

**Universidad de Costa Rica**

**Sistema de Estudios de Posgrado**

**Posgrado en Especialidades Médicas**

**Especialidad en Anestesiología y Recuperación**

**Trabajo Final de Graduación sometido a la consideración del comité de la  
especialidad**

**en Anestesiología y Recuperación para optar por el grado y título de  
especialista en**

**Anestesiología y Recuperación**

**Título:**

**Optimización de la profundidad anestésica guiada por el monitoreo de la  
actividad eléctrica cerebral en pacientes sometidos a anestesia general.**

**Sustentante:**

**Sheyka Hall Dennis**

**2021**

## Dedicatoria

Le dedico este trabajo a mi madre Susana Dennis y mi abuela Alvira Stewart, dos mujeres ejemplares y bendecidas, por siempre ser un apoyo, todos mis logros se los debo a ellas.

## Agradecimiento

Principalmente a Dios, que me ha llevado de su mano durante todo este proceso, llenándome de paciencia, fortaleza, sabiduría y valor.

A las Dras. Fabiola Castro, Beatriz Jiménez y Thamy Meza, por el tiempo y apoyo dedicado durante todo el proceso de este trabajo final de graduación.

A mis profesores del posgrado, por las enseñanzas y apoyo.

### Hoja de aprobación del comité asesor



**PPEM** Programa de Posgrado en  
Especialidades Médicas

#### TRIBUNAL DEFENSA ORAL DEL TFG POSGRADO ANESTESIOLOGÍA Y RECUPERACIÓN

Nombre:

Firma:

Dr. Marco Castro Cartín  
Tutor de la Investigación o representante

Dra. Dra. Beatriz Jiménez  
Lector de la Investigación o representante

Dra. Laura Pérez Cascante  
Representante Postgrado Anestesiología y Recuperación

Dra. Lydiana Ávila o representante  
PPEM

Dra. Silvia Quesada o representante  
SEP

Dra. Sheyka Hall Dennis  
Estudiante

Observaciones: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Sres.

Sistema de Estudios de Posgrado

Universidad de Costa Rica

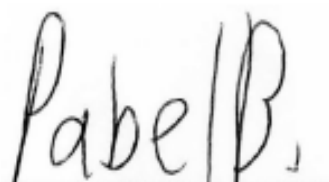
S.D

Estimados señores:

Comunico que leí el trabajo final de graduación denominado "Optimización de la profundidad anestésica guiada por el monitoreo de la actividad eléctrica cerebral en pacientes sometidos a anestesia general", elaborado por la estudiante Sheyka Hall Dennis, para optar por el título y grado de especialista en Anestesiología y Recuperación.

Se realizaron observaciones al trabajo en aspectos tales como: construcción de párrafos, vicios del lenguaje que se trasladan a lo escrito, ortografía, puntuación y otros relacionados con el campo filológico. Desde ese punto de vista considero que, una vez realizadas las correcciones del caso, estará listo para ser presentado como Trabajo Final de Graduación, por cuanto cumple con los requisitos establecidos por la Universidad de Costa Rica.

Suscribe de ustedes cordialmente,



Pabel José Bolívar Porras  
Filólogo/ Cédula: 7-0170-0718  
Camet Colypro: 67873  
Teléfono: 8707-9270  
Email: pabelb@gmail.com

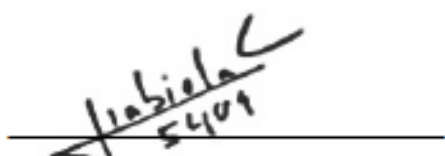
San José, 08 de agosto del 2021

Comisión de Trabajos Finales de Graduación

Posgrado Anestesia y Recuperación

Por medio del presente documento hacemos constar que la Dra. Sheyka Hall Dennis, cedula 7-0150-0181, residente del Posgrado de Anestesia y Recuperación, ha presentado para revisión el borrador final del trabajo de graduación con título “Optimización de la profundidad anestésica guiada por el monitoreo de la actividad eléctrica cerebral en pacientes sometidos a anestesia general”. Al ser revisado y corregido, damos por aprobado el tema con el visto bueno para su entrega.

Agradeciendo la atención brindada se despide,

Handwritten signature of Fabiola Castro López, with the name and ID number 5409 written below it.

Dra. Fabiola Castro López – Tutora de trabajo final de graduación

Handwritten signature of Thamy Meza Marroquín.

Dra. Thamy Meza Marroquín

Lectora de trabajo final de graduación

Handwritten signature of Beatriz Jiménez Meza.

Dra. Beatriz Jiménez Meza

Lectora de trabajo final de graduación



UNIVERSIDAD DE  
COSTA RICA

SEP Sistema de  
Estudios de Posgrado

**Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.**

Yo, Sheyka Hall Dennis, con cédula de identidad 7-0150-0181, en mi condición de autor del TFG titulado Optimización de la profundidad anestésica guiada por el monitoreo de la actividad eléctrica cerebral en pacientes sometidos a anestesia general.

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI  NO \*

\*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: \_\_\_\_\_ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

**INFORMACIÓN DEL ESTUDIANTE:**

Nombre Completo: Sheyka Hall Dennis

Número de Carné: A22391 Número de cédula: 7-0150-0181

Correo Electrónico: shdmaestria@hotmail.com

Fecha: 6 de agosto de 2021 Número de teléfono: 8815-5319

Nombre del Director (a) de Tesis o Tutor (a): Dra. Fabiola Castro

**FIRMA ESTUDIANTE**

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

## Tabla de contenidos

Dedicatoria.....	ii
Agradecimiento.....	iii
Índice de figuras.....	xi
Índice de cuadros.....	xiii
I. Introducción.....	1
II. Justificación.....	4
III. Objetivos.....	6
Objetivo general.....	6
Objetivos específicos.....	6
IV. Metodología.....	7
Capítulo I: Fisiología del sistema nervioso central durante anestesia general.....	8
Capítulo II: Electroencefalograma.....	10
2.1 Historia y generalidades.....	10
2.2 Principios de la monitorización electroencefalográfica en anestesia.....	11
2.3 Análisis de datos procesados y no procesados.....	12
2.3.1 Electroencefalograma no procesado.....	14
2.3.2 Supresión de ráfaga.....	17
2.3.3 Espectrograma.....	18
2.3.4 Electroencefalograma procesado.....	23
2.4 Limitaciones de los índices.....	25
2.5 Artefactos.....	25
Capítulo III: Efecto de los anestésicos en el electroencefalograma y su interpretación.....	28
3.1 Propofol.....	29
3.2 Agente halogenado.....	31
3.3 Ketamina.....	32
3.4 Dexmedetomidina.....	33
3.5 Óxido nitroso (N <sub>2</sub> O).....	34
3.6 Combinación de agentes anestésicos.....	36
3.7 Medicamentos coadyuvantes.....	38
3.7.1 Midazolam.....	38
3.7.2 Relajante neuromuscular.....	38
3.7.3 Analgésicos opioides.....	38



3.8 Supresión de ráfaga .....	39
Capítulo IV: Tecnologías de monitoreo de la actividad eléctrica cerebral en anestesia .....	41
4.1 Entropía.....	41
4.2 BIS .....	43
4.3 PSI.....	47
Capítulo V: Interpretación del electroencefalograma y espectrograma en condiciones especiales.....	50
5.1 Inestabilidad hemodinámica y paro cardiaco .....	50
5.2 Anestesia total intravenosa (TIVA).....	51
5.3 Cirugía cardiaca y vascular .....	51
5.4 Endarterectomía carotídea .....	52
5.5 Población geriátrica .....	52
5.6 Trastornos neurológicos .....	54
5.6.1 Isquemia Cerebral .....	54
5.6.2 Trauma craneoencefálico (TCE) .....	55
5.6.3 Enfermedades neurológicas.....	55
5.6.4 Epilepsia y estados postictal .....	55
5.6.5 EEG de bajo voltaje .....	55
5.7 Unidades de cuidados intensivos.....	56
5.8 Otros escenarios .....	56
5.8.1 Hipoglicemia.....	56
5.8.2 Nocicepción.....	57
5.8.3 Hipotermia .....	57
V. Discusión .....	58
Despertar intraoperatorio .....	58
Disfunción cognitiva postoperatoria y delirio.....	60
Morbilidad y mortalidad .....	62
Artefactos.....	63
Colocación de electrodos.....	64
Comparación entre tecnologías.....	64
VI. Conclusiones .....	68
VII. Bibliografía .....	70
VIII. Fichas técnicas .....	75

Evaluación preliminar para uso de monitoreo de actividad eléctrica cerebral durante anestesia general .....	75
Evaluación de los valores índice en los equipos de monitoreo de actividad eléctrica cerebral durante anestesia general .....	76

## Índice de figuras

Figura 1. Ejemplo de deconstrucción de onda del electroencefalograma	13
Figura 2. Dominancias del electroencefalograma	14
Figura 3. Patrones de electroencefalograma según plano anestésico	15
Figura 4. Electroencefalograma según estado de vigilia-sueño	16
Figura 5. Estados anestésicos y patrones distintivos electroencefalográficos del propofol	17
Figura 6. Transformada de Fourier	18
Figura 7. Densidad espectral de potencia del electroencefalograma	19
Figura 8. Matriz espectral comprimida	20
Figura 9. Matriz espectral de densidad y ondas del electroencefalograma	21
Figura 10. Formación del espectrograma	23
Figura 11: Tendencia de valor índice BIS durante el uso de marcapaso	26
Figura 12. Espectrograma de ambos hemisferios con interferencia por actividad muscular	26
Figura 13. Espectrograma con interferencia del electrocauterio	27
Figura 14. Espectrograma y EEG sin procesar de la sedación con propofol	29
Figura 15. Espectrograma y EEG sin procesar durante la inducción con propofol	30
Figura 16: Espectrograma y electroencefalograma del sevoflurano durante mantenimiento de la anestesia general a diferentes niveles de CAM	32
Figura 17. Espectrograma y electroencefalograma de la sedación con ketamina	33
Figura 18. Espectrograma y electroencefalograma de la dexmedetomidina	34
Figura 19. Espectrograma y electroencefalograma del óxido nitroso	35
Figura 20. Espectrograma de los principales agentes anestésicos según su mecanismo de acción	36

