estos electrodos pueden colocarse también en el lado derecho de la cabeza siempre y cuando se siga el orden positivo – referencia – negativo.

Además del CSI, el monitor proporciona los valores de electromiografía (EMG), porcentaje de supresión de ondas del EEG e indicaciones de impedancia de los electrodos y calidad de la señal. La evolución de los parámetros principales se muestra en ventanas de 5 y 30 minutos, así como la señal EEG. Se informa que el CSI correlaciona bien con el BIS, pues muestra patrones similares en anestesia sin relajación muscular y funciona como otros monitores de anestesia durante la inducción de propofol.¹²

- Bis vista

El monitor BIS correlaciona bien con el nivel de repuesta (las medidas de respuesta se modifican por el observador y se basan en el nivel de alerta / sedación) y provee una predicción muy buena del nivel de conciencia con los anestésicos propofol, midazolam e izoflurane.³² También otros estudios han mostrado que el BIS correlaciona con la reacción hemodinámica a la intubación, la respuesta del paciente en el momento de la incisión, así como la anestesia general intravenosa.⁶

Sin embargo, cuando ocurren cambios bruscos en el estado hipnótico (durante la inducción o emergencia rápida) este valor BIS se puede retrasar de 5 a 10 segundos respecto al cambio clínico observado.⁶

- Datex – Ohmeda

El módulo Datex – Ohmeda, calcula la entropía sobre ventanas de tiempo de duración variable y notifica 2 valores de entropía separados: entropía de estado, calculado sobre el rango de 0.8 a 32 Hz, que refleja el estado cortical del paciente y entropía de respuesta, calculado en el rango de frecuencias de 0.8 a 47 Hz; además, contiene las frecuencias más altas que incorporan la actividad electromiográfica, cuyo aumento es resultado de una inadecuada analgesia.²

- Nervios sensoriales del potencial de acción II (SNAP II, por sus siglas en inglés)

El dispositivo SNAP II fue introducido en el mercado en el 2002 y se basa en el cálculo del índice SNAP a partir de un único canal de EEG. Comparaciones entre SNAP y BIS concluyen que existe una desviación significativa entre ellos y, por tanto, los índices no son intercambiables. También se observa que el índice SNAP retorna a la línea base antes del despertar, mientras que el BIS permanece por debajo de esta línea base en ese mismo momento, lo cual sugiere que SNAP puede ser más sensible a la recuperación no intencional de la conciencia.³³

Además, el índice SNAP correlaciona correctamente con cambios en el componente hipnótico de la anestesia general y usa sevoflurane – nitrous oxide. En este contexto, los valores del índice SNAP que van desde 58 – 70 son asumidos equivalentes con el rango del índice BIS de 40 – 60, lo cual ha sido observado como el más conveniente para el desempeño quirúrgico, aunque la contaminación por artefactos y la pérdida de las mediciones representan una seria discapacidad en su uso diario.³³

- PSA 4000 (Analizador de estado del paciente o Sed Line Monitor)

El PSA usa el PSI que es obtenido a partir del EEG tomado de 4 canales de alta resolución. El monitor se basa en la información de las relaciones de potencia, frecuencia y fase del cerebro entre la parte anterior y posterior del cerebro, así como en la coherencia entre las regiones bilaterales.²

Por su parte, el PSI ha sido una medida clínicamente validada del efecto de la anestesia y designada específicamente para uso en cuidados intensivos e intraoperatorios. El monitor PSA 4000 o monitor PSI ha pasado a llamarse Sed Line Monitor.²³

- Índice de conciencia (IOC-VIEW)

El IoC – View fue el primer monitor de profundidad anestésica que usó tecnología Bluetooth y proporcionó un grado más alto de confiabilidad. El IoC registra el EEG con 3 electrodos de superficie colocados sobre la frente del paciente.⁹

- Narcotrend

El monitor Narcotrend fue desarrollado en la Escuela de Medicina de Hannover, Alemania. Incluye un índice desde 0 (silencio eléctrico) hasta 100 (despierto) o A (despierto) al estado F (narcosis muy profunda).³⁴ Este índice se ajusta a los valores de los estados de

clasificación del BIS y permite una clasificación del EEG a partir de los parámetros de potencia por banda (delta, theta, alfa beta), frecuencia de la potencia media (MPF), frecuencia límite espectral (SEF 95%) y entropía espectral.