Figura 21: Mantenimiento con ketamina y bolos de propofol	37
Figura 22: Infusión de dexmedetomidina y bolos de ketamina	37
Figura 23. Espectrograma y EEGnp con supresión de ráfaga	39
Figura 24. Rangos de medición del RE y SE	42
Figura 25. Rangos de medición del RE y SE, porcentaje de BSR y trazo el electroencefalograma no procesado	43
Figura 26. Rango de índice de BIS	44
Figura 27. Equipos BIS disponibles	45
Figura 28. Electrodo y pantalla de BIS 4 canales	47
Figura 29. Pantalla del SedLine y sus parámetros	48
Figura 30. Rangos de PSI	49
Figura 31. Espectrograma durante anestesia general según rango de edad	53
Figura 32. Espectrograma durante anestesia general bajo propofol y sevoflurano en paciente joven y geriátrico	54
Figura 33. Variación del BIS durante la aplicación de suxametonio en paciente despierto	64

## Índice de cuadros

Cuadro 1. Patrón de ondas de electroencefalograma	12
Cuadro 2. CAM del Sevoflurano y el electroencefalograma	32
Cuadro 3. Parámetros del algoritmo del BIS	44
Cuadro 4. Datos adicionales obtenido del monitor BIS de 4 canales	46
Cuadro 5. Comparación de tecnologías de monitoreo de profundidad anestésica	49

## I. Introducción

La introducción de la anestesia en la historia de la medicina ha generado grandes avances en el ámbito quirúrgico, debido a que logra obtener condiciones adecuadas para el acto quirúrgico y seguras para el paciente. Esto se consigue mediante cambios en el nivel de consciencia o de percepción mediante una manipulación farmacológica reversible y rápida a nivel de sistema nervioso central, alcanzando: inconsciencia, amnesia, analgesia, inmovilidad y atenuación de las respuestas neurovegetativas a estímulos nocivos (Akeju O, 2017).

El control y la vigilancia adecuada durante el acto anestésico es de suma importancia para garantizar la seguridad del paciente, limitando y/o impidiendo posibles eventos adversos. Se han utilizado diversos métodos y equipos para optimizar el monitoreo de los pacientes. Han evolucionado desde los inicios de la práctica anestésica, comenzando con técnicas rudimentarias hasta la implementación de equipos de monitoreo avanzado y complejos.

Organizaciones internacionales que buscan asegurar la calidad de atención a los pacientes sometidos a actos anestésicos, como la Sociedad Americana de Anestesiólogos, Asociación de Anestesiólogos de Gran Bretaña e Irlanda, Consejo Europeo de Anestesiología, Colegio de Anestesiólogos de Hong Kong, Organización Mundial de la Salud y la Federación Mundial de Sociedades de Anestesiólogos han dictaminado como monitoreo básico continuo: oximetría de pulso, presión arterial no invasiva, electrocardiograma, monitoreo neuromuscular, termómetro y monitoreo de gases. Dentro de las guías presentadas por estas entidades, no se menciona al monitoreo de la profundidad anestésica como parte del monitoreo básico obligatorio para el acto anestésico, a pesar de ser el sistema nervioso central el objetivo principal de los agentes anestésicos utilizados y de también ser susceptible a lesión perioperatoria.

Se tienden a utilizar herramientas subrogadas para distinguir el estado consciente del inconsciente, entre ellas, observaciones clínicas y parámetros electrofisiológicos como cambios en la frecuencia cardíaca, presión sanguínea, frecuencia de respiración, lagrimeo y sudoración, así como estímulos motores. La limitante de estos parámetros es que pueden llegar a ser inconsistentes e inespecíficos, sujetos a la subjetividad del anestesiólogo y variaciones propias del estado del paciente (González Rubio, 2016).

El uso de monitoreo cerebral durante la aplicación de anestesia general es un instrumento útil en la determinación de la profundidad anestésica, basándose en información obtenida del electroencefalograma, de forma continua y no invasiva, con lo cual se provee información de la actividad neuronal ante cambios estructurales y/o funcionales (C. Rubiños, 2020). En principio, estos monitores son de gran utilidad en aclarar la variabilidad interindividual en cuanto a las relaciones dosis, concentración y efecto, ayudando a evitar complicaciones asociadas a la infra y sobredosificación (Dahaba A. A., 2019).

Son muchas las publicaciones donde se reportan los beneficios de la utilización de estos equipos en la práctica anestésica. Montupil (2019) reporta ventajas tales como prevención de la conciencia intraoperatoria, prevención de la sobredosis intraoperatoria, acortamiento de los tiempos de recuperación, limitación de periodos intraoperatorios prolongados de actividad eléctrica cerebral de supresión. Dentro de su publicación Montupil (2019) también reporta los beneficios de la información obtenida del monitoreo cerebral no procesado, en términos de elucidación de los mecanismos de anestesia, monitorización de la nocicepción y diagnóstico o prevención de lesiones cerebrales.

Algunas complicaciones asociadas a la anestesia general y la profundidad anestésica excesiva son: mayor incidencia de náuseas y vómitos, delirio postoperatorio prevalente en pacientes geriátricos, mayor estancia en la unidad de recuperación (Castellon-Larios, 2016). W. G. Muhlhofer (2017), reporta una prevalencia en el rango de 11 a 60% de delirio posoperatorio, esta complicación conlleva prolongación en las estancias hospitalarias, aumento de la mortalidad y morbilidad, discapacidad a largo plazo y aumento en costos.

Otra complicación que se ha reportado en los estados de excesiva profundidad anestésica ha sido el incremento de la morbilidad y mortalidad, cuando se presenta en conjunto a hipotensión arterial ( $PAM < 75\text{mmHg}$ ) y  $CAM < 0.8$ , denominado “triple baja” (Castellon-Larios, 2016).

En este documento se revisará la literatura actual sobre las aplicaciones clínicas del electroencefalograma procesado y no procesado en el periodo perioperatorio, incluyendo la evaluación de la profundidad de la anestesia y la prevención de trastornos neurocognitivos perioperatorios. También se analizará el comportamiento de los diversos agentes anestésicos sobre el electroencefalograma. Una adecuada comprensión de los beneficios y limitaciones de los

equipos de monitoreo de la actividad eléctrica cerebral optimizará la vigilancia en el periodo perioperatorio.



## II. Justificación

Durante la anestesia general se busca obtener condiciones reversibles de inconsciencia, amnesia, analgesia, inmovilidad y estabilidad de los sistemas fisiológicos; todo esto con la utilización de diversos fármacos siendo los de mayor importancia los agentes anestésicos, tanto inhalados como parenterales. El sistema nervioso central es el principal objetivo de estos fármacos anestésicos, por lo cual se torna de suma importancia poseer un panorama de lo que sucede a nivel cerebral durante el periodo perioperatorio en pacientes sometidos a diferentes niveles de depresión de conciencia, desde sedación ligera hasta anestesia general.

Una de las herramientas utilizadas para esto es el electroencefalograma en el transoperatorio, el cual registra y grafica la actividad eléctrica a nivel de la corteza cerebral en tiempo real, documentando los potenciales postsinápticos generados a nivel de las células piramidales corticales (Salgado, 2016).

El uso del electroencefalograma como método para determinar los cambios electrofisiológicos en el cerebro en tiempo real representa un instrumento no invasivo muy valioso durante la anestesia general para la evaluación de la profundidad anestésica (Salgado, 2016).

La implementación de este instrumento en el escenario anestésico asiste en el reconocimiento de las diferentes etapas de actividad cerebral bajo diversos agentes anestésicos, en la detección de injurias cerebrales y como guía en diferentes intervenciones.

En la actualidad, la Caja Costarricense de Seguro Social – CCSS, ha incorporado diferentes monitores de electroencefalograma para su uso tanto en sala de operaciones como en unidades de cuidados críticos. Estos incluyen equipos que brindan electroencefalograma procesado y no procesado.

Los equipos que aportan electroencefalograma procesado por diferentes algoritmos amplifican y filtran las señales generando valores numéricos según la actividad eléctrica cerebral, proporcionando información acerca de la profundidad de la anestesia (Montupil. J., 2019).

Los registros del electroencefalograma sin procesar aportan también datos valiosos para la detección de diversos eventos presentados durante la anestesia, así como patrones característicos de ciertos agentes anestésicos y condiciones patológicas.

El conocimiento y comprensión de las ventajas y limitaciones que presentan los diferentes equipos de monitoreo de actividad eléctrica cerebral y de profundidad anestésica utilizados actualmente en nuestra institución, así como su adecuada interpretación; beneficiarán la calidad de la anestesia brindada al paciente. Entre algunos de los beneficios que se destacan con la utilización de estos monitores se encuentran (McKeever, 2012).

- Adecuación de la profundidad anestésica, evitando sobredosificación del paciente.
- Ajuste en la dosis de anestésicos inhalados e intravenosos que derivan en la reducción de los periodos de inestabilidad hemodinámica.
- Prevención de la conciencia intraoperatoria.
- Disminución en el tiempo de educación de la anestesia.
- Reducción de náuseas y vómitos postoperatorios.
- Detección temprana de eventos adversos (ráfagas de supresión, hipoxia, isquemia).
- Menor incidencia de disfunción cognitiva y delirio posoperatorio en pacientes susceptibles.

## III. Objetivos

### Objetivo general

Analizar e integrar la información disponible en la literatura sobre las tecnologías utilizadas para el monitoreo de actividad eléctrica cerebral durante anestesia general y diseñar una guía basada en la evidencia emergente.

### Objetivos específicos

1. Describir los cambios fisiológicos presentados a nivel del sistema nervioso central durante la anestesia general.
2. Realizar una revisión de la literatura sobre el electroencefalograma, sus principios, patrones normales, su uso y variaciones en pacientes sometidos a anestesia general.
3. Identificar e interpretar los cambios presentados en el espectrograma durante el uso de agentes anestésicos inhalados, agentes anestésicos intravenosos y en pacientes con condiciones especiales.
4. Describir las características de las tecnologías de monitoreo de actividad eléctrica cerebral utilizados durante la anestesia general: BIS, entropía, PSI.
5. Realizar un análisis de las ventajas y limitaciones que presentan las diferentes tecnologías para el monitoreo electroencefalográfico.

## IV. Metodología

El tipo de trabajo que se utilizará para la presente tesis es una revisión bibliográfica, en búsqueda de información actualizada y relevante en cuanto al uso del monitoreo de actividad electroencefalográfica en el transoperatorio, las características de los equipos y los beneficios que se obtiene en la utilización de esta herramienta.

Para la elaboración de este trabajo se efectuará búsqueda de artículos científicos mediante bases de datos como: PubMed, ClinicalKey, UpToDate, Scielo, EBSCO, Cochrane Library, Redalyc, entre otros; se incluirán como palabras clave para realizar la búsqueda: electroencefalograma, monitoreo cerebral, nivel de conciencia, conciencia transoperatoria, “burst suppression”, BIS, entropía, SEDline, espectrograma. Tomando como periodo de tiempo los artículos publicados entre los años 2010 y 2020.

Adicionalmente, se revisarán libros de texto para complementar la información y elaborar una ficha técnica que sintetice la información obtenida.

## Capítulo I: Fisiología del sistema nervioso central durante anestesia general

La anestesia general es un estado reversible inducido por fármacos, buscando obtener condiciones de inconsciencia, analgesia, acinesia, amnesia y estabilidad hemodinámica. La inconsciencia, componente principal de la anestesia, puede considerarse como una interrupción de la integración cortical limitando el estado de consciencia (Hemmings, 2019). Los fármacos que logran generar inconsciencia y amnesia pueden agruparse en dos clases: activadores de receptores inhibidores (ácido gamma-aminobutírico tipo A) y los que inactivan los receptores excitadores (ej. N-metil D-aspartato) (Flores, The Scientist, 2019).

Es importante examinar el comportamiento y los eventos exhibidos a nivel cerebral durante la inducción, mantenimiento y educación de la anestesia general, para así realizar una valoración clínica integral de los pacientes, vinculándolo con la información obtenida de los equipos de monitoreo de la actividad eléctrica cerebral.

A medida que los agentes anestésicos ejercen su efecto y el estado de consciencia se reduce, se aprecian manifestaciones clínicas características a nivel ocular, como reducción del seguimiento lento o rastreo ocular, y de la excursión lateral, aumenta el parpadeo y puede aparecer nistagmo; finalmente los ojos se fijan en la línea media. Simultáneamente, el paciente deja de responder a estímulos, se torna atónico, apneico y pierde los reflejos oculocefálico y corneal. La ausencia del reflejo corneal después de la administración del anestésico indica acción a nivel de los núcleos sensoriales y motores de los ojos, que se encuentran adyacentes a los centros de excitación del cerebro en el mesencéfalo, la protuberancia e hipotálamo, es debido a esto que esta exploración física se utiliza como herramienta (Reshef, 2019).

En el mantenimiento de la anestesia general, se utilizan parámetros subrogados del monitoreo convencional para controlar los cambios en el estado anestésico. Cambios en la presión arterial, variación de la frecuencia cardíaca y la presencia de movimientos, una vez descartadas otras condiciones, pueden revelar un nivel inadecuado de antinocicepción e inconsciencia para un nivel dado de estimulación quirúrgica. Otros parámetros de antinocicepción inadecuada incluyen otros indicadores de aumento de la actividad simpática y disminución de la actividad

parasimpática, como sudoración, dilatación pupilar y lagrimeo, junto con retorno del tono muscular y retorno de la respiración (Reshef, 2019).

Durante el periodo de educación, también se puede rastrear el estado de conciencia mediante signos fisiológicos que se correlacionan con el regreso de funciones específicas del tronco encefálico, siguiendo una progresión caudal-rostral aproximada. Inicialmente hay retorno de la ventilación espontánea con un patrón primeramente irregular y de volúmenes corrientes pequeños, posteriormente más regular con mayores volúmenes. La aparición de la respiración espontánea indica el retorno de la función de los grupos respiratorios ventral y dorsales situados respectivamente en la protuberancia caudal y la médula. La deglución, náuseas, salivación, lagrimeo y gesticulaciones que indican el retorno de la función medular, especialmente en los núcleos motores del noveno y décimo nervios craneales, así como las aferentes sensoriales. Por último, el retorno del tono muscular indica la activación de la función en los centros motores, incluidos los tractos motores primarios, ganglios basales, tracto reticuloespinal y la médula espinal. Cuando el paciente responde adecuadamente a las órdenes verbales, indica que se ha recuperado la función integradora entre el tronco encefálico, el tálamo y la corteza (Reshef, 2019).

La evaluación clínica de la profundidad anestésica posee poca sensibilidad y especificidad; signos como frecuencia respiratoria, diámetro de la pupila, reflejo corneal, reflejo deglutorio, tono muscular, presión arterial, frecuencia cardiaca, sudoración y lagrimeo; discriminan de manera limitada los estados de anestesia. Es importante recordar que la farmacodinamia de los agentes anestésicos es compleja y generalmente son utilizados de manera conjunta, afectando las manifestaciones clínicas (Bonhomme, 2006).

Además, es importante considerar que los cambios en los signos clínicos pueden ser influenciados por los medicamentos utilizados de manera concomitante durante la anestesia general, por características propias de los grupos etarios y por la condición clínica de cada paciente. Tomando en consideración todas estas limitaciones, se destaca la importancia de incorporar el uso de equipos de monitoreo de profundidad anestésica en la evaluación del paciente, para la toma de decisiones oportunas y adecuadas.

## Capítulo II: Electroencefalograma

### 2.1 Historia y generalidades

El electroencefalograma es la herramienta principal para el estudio de la actividad cerebral, siendo relativamente nuevo en el arsenal de equipos de monitoreo médico, valiosa para la comprensión de los cambios generados a nivel cerebral durante diversos estímulos, es sensible a lesiones por isquemia e hipoxia y detecta disfunción neuronal en etapas reversibles.

En 1929 Hans Berger fue el primer neurocientífico en registrar la actividad eléctrica cerebral espontánea en el cerebro humano reportándolo en su publicación “On the Electroencephalogram of Man” (Libenson, 2010), también acuñó los términos electroencefalograma, onda alfa y onda beta (Miyachi, 2020).

El electroencefalograma se genera principalmente por la actividad de las neuronas piramidales corticales, esta actividad eléctrica oscilatoria refleja la comunicación coordinada y modulada dentro de los circuitos neuronales, compuestos principalmente de potenciales postsinápticos y la hiperpolarización de la membrana neuronal (Purdon, 2015). Esta interacción entre grandes grupos de neuronas genera potenciales eléctricos extracelulares y crea potenciales locales que se pueden detectar y registrar a nivel del cuero cabelludo, para luego ser amplificadas, filtradas y presentadas en la pantalla del equipo para su interpretación (Montupil. J., 2019).

Cabe mencionar que, como las estructuras corticales y las subcorticales están interconectadas, la lectura obtenida del cuero cabelludo aporta una adecuada ventana a los estados oscilatorios cerebrales de ambas áreas (Purdon, 2015).

Los equipos tradicionales de electroencefalograma clínico constan de 16 – 20 electrodos distribuidos sobre todo el cuero cabelludo, a diferencia de los utilizados para monitoreo en el periodo perioperatorio que cuentan con 2 a 4 electrodos colocados en la región fronto-temporal del paciente (Sun, 2020).

Los equipos de electroencefalograma son sensibles a artefactos e interferencias, que pueden llegar a dificultar la recolección e interpretación de los datos. Se han detectado varios factores que pueden llegar a limitar o interferir en la señal del electroencefalograma: ruido ambiental,

interferencia del sistema eléctrico, artefactos EMG, artefactos ECG, artefactos de movimiento ocular y parpadeos (Sun Y, 2020).

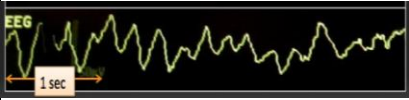
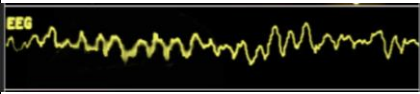
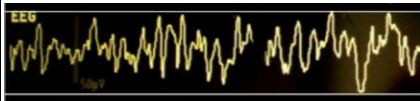
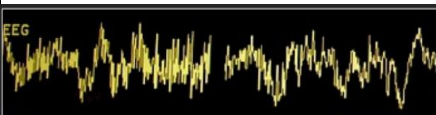

## 2.2 Principios de la monitorización electroencefalográfica en anestesia

El electroencefalograma se analiza a partir de ciertas características como frecuencia, voltaje (amplitud), morfología, localización, ritmicidad, continuidad y la cantidad de ondas vistas, así como el estado clínico particular del paciente durante su registro (despierto, dormido) (Libenson, 2010). Cabe aclarar que en la presente revisión se abordarán únicamente las características pertinentes y aplicables al monitoreo durante el periodo perioperatorio.

Las ondas del electroencefalograma se logran descomponer a partir de un proceso matemático y se agrupan según su frecuencia en delta, theta, alfa, beta y gamma. Berger inicialmente identifica dos bandas de frecuencia diferentes de vigilia, las ondas alfa, que son predominantes durante el estado de vigilia con los ojos cerrados, y las ondas beta que ocurren durante la concentración mental. Posteriormente se identificaron y caracterizaron las ondas theta y ondas delta, características del sueño en adultos, y las ondas gamma, relacionadas con la función cognitiva, el procesamiento de información y la memoria (Sun Y, 2020). Las ondas se presentan en una gráfica con la frecuencia en el eje x y la amplitud en el eje y, logrando caracterizar cada tipo de onda.

En el cuadro 1 se muestran las características de las ondas presentes en los estudios de electroencefalograma según su frecuencia y amplitud.