En contraste con el BIS y el PSI, donde para conjuntos de datos idénticos los valores medios de inconsciencia y despertar muestran una diferencia significativa, esta diferencia no fue medida por el Narcotrend, lo cual indica una profundidad anestésica moderada y en ocasiones excesiva mientras el paciente se despierta.³⁴

■ AEP-Monitor / 2 (Potencial evocado auditivo)

Este dispositivo usa el índice AAI. Para obtener las señales de potenciales evocados auditivos (PEA) se requiere: un par de auriculares para enviar un estímulo acústico definido y 3 electrodos para recibir las señales que se generan en el EEG. Los electrodos se colocan en el mastoide izquierdo (electrodo negativo), medio frontal (electrodo positivo) y frontal izquierdo (electrodo de referencia). Por los auriculares se envía un estímulo acústico de 65 decibeles (dB), con una duración de 2 milisegundos y una frecuencia de repetición de 9 Hz. Las señales que se obtienen son procesadas en el monitor y se aplica el modelo autoregresivo (ARX); luego se transforman en el índice AAI.³⁵

CONCLUSIONES

A partir de las limitaciones anteriormente expuestas, reveladas por la poca sensibilidad de la mayoría de los monitores de profundidad anestésica y los índices usados, los cuales establecen escalas clínicas de 3 a 6 niveles de profundidad, es necesario proponer el uso de escalas que utilicen un número mayor de niveles de profundidad y permitan mejorar la precisión del monitoreo intraoperatorio.

Se observó que actualmente existen numerosos monitores de profundidad anestésica basados en diversos índices y escalas clínicas, aunque hubo un predominio de la tendencia al uso del BIS. Esto se debe principalmente a que, a escala mundial, este monitor se ha usado en la mayoría de los experimentos realizados para determinar y evaluar la acción de los diferentes fármacos anestésicos, los cuales permiten que el paciente se encuentre en las mejores condiciones fisiológicas, antes, durante y después de una intervención quirúrgica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. González Victoria A, Cruz Boza R, Cabrera Prats A, Cordero Escobar I, Morales Jiménez EL. Relación entre monitorización del índice de estado cerebral y predictores clínicos de profundidad anestésica. Rev Cuba anesthesiol reanim. 2010; 9(3):186-99.
2. Sinha PK, Koshy T. Monitoring Devices for Measuring the Depth of Anaesthesia – An Overview. Indian J Anaesth. 2007; 51(5):365-81.
3. Montoya Pedrón A, Marañón Reyes EJ, Rodríguez Aldana Y, Álvarez Rufo CM, Salgado Castillo A. Evaluación de la eficacia de los parámetros del electroencefalograma cuantitativo en la medición del nivel de profundidad anestésico. MEDISAN. 2014 [citado 8 Dic 2015]; 18(3). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1029-30192014000300003

4. Becker K, Schneider G, Eder M, Ranft A, Kochs EF. Anaesthesia monitoring by recurrence quantification analysis of EEG data. *Anaesthesia*. 2010; 5:1–6.
5. Silva A, Ferreira DA, Venancio C, Souza AP, Antunes LM. Performance of electroencephalogram – derived parameters in prediction of depth of anaesthesia in a rabbit model. *Br J Anaesth*. 2011; 106(4):540–7.
6. Purdon PL, Pierce ET, Mukamel EA, Prerau MJ, Walsh JL, Wong KF, et al. Electroencephalogram signatures of loss and recovery of consciousness from propofol. *PNAS*. 2013; 110(12):E1142–51.
7. Kaskinoro K, Maksimow A, Långsjö J, Aantaa R, Jääskeläinen S, Kaisti K, et al. Wide inter-individual variability of bispectral index and spectral entropy at loss of consciousness during increasing concentrations of dexmedetomidine, propofol, and sevoflurane. *Br J Anaesth*. 2011; 107(4):573–80.
8. Kreuzer M, Zanner R, Pilge S, Paprotny S, Kochs EF, Schneider G. Technical communication: Time delay of monitors of the hypnotic component of anaesthesia: Analysis of state entropy and index of consciousness. *Anesth Analg*. 2012; 115(2):315–9.
9. Revuelta M, Paniagua P, Campos JM, Fernández JA, Martínez A, Jospin M, et al. Validation of the index of consciousness during sevoflurane and remifentanyl anaesthesia: a comparison with the bispectral index and the cerebral state index. *Br J Anaesth*. 2008; 101(5):653–8.
10. Dutton RC, Smith WD, Rampil IJ, Chortkoff BS, Eger EI. Forty – hertz midlatency auditory evoked potential activity predicts wakeful response during desflurane and propofol anaesthesia in volunteers. *Anesthesiology*. 1999; 91:1209–20.
11. Berger H. Über das elektroencephalogramm des menschen. III. Mitteilung. *Arch Psychiat Nervenkr*. 1931; 94:16–60.
12. Anderson RE, Jakobsson JG. Cerebral state monitor, a new small handheld EEG monitor for determining depth of anaesthesia: a clinical comparison with the bispectral index during day – surgery. *Eur J Anaesthesiol*. 2006; 23(3):208–12.
13. Llonch P, Andaluz A, Rodríguez P, Dalmau A, Jensen EW, Manteca X, et al. Assessment of consciousness during propofol anaesthesia in pigs. *Veterinary Record*. 2011; 169(19):496.
14. Han-Pang H, Yi-Hung L, Ching-Ping W, Tz-Hau H. Automatic artifact removal in EEG using independent component analysis and one – class classification strategy. *JNSNE*. 2013; 2(2):73–8.
15. Anier A, Lipping T, Ferenets R, Puumula P, Sonkajarvi E, Ratsep I, et al. Relationship between approximate entropy and visual inspection of irregularity in the EEG signal, a comparison with spectral entropy. *Br J Anaesth*. 2012; 109(6):928–34.