<b>Cuadro 1. Patrón de ondas de electroencefalograma</b>				
<b>Categoría de onda</b>	<b>Frecuencia (Hz)</b>	<b>Amplitud (<math>\mu\text{V}</math>)</b>	<b>Patrón de onda según frecuencia</b>	<b>Clínica</b>
Delta - $\delta$	0 a <4	> 50		Sueño profundo, neuroisquemia, hipotermia profunda y plano profundo de anestesia.
Theta - $\theta$	4 a <8	< 15		Individuos somnolientos, con leve depresión bioeléctrica cortical.
Alfa - $\alpha$	8 a 13	< 50		Individuos conscientes con ojos cerrados.
Beta - $\beta$	13 a 30	< 25		Individuos conscientes con ojos abiertos.
Gamma - $\gamma$	> 25	< 25		En rafagas cortas, vinculado con función cognitiva, procesamiento de la información y memoria.
Fuente: (Hajat, 2017)				

### 2.3 Análisis de datos procesados y no procesados

Como se mencionó anteriormente, la descripción principal del electroencefalograma consiste en amplitud, frecuencia y forma de onda, sin embargo, estos criterios básicos por sí solos

no pueden describir de manera integral la información presente, por lo cual se deben utilizar otras herramientas de análisis para su adecuada interpretación.

En la monitorización intraoperatoria de la actividad eléctrica cerebral a partir del electroencefalograma se describen dos abordajes para su análisis, el visual (electroencefalograma no procesado y espectrograma) y el cuantitativo (índices).

El análisis visual se realiza en tiempo real partiendo del electroencefalograma no procesados o "raw EEG", es decir, en el trazo de la onda se superponen todas las diferentes ondas sin descomponer (alfa beta, theta y delta), en ese trazo la onda se gráfica con la amplitud (voltaje) en el eje y, y sobre el eje x la escala de tiempo; realizándose un análisis del dominio del tiempo. El otro tipo de análisis visual se realiza a través del espectrograma, donde se toma el EEGnp y se extraen parámetros avanzados para su análisis cuantitativo o análisis del dominio de frecuencia, el cual se desarrollará más adelante (Sun Y, 2020).

En la figura 1 se ejemplifica el electroencefalograma no procesado y su posterior separación en ondas agrupadas según su frecuencia utilizando un análisis matemático (transformada de Fourier).

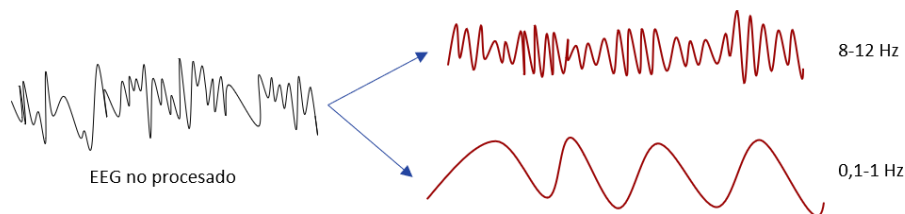


Figura 1. Ejemplo de deconstrucción de onda del electroencefalograma

Fuente: (Purdon, 2015)

El otro abordaje utilizado para la monitorización de la actividad eléctrica cerebral es la utilización de datos procesados del electroencefalograma y presentados en forma numérica, que también se describirá más adelante.

### 2.3.1 Electroencefalograma no procesado

En 2019, la Sociedad Estadounidense para la Recuperación Mejorada y la Iniciativa de Calidad Perioperatoria recomienda a los anestesiólogos que interpreten el EEG básico, incluida la forma de onda sin procesar y el espectrograma. Se cree que los agentes anestésicos tienen características específicas de EEG (Chan M. H., 2020).

Para analizar la información del electroencefalograma sin procesar, se parte de la inspección visual, dando una descripción de la forma de la onda, la amplitud global y frecuencia global, todo esto en un periodo de tiempo (análisis del dominio del tiempo). Se determina la dominancia de ciertas ondas de frecuencia en el trazo del EEGnp. En la figura 2 se pueden observar los patrones de dominancia o dominancia del ritmo de las ondas.

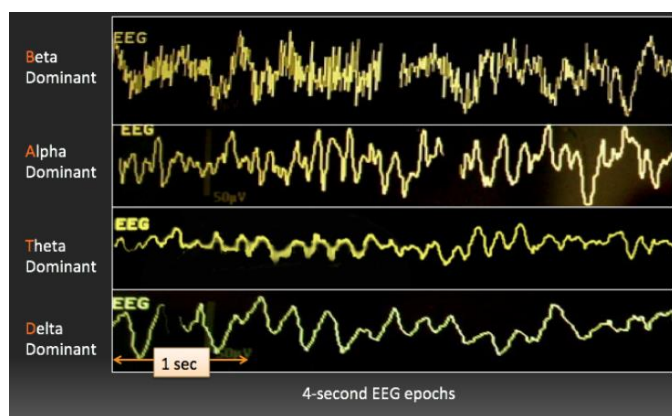


Figura 2.

Dominancias del electroencefalograma

Fuente: (Avidan M. W., 2020)

Con este abordaje, se obtienen patrones singulares para ciertas condiciones clínicas, estados anestésicos y agentes anestésicos.

En la figura 3 se presentan los patrones del EEGnp según la etapa anestésica del paciente, Dahaba (2005) lo describe según la predominancia de onda:

- Relajación con los ojos cerrados, hay un predominio de ondas alfa (7,5-12,5 Hz)
- Anestesia ligera se acompaña de una disminución de la potencia alfa y un aumento de la potencia beta (12,5 a 30 Hz).

-Profundización de la anestesia, la actividad de las ondas lentas, es decir, ondas delta (1,5–3,5 Hz) y theta (3,5–7,5 Hz), aumentan y se vuelven más prominentes. Esto representa una disminución en la generación cortical de las actividades alfa y beta, con un cambio hacia el control de los generadores tálamo-hipocampal-septales de las actividades delta y theta. Todos estos cambios se invierten en el mismo orden con el regreso de la conciencia.

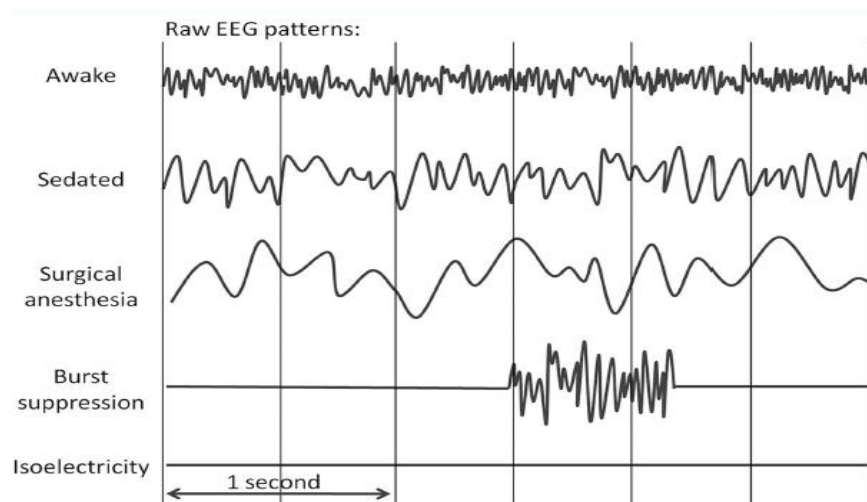


Figura 3. Patrones de electroencefalograma según plano anestésico

Fuente: (Kertai, 2012)

Otra ejemplificación de los patrones electroencefalográficos específicos según la etapa de sueño/vigilia del paciente, se observa en la figura 4, donde se describe la predominancia de las ondas según su frecuencia.

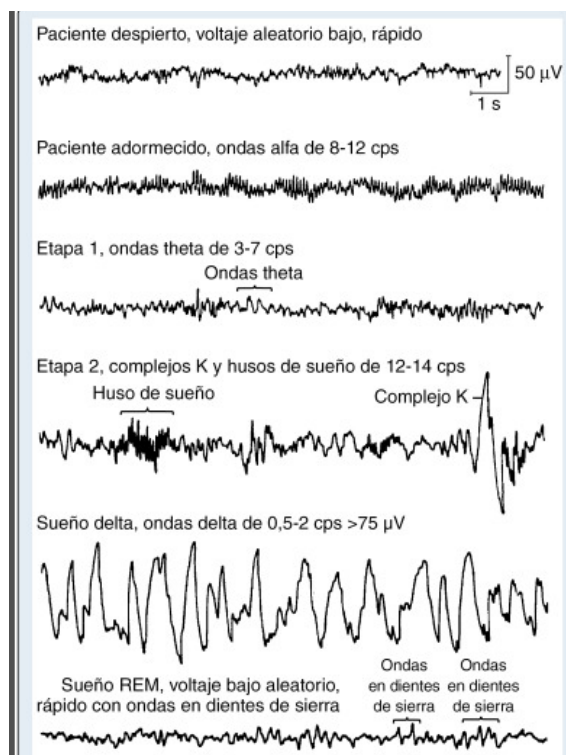


Figura 4. Electroencefalograma según estado de vigilia-sueño

Fuente: (Kaplan, 2020)

Al aplicar el análisis del EEGnp al contexto perioperatorio con un agente anestésico específico, se obtienen patrones distintivos, los cuales se pueden observar en la figura 5. Trazos y explicación (Miller R., 2020):

A: Se observa el patrón del paciente despierto con los ojos abiertos

B: Estado de excitación paradójica

C: Oscilaciones alfa (8-12 Hz) y beta (13-25 Hz) asociadas, a un estado de sedación con facilidad para despertar.

D: Oscilaciones lentas (0,1-1 Hz), delta (1-4 Hz) y alfas observadas durante la inconsciencia en planos quirúrgicos.

E: Oscilaciones lentas registradas, generalmente, durante la inducción con propofol y durante la sedación profunda con dexmedetomidina

F: Brote-supresión, un estado de desactivación encefálica

G: Patrón electroencefalográfico isoelectrico

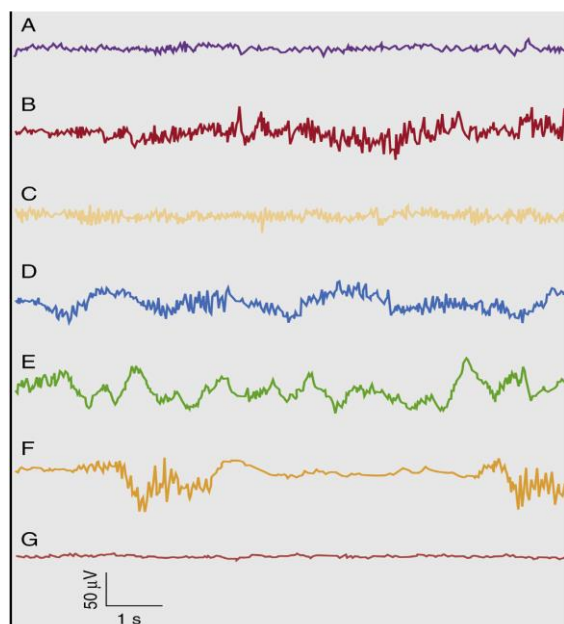


Figura 5. Estados anestésicos y patrones distintivos electroencefalográficos del propofol.

Fuente: (Miller R., 2020)

En el capítulo siguiente se hará la revisión del electroencefalograma no procesado y el espectrograma observado con los agentes anestésicos.

### 2.3.2 Supresión de ráfaga

Otro patrón reconocible del electroencefalograma sin procesar es la supresión de ráfaga o BS (fig. 5F), que se caracteriza por patrones discontinuos de periodos de actividad eléctrica de alto voltaje alternado con periodos sin actividad eléctrica – trazo isoelectrico (fig. 5G). Se calcula durante episodios mayores a 0.5 segundos, donde el voltaje de las ondas no supera los 5 microvoltios. (García-Colmenero, 2018) Traducen una reducción severa de la actividad neuronal y de la tasa metabólica, como en el contexto de hipoxia, trauma cerebral o sobredosificación de agentes anestésicos, lo que expone al cerebro a eventos adversos (Muhlhofer, 2017).

Los pacientes mayores de 60 años tienen 5,31 veces mayores probabilidades de presentar BS, también con cada comorbilidad asociada aumentó sus probabilidades en un 43%. Los consumidores habituales de alcohol, benzodiazepinas y opioides tienen menores probabilidades de desarrollar supresión del EEG (Willingham, 2014).

### 2.3.3 Espectrograma

Purdon et. al expone que el análisis de la frecuencia y amplitud del electroencefalograma no procesado en el periodo perioperatorio es un desafío y requiere entrenamiento, debido a esto se opta por una solución más práctica, realizar un análisis espectral y crear un espectrograma para su interpretación en tiempo real (Purdon, 2015).

Para examinar las ondas del electroencefalograma se utiliza el análisis matemático “Transformada de Fourier” - TF para descomponer la forma del electroencefalograma en sus ondas sinusoidales, cada uno de ellos con una magnitud, una frecuencia y una fase propias (Dimitri, 2020). La TF presenta estas ondas en una gráfica de potencia (eje y) sobre frecuencia (eje x) formando así el espectro de ondas de un periodo (figura 6).

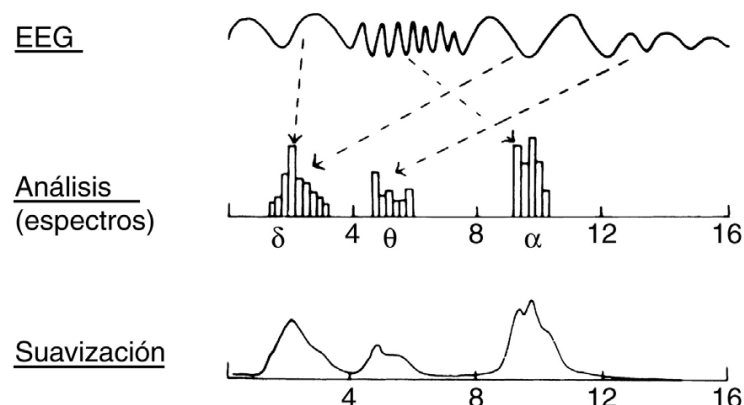


Figura 6. Transformada de Fourier  
Fuente: (Miller R., 2020)

La transformada de Fourier también informa sobre la contribución relativa de cada onda sinusoidal a la amplitud general de la forma de onda, creando así un espectro de potencia o densidad espectral de potencia. En otras palabras, una representación gráfica de la transformada de Fourier (Sun Y, 2020), este tipo de procesamiento está integrado en varios equipos de monitoreo comercial del electroencefalograma (Montupil. J., 2019).

La densidad espectral de potencia – PSD se presenta como un gráfico bidimensional con la frecuencia en el eje x y potencia en el eje y, como se muestra en la figura 7. Adicionalmente se pueden obtener otras características espectrales del PSD, como la media de frecuencia y la frecuencia de borde espectral.

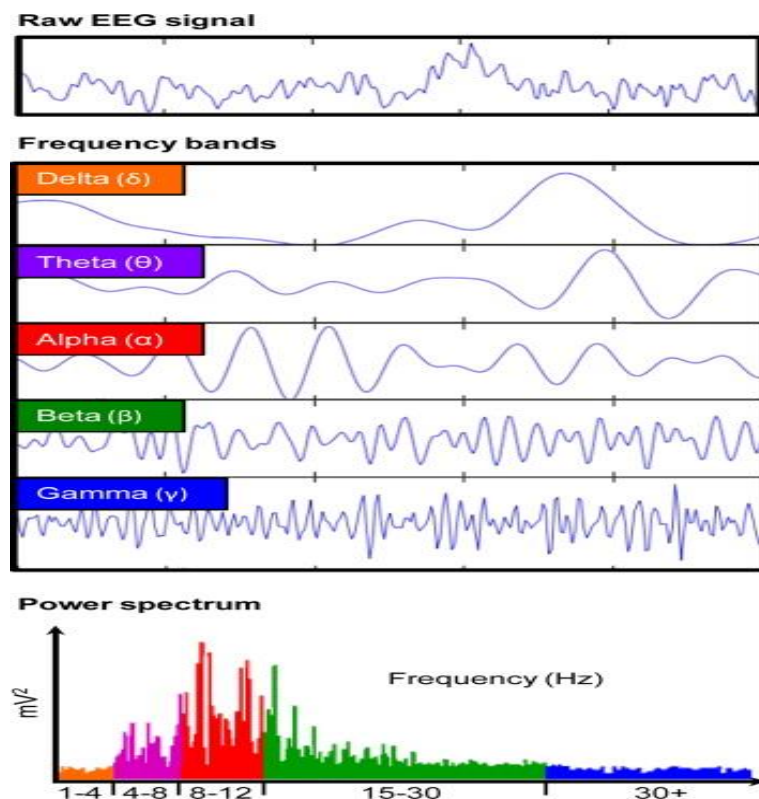


Figura 7. Densidad espectral de potencia del electroencefalograma

Fuente: (Park, 2015)

La media de frecuencia es la frecuencia que divide la potencia en el espectro a la mitad. La frecuencia de borde espectral – SEF, es la frecuencia por debajo del cual se encuentra el 95% del electroencefalograma, por ejemplo, SEF de 12, en términos generales quiere decir que el 95% de las ondas del electroencefalograma se encuentran por debajo de 12 Hz, lo que significa que se encuentra rango de delta, theta y alfa, que corresponden a un paciente bajo anestesia general. Por otro lado, SEF de 26 refleja actividad de alta frecuencia y correspondiente a un paciente despierto (García-Colmenero, 2018).

Se aclara que la frecuencia media y la frecuencia de borde espectral son parámetros procesados que se utilizan en monitores comerciales, pero que son de gran utilidad clínica para apoyar la lectura del espectrograma, rastreando si la potencia del espectrograma está cambiando hacia un nivel más bajo o más alto de frecuencias.

Como el espectro de potencia muestra la actividad del electroencefalograma solo en un periodo de tiempo dado y no de forma continua, se limita su utilidad. Para lograr una lectura



continua en el tiempo se deben hacer cálculos sucesivos del espectro, tomando los diagramas de espectro en varios intervalos de tiempo adyacentes y apilándolos juntos obteniéndose de esta manera un espectrograma, un gráfico de potencia por frecuencia en función del tiempo (Sun Y, 2020).

El espectrograma se puede presentar de dos maneras, en una gráfica tridimensional denominada Matriz Espectral Comprimida – CSA, o en gráfica bidimensional denominada Matriz Espectral de Densidad – DSA. Adicionalmente el espectro de potencia está codificado en diferentes colores; el azul implica una potencia mínima y el rojo implica una potencia alta o máxima. En las figuras 8 y 9 se describen CSA y el DSA respectivamente. En la DSA fig. 9, la potencia de la señal (originalmente en el eje z), se codifica por colores para integrarse en un gráfico bidimensional (Heer, 2019). Se muestra mayor potencia ondas alfas, delta y theta, menor potencia gamma y beta.

En comparación con la monitorización de electroencefalograma procesado, esta técnica proporciona los datos en tiempo real, (Heer, 2019), brindando información oportuna para la toma de decisiones, antes de verse reflejados los cambios en otro tipo de tecnología de procesamiento.