16. Lee U, Ku S, Noh G, Baek S, Choi B, Mashour GA. Disruption of frontal-parietal communication by ketamine, propofol, and sevoflurane. *Anesthesiology*. 2013; 118(6):1264-75.
17. Nicolaou N, Hourris S, Alexandrou P, Georgiou J. EEG-based automatic classification of 'awake' versus 'anesthetized' state in general anesthesia using Granger causality. *PLoS One*. 2012; 7(3):33869.
18. Herregods L, Rolly G, Mortier E, Bogaert M, Mergaert C. EEG and SEMG monitoring during induction and maintenance of anesthesia with propofol. *International Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 1989; 6:67-73.
19. Evans JM, Bithell JF, Vlachonikolis IG. Relationship between lower esophageal contractility, clinical signs and halothane concentration during general anesthesia and surgery in man. *Br J Anaesth*. 1987; 59:1346-55.
20. Sessler DI, Sten R, Olofsson CI, Chow F. Lower esophageal contractility predicts movement during skin incision in patients anesthetized with halothane, but not with nitrous oxide and alfentanil. *Anesthesiology*. 1989; 70(1):42-6.
21. Pomfrett CJD, Barric JR, Healy TEJ. Respiratory sinus arrhythmia reflects surgical stimulation during light enflurane anaesthesia. *Anesth Analg*. 1994; 78:S334.
22. Kunczik J, Koeny M. Pain and stress measurement during general anesthesia using the respiratory sinus arrhythmia. 2015 [citado 8 Dic 2015]. Disponible en: http://radio.feld.cvut.cz/conf/poster2015/proceedings/Section_BI/BI_051_Kunczik.pdf
23. Chen X, Tang J, White PF, Wender RH, Ma H, Sloninsky A, et al. A comparison of patient state index and bispectral index values during the perioperative period. *Anesth Analg*. 2002; 95(6):1669-74.
24. Tlumak AI, Durrant JD, Delgado RE, Boston JR. Steady-state analysis of auditory evoked potentials over a wide range of stimulus repetition rates: Profile in adults. *Intern J Audiol*. 2011; 50(7):448-58.
25. Aho AJ, Lyytikäinen LP, Yli-Hankala A, Kamata K, Jäntti V. Explaining entropy responses after a noxious stimulus, with or without neuromuscular blocking agents, by means of the raw electroencephalographic and electromyography characteristics. *Br J Anaesth*. 2011; 106(1):69-76.
26. Billard V, Constant I. Analyse automatique de l'électroencéphalogramme: que l'intérêt en l'an 2000 dans le monitoring de la profondeur de l'anesthésie? *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*. 2001:763-85.
27. Miller A, Sleight JW, Barnard J, Steyn Ross DA. Does bispectral analysis of the electroencephalogram add anything but complexity? *BJA*. 2004; 92(1):8-13.
28. Miller RD. *Miller's Anesthesia*. 6 ed. Philadelphia: Elsevier/Churchill Livingstone; 2005.

29. Rodríguez Y, González T, Marañón E, Montoya A, Sanabria F. Aplicación de la corrección de artefactos en el electroencefalograma para el monitoreo del estado anestésico. *Rev Neurol Neurocir.* 2015; 5(Supl. 1):S9–S14.
30. Salgado A, González T, Castañeira AJ. SAM: New Condensed Algorithm. *La Habana: UCIENCIA;* 2014.
31. Maynard DE, Jenkinson JL. The cerebral function analysing monitor. Initial clinical experience, application and further development. *Anaesthesia.* 1984; 39(7):678–90.
32. Wong CA, Fragen RJ, Fitzgerald P, McCarthy RJ. A comparison of the SNAP II and BIS XP indices during sevoflurane and nitrous oxide anaesthesia at 1 and 1.5 MAC and at awakening. *Br J Anaesth.* 2006; 97(2):181–6.
33. Myles PS, Leslie K, McNeil J, Forbes A, Chan MT. Bispectral index monitoring to prevent awareness during anaesthesia: The B – Aware randomised controlled trial. *Lancet.* 2004; 363(9423):1757–63.
34. Schneider G, Gelb AW, Schmeller B, Tschakert R, Kochs E. Detection of awareness in surgical patients with EEG -based indices-- bispectral index and patient state index. *Br J Anaesth.* 2003; 91(3):329–35.
35. Anderson RE, Sartipy U, Jakobsson JG. Use of conventional ECG electrodes for depth of anaesthesia monitoring using the cerebral state index: a clinical study in day surgery. *Br J Anaesth.* 2007; 98(5):645–8.

Recibido: 28 de febrero de 2016.

Aprobado: 28 de febrero de 2016.

Antonio Salgado Castillo. Hospital General Docente "Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso",
avenida Cebreco, km 1½, reparto Pastorita, Santiago de Cuba, Cuba.

Correo electrónico: asalgadocastillo@gmail.com