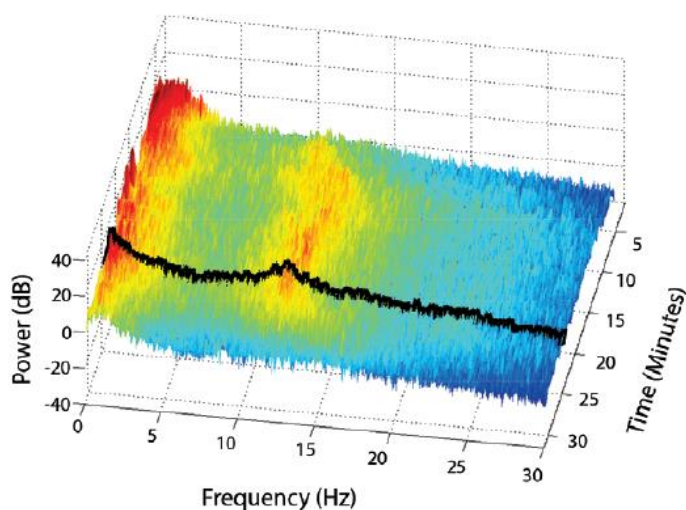


Figura 8. Matriz espectral comprimida

Fuente: (Purdon, 2015)

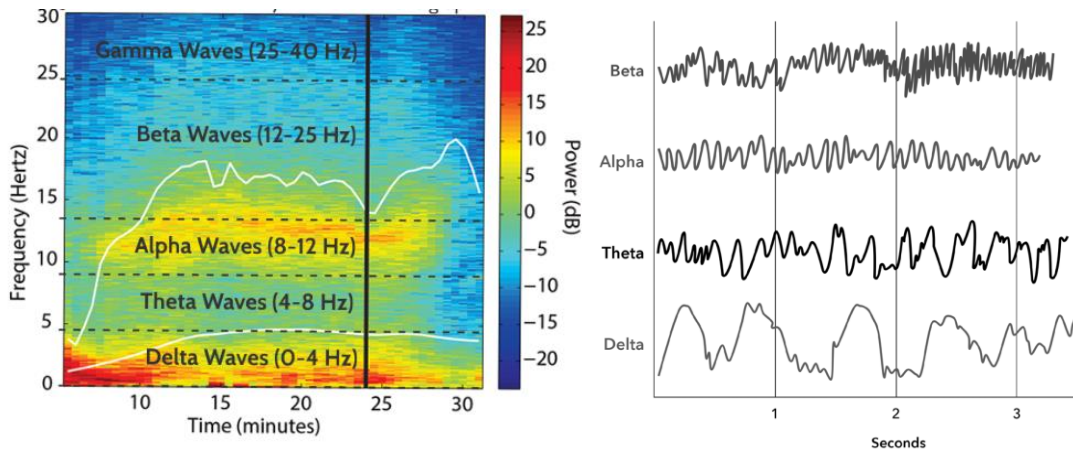


Figura 9. Matriz espectral de densidad y ondas del electroencefalograma.

Fuente: (Avidan M. W., 2020)

En la figura 10 se ejemplifica el proceso para el procesamiento de las ondas del electroencefalograma, en la imagen A se observa el electroencefalograma sin procesar, que es presentado como trazos de voltaje frente a tiempo. En la imagen B se le aplica la transformada de Fourier al trazo original para deconstruir la señal electroencefalográfica cruda en componentes de ondas sinusoidales de frecuencia y amplitud identificables. Esta información se grafica para obtener la densidad espectral de potencia en un periodo de tiempo específico (C). Si se continua el análisis a lo largo del tiempo se logra registrar y crear la matriz espectral comprimida (D), donde se observa la frecuencia de ondas y su potencia a lo largo del tiempo. Para lograr un análisis más práctico de esta información en el monitor del equipo, se crea la matriz espectral de densidad (E) donde la codificación de colores indica la frecuencia de onda con mayor y menor predominancia.

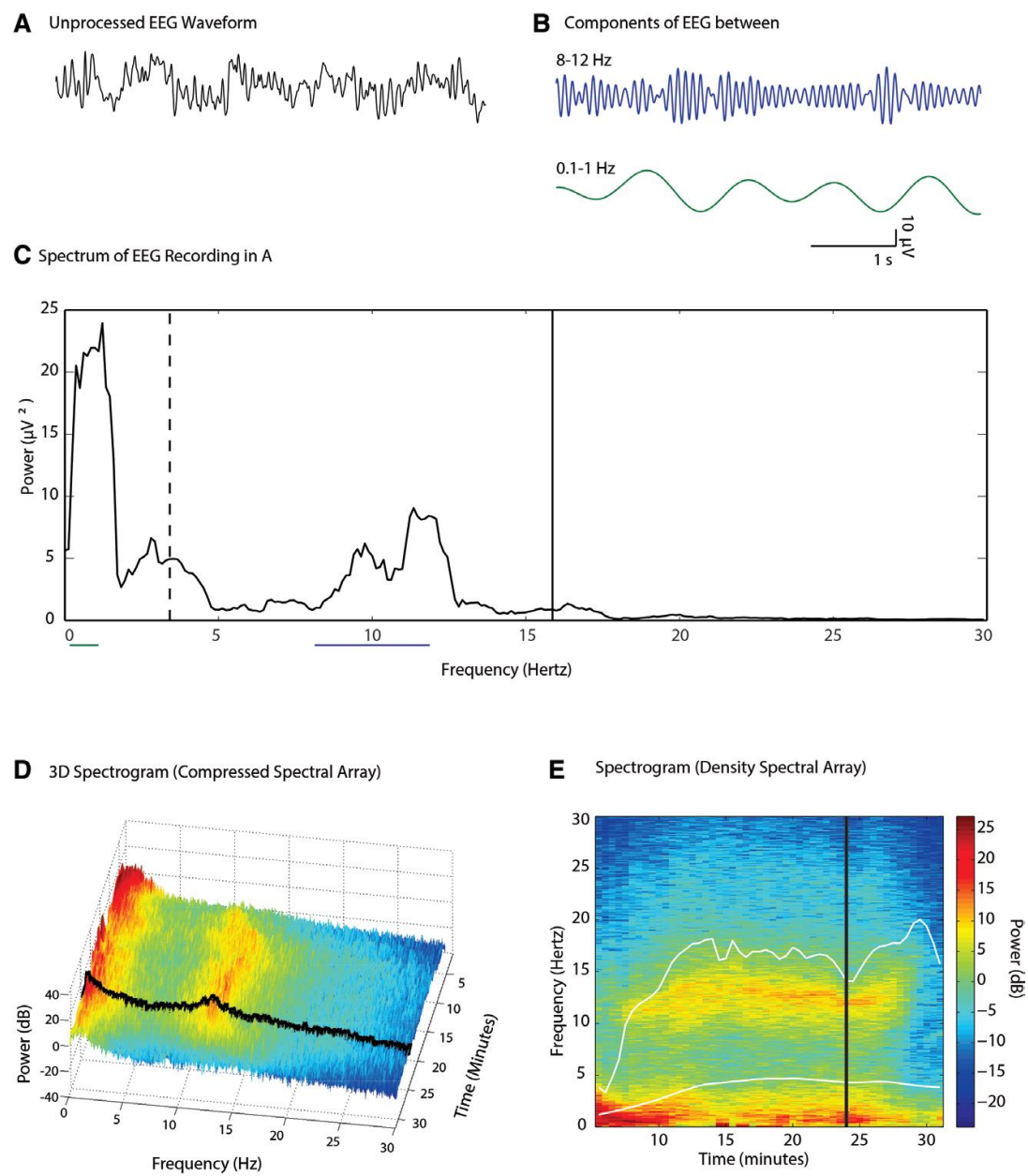


Figura 10. Formación del espectrograma.

Fuente: (Purdon, 2015)

### 2.3.4 Electroencefalograma procesado

Actualmente se cuentan con diferentes sistemas de procesamiento y análisis del electroencefalograma en el periodo perioperatorio, que presentan los datos en forma de un valor índice o un conjunto de valores que se integran a la valoración clínica del paciente para determinar la profundidad anestésica. En esta sección se realizará un repaso de esta tecnología de procesamiento y en el capítulo IV se describirán los equipos que utilizan esta tecnología.

Desde los años 90 la profundidad anestésica ha sido monitorizada utilizando valores índices patentados; estos valores se han obtenido a través de registros simultáneos del electroencefalograma y las respuestas conductuales a varios agentes anestésicos en cohortes de pacientes. Por medio de varios estudios se logra obtener escalas de valores de 0 a 100 para determinar el nivel anestésico (Purdon, 2015). Cada monitor proporcionará una estimación de la probabilidad de respuesta de un paciente a una orden verbal (Kaplan, 2020).

Los rangos más altos representan "estado despierto" asociado a ondas de alta frecuencia; y los más bajos, simbolizan "actividad eléctrica cerebral reducida o no detectable", con ondas de baja frecuencia. Algunos de los equipos utilizan índices con un algoritmo protegido por derechos de propiedad (Scheeren, 2019).

#### *A. Índice biespectral*

Es la primera tecnología en utilizarse para el análisis de la profundidad anestésica. Este índice biespectral (BIS, por sus siglas en inglés), se basa en una manipulación matemática de orden superior, utilizada para obtener información adicional del espectro de potencia del EEG. El biespectro cuantifica la relación entre las frecuencias que componen el EEG (Fahy, 2018).

El análisis de las ondas de EEG con esta tecnología, asocia un rango de número según la predominancia de la onda. Las ondas beta se relacionan con el despertar y un rango de BIS entre 100 – 80. La predominancia de ondas delta refleja anestesia profunda con índice de BIS 40 a 20, ante la presencia de supresión de descarga los rangos bajan entre 20 a 0 (Castellon-Larios, 2016).

## *B. Entropía*

Otro enfoque en el procesamiento de la información del EEG es la medición de la cantidad de desorden de la señal, es decir, su entropía. Los patrones presentados en el EEG durante la anestesia son inicialmente irregulares (paciente despierto) y progresivamente evolucionan a un patrón más regular, cuando el paciente pierde consciencia, traducándose como una disminución de la entropía del EEG (Calvo, 2016).

El cálculo de la entropía se obtiene a través de un algoritmo propietario, que se basa en el análisis del grado de integración temporal y espacial de la actividad neuronal cerebral registrada mediante el EEG frontal, este determina dos indicadores diferentes que son, la entropía de estado y la entropía de respuesta; estos indicadores aportan información complementaria durante la monitorización de la profundidad de la hipnosis. La entropía de estado (0,8 a 32 Hz) corresponde a la banda dominante del espectro del EEG, que es el principal reflejo de la actividad eléctrica cerebral cortical. La entropía de respuesta (0,8 a 47 Hz) incluye, adicionalmente, altas frecuencias de la electromiografía (FEMG) facial frontal (mayores de 32 Hz) (Escontrela, 2016).

Para facilitar la lectura de los valores se han presentan en una escala de números enteros entre 0 y 100. En esta escala, la entropía de respuesta (RE) varía entre 0 y 100 y la entropía de estado (SE) entre 0 y 91. (Salgado, 2016) Se recomiendan valores índices entre 40 y 60 para anestesia general.

## *C. Índice de estado del paciente (PSI, por sus siglas en inglés)*

Registra cuatro canales del EEG y se basa en el análisis cuantitativo de la potencia en alfa, beta, theta y gamma. También toma en consideración los gradientes temporales y espaciales (M. Soehle, 2010). Los rangos utilizados son de 0 a 100. Los valores PSI en rango de 25 a 50, indican estado hipnótico adecuado para anestesia general, cifras más elevadas indican mayor alerta, valores menores a 25, indica profundidad anestésica excesiva y riesgo de periodos de supresión de ráfaga (Salgado, 2016). La información sobre esta tecnología se ampliará más adelante.

## 2.4 Limitaciones de los índices

Los valores absolutos de los índices derivados del electroencefalograma deben interpretarse con cautela. La señal de los índices es influenciada por múltiples factores como los trastornos neurológicos como la demencia, actividad muscular, la interferencia eléctrica e hipotermia.

Los índices no son aplicables para todos los fármacos hipnóticos, por ejemplo, ketamina, dexmedetomidina y el óxido nitroso; estos alteran el electroencefalograma sin procesar y el espectro de potencia de una manera diferente que otros agentes anestésicos, porque su mecanismo de acción se encuentra en diferentes sitios moleculares y vías neurales.

Adicionalmente los monitores sufren un retraso en el tiempo para calcular y mostrar el valor del índice y para procesar un cambio repentino en el estado clínico (Scheeren, 2019).

## 2.5 Artefactos

Como se indicó anteriormente, la señal del electroencefalograma puede verse afectada en diferentes escenarios que se deben tener presente (Perez Raba, 2018).

-Parpadeo de ojos: Produce deflexiones en forma de pico especialmente evidentes en los registros frontales.

-Electrocardiograma: Se puede presentar en personas con una señal cardiaca mayor a lo normal, por ejemplo, individuos con el cuello corto y ancho, también en pacientes que utiliza marcapasos. El patrón del espectrograma es fácilmente reconocible por la periodicidad. En la figura 11 se muestra la tendencia del valor índice de BIS ante la presencia del marcapaso. Al inicio del registro con el marcapaso activo, se observa valores elevados, en la marca 18:10h al detenerse el marcapaso se muestra una caída importante de los valores (Medtronic, 2021).

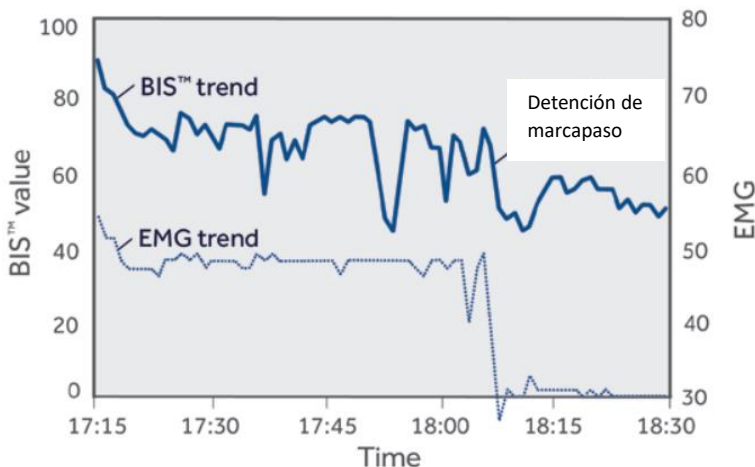


Figura 11: Tendencia de valor índice BIS durante el uso de marcapaso.

Fuente: (Medtronic, 2021)

-Movimientos oculares: Provocan ondas de baja frecuencia de polaridad variable en los electrodos debido a la variación en el campo eléctrico provocado por el movimiento del globo ocular.

-Actividad muscular: Señal de alta frecuencia proveniente de la contracción de los músculos faciales. Se ejemplifica en la figura 12, donde se muestra en las áreas encerradas con color negro oscilaciones que abarcan todas las frecuencias de ondas, en especial las altas.

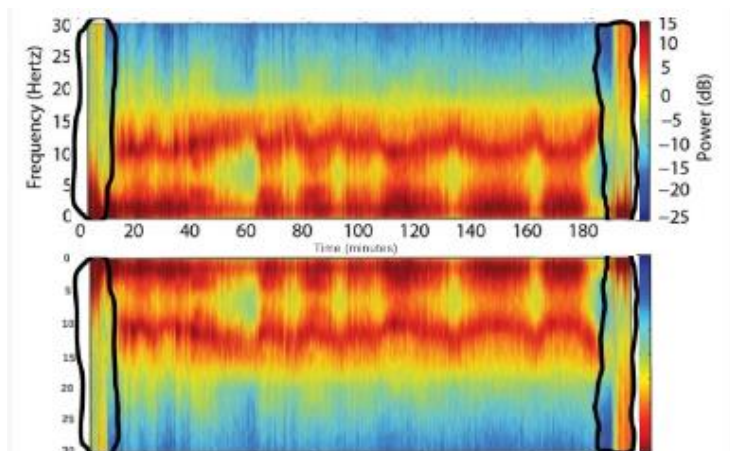


Figura 12. Espectrograma de ambos hemisferios con interferencia por actividad muscular.

Fuente: (Avidan M. W., 2020)

-Sudoración: Aparecen ondas de muy baja frecuencia.



-Electrodos: La causa es la polarización de la interfaz electrodo-tejido. La unión entre el electrodo y la pasta electrolítica que hace contacto con el cráneo produce fluctuaciones eléctricas por movimientos corporales.

-Acoplamiento electromagnético: Se trata de artefactos transitorios rápidos, consecuencia de la puesta en marcha de motores, lámparas fluorescentes u otros instrumentos eléctricos.

-Electrocauterio: causa interferencia en la señal del monitor, que se puede observar cómo picos en el espectrograma, la figura 13 ejemplifica este escenario, donde las flechas negras marcan los periodos de donde se utiliza el electrocauterio. Una forma de reducir la interferencia es colocando el parche del electrocauterio en la zona más distante posible de la cabeza (Avidan M. W., 2020).

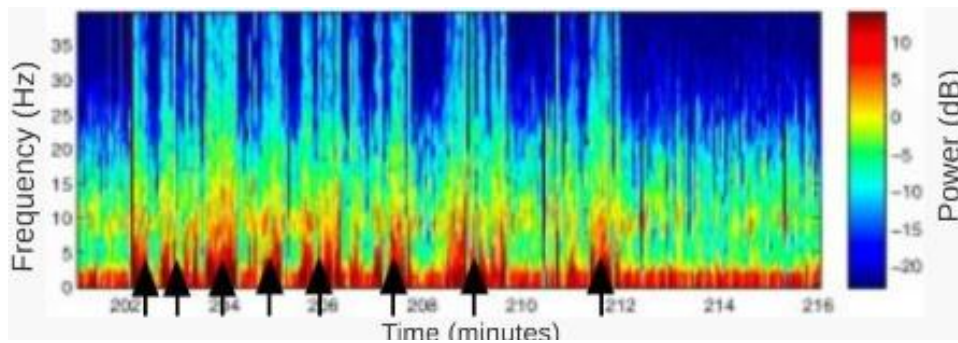


Figura 13. Espectrograma con interferencia del electrocauterio.

Fuente: (Avidan M. W., 2020)



## Capítulo III: Efecto de los anestésicos en el electroencefalograma y su interpretación

Desde los inicios del uso del electroencefalograma, Gibbs *et al.* demostró la presencia de cambios característicos en los registros con el aumento de dosis del éter (Purdon, 2015). Estas variaciones particulares inducidas por los agentes anestésicos se han tornado más relevantes con el mayor uso del EEGn y del espectrograma en la sala de operación durante la anestesia general (Kim, 2020).

El basar la toma de decisiones clínicas partiendo únicamente de valores índice mostrados en los monitores de profundidad anestésica, sería sumamente riesgoso si no se toma en consideración las variaciones electroencefalográficas subyacentes presente con los diferentes agentes anestésicos. La fiabilidad de los dispositivos de monitorización cerebral basados solamente en índices se ha cuestionado en numerosos escenarios clínicos (Kim, 2020).

Debido a lo anterior, es importante examinar el patrón del EEG y del espectrograma obtenido de los diversos agentes anestésicos que se utilizan habitualmente, estos patrones son determinados por su mecanismo de acción. Se pueden agrupar algunos agentes anestésicos porque presentan mecanismos de acción similares, actuando en los mismos receptores y presentando patrones similares esperables durante la anestesia general. Cabe destacar que algunos agentes anestésicos presentan mecanismos de acción muy diferentes, generando registros e índices de profundidad que pueden ocasionar confusión si no son comprendidos adecuadamente, y llevar a toma de decisiones erróneas deletéreas para el paciente.

Las ondas del electroencefalograma pueden llegar a caracterizar ciertos escenarios clínicos y ser de utilidad en el monitoreo de la profundidad anestésica. Las ondas alfa pueden ser sensibles a eventos nocivos y desaparecen cuando se aplica este estímulo, retornando después de obtener una analgesia adecuada. Las ondas theta están presentes a baja potencia durante la anestesia con propofol, pero son más evidentes durante la hipnosis mantenida con éteres halogenados. Las ondas beta ordinariamente indican hipnosis leve cuando se presentan en conjunto con ondas delta, pero si las ondas delta están ausentes, un patrón beta dominante indica solo sedación (Mulvey D. A., 2020).

Es importante mencionar que existen medicamentos adyuvantes que son utilizados durante la anestesia general, como analgésicos y relajantes neuromusculares, que pueden llegar a afectar el patrón característico esperado en el electroencefalograma y el espectrograma, por lo que también serán mencionados en esta sección.

### 3.1 Propofol

El propofol se une postsinápticamente a los receptores del ácido gaba-aminobutírico tipo A (GABA-A) que se encuentran distribuidos en la corteza cerebral, tálamo, tronco encefálico y médula espinal. El propofol induce la entrada de cloruro hacia el interior de las neuronas, hiperpolarizándolas, lo que conduce a la inhibición de los circuitos neuronales (Purdon, 2015).

Patrón durante sedación: En este estado, el electroencefalograma y espectrograma muestran oscilaciones organizadas, regulares beta-gamma y oscilaciones delta lentas (Purdon, 2015). Se cree que estas oscilaciones beta representan principalmente los efectos del propofol en los circuitos GABAérgicos de la corteza (Reshef, 2019). En la figura 14 se muestra el electroencefalograma no procesado y espectrograma característico.

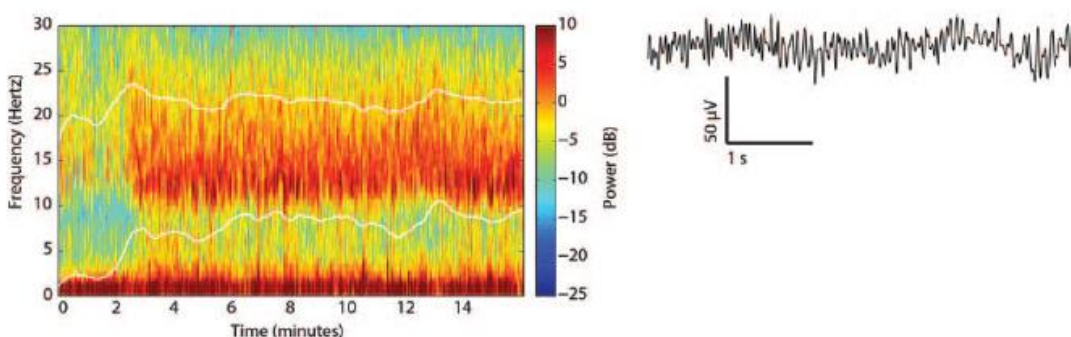


Figura 14. Espectrograma y EEG sin procesar de la sedación con propofol.

Fuente: (Purdon, 2015)

Patrón durante inducción: Después de un bolo de propofol (dosis de inducción), se observan oscilaciones lentas delta de gran amplitud. (Purdon, 2015). La figura 15 muestra este patrón, entre el minuto 3 a 5 se observa la transición entre las potencias de las ondas; con un

aumento de la potencia entre 0.1 a 5 Hz. La aparición de oscilaciones lentas delta, coincide con la pérdida de capacidad de respuesta al medio, pérdida del reflejo oculocefálico, apnea y atonía.

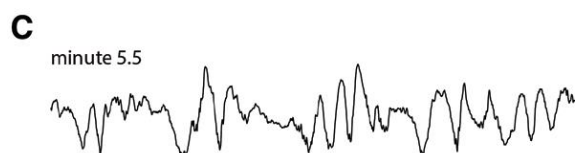
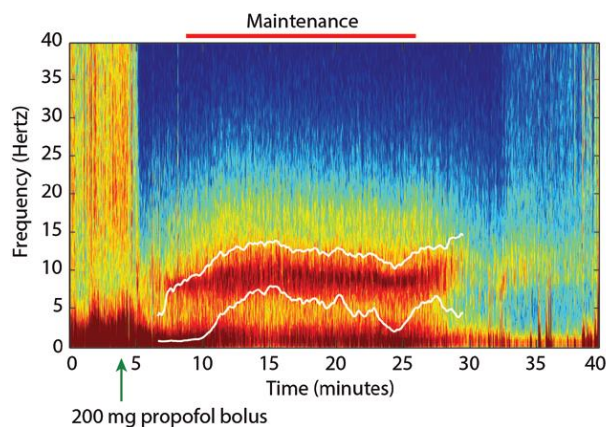


Figura 15. Espectrograma y EEG sin procesar durante la inducción con propofol.

Fuente: (Purdon, 2015)

Patrón durante pérdida de conciencia: En el caso de inconsciencia, el electroencefalograma no procesado muestra oscilaciones profundas lentas (0,1 a 1 Hz) y delta (1 a 4 Hz). La neurofisiología de estas oscilaciones delta lentas es consistente con la acción de los anestésicos a nivel del tronco encefálico, el tálamo y la corteza. Las oscilaciones delta lentas pueden preceder o aparecer al mismo tiempo que las oscilaciones alfa (8 a 12 Hz). Estas oscilaciones alfa representan actividad entre el tálamo y la corteza frontal interactuando para inducir la pérdida de la conciencia. Las oscilaciones lentas delta y alfa también pueden evolucionar hacia la supresión de ráfagas (Reshef, 2019).

Patrón durante educación: las oscilaciones delta lentas y las alfa se disipan y son reemplazadas gradualmente por oscilaciones beta de mayor frecuencia y oscilaciones gamma que tienen amplitudes más bajas. El espectrograma, muestra el cambio gradual a oscilaciones beta de alta frecuencia y oscilaciones gamma (Purdon, 2015). En la figura 15 se observan estas variaciones, a partir del minuto 23 a 27.

## 3.2 Agente halogenado

El agente halogenado utilizado ampliamente a nivel nacional es el sevoflurano. Es un derivado del éter dietílico, sus dianas moleculares incluyen receptores GABA-A, receptores de glicina, canales de potasio de dos poros y receptores de Nmetil-D-aspartato (NMDA), entre muchos otros. (Kim, 2020).

El sevoflurano y el propofol presentan mecanismos de acción similares, por lo que su secuencia de cambios en el patrón electroencefalográfico y espectrograma son casi idénticos. La principal diferencia entre los agentes volátiles y el propofol es el poder en el rango de las ondas theta (4 -8 HZ). Durante la anestesia con propofol, la potencia theta permanece baja independientemente de la concentración, en cambio, durante la anestesia con sevoflurano las ondas theta aumentan con el incremento de las concentraciones alveolares mínimas (MAC) (Hagihira, 2015).

Durante el estado de sedación con sevoflurano, el EEG muestra un aumento de la potencia de las ondas beta. Bajo anestesia general con este agente, se registra un aumento en las ondas alfa, en las ondas delta lentas y en las ondas theta frontales (Kim, 2020). A lo largo del periodo de inducción de la anestesia general, el electroencefalograma muestra la transición de las oscilaciones alfa, beta y gamma, con una disminución y eventual desaparición de las oscilaciones delta lentas (Reshef, 2019).

En la figura 16-A se muestra el comportamiento del electroencefalograma y del espectrograma durante la anestesia con sevoflurano. En los periodos en los cuales el aporte MAC es subóptimo (minutos 40 a 60), el espectrograma presenta patrones similares a los observados con el uso del propofol. A medida que aumenta la concentración de sevoflurano (minutos 100 a 120), aparecen oscilaciones theta (5 a 7 Hz). Al alcanzar una concentración continua de 3% del sevoflurano, se observan oscilaciones alfa, delta lentas y theta constantes, figura 16-C. Las ondas theta desaparecen a medida que se reduce la concentración del sevoflurano.

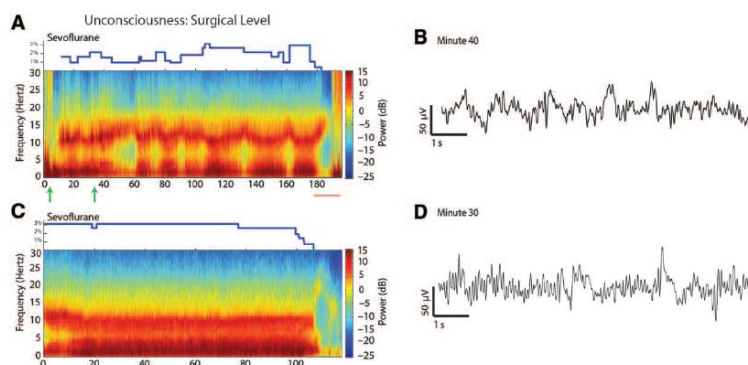


Figura 16: Espectrograma y electroencefalograma del sevoflurano durante mantenimiento de la anestesia general a diferentes niveles de CAM.

Fuente: (Purdon, 2015)

<b>Cuadro 2. CAM del Sevoflurano y el electroencefalograma</b>	
<u>CAM</u>	<u>Electroencefalograma</u>
1.0	Actividad beta limitada
1.5	Actividad alfa limitada
2.0	Oscilaciones delta y supresión de ráfaga
Fuente: (Marchant, 2014)	

### 3.3 Ketamina

La ketamina actualmente se utiliza como complemento para mejorar la analgesia perioperatoria, previniendo la tolerancia aguda a los opioides y la hiperalgesia posoperatoria. (Hans, 2005) Su mecanismo de acción es principalmente en los sitios de unión del glutamato en los receptores NMDA y los receptores no NMDA; también interactúa con receptores opioides, monoaminérgicos, colinérgicos, nicotínicos y muscarínicos (Kim, 2020).

Cuando se provee anestesia general con ketamina como agente coadyuvante (propofol – ketamina o agentes inhalados - ketamina), se muestra un aumento significativo del índice anestésico a pesar de un nivel cada vez más profundo de hipnosis (Hans, 2005). Esto se debe a la interacción de la ketamina con los receptores NMDA en las interneuronas inhibitorias; su inhibición da como resultado un aumento de la tasa metabólica cerebral, flujo sanguíneo cerebral

y alucinaciones; generando manifestaciones de un patrón de electroencefalograma activo (Purdon, 2015).

Al realizar la sedación con ketamina como agente único a dosis bajas, se observan oscilaciones rápidas beta altas (25 Hz) y oscilaciones gamma (32 Hz) (Purdon, 2015). En la figura 17 se muestra este comportamiento de oscilaciones beta-gamma.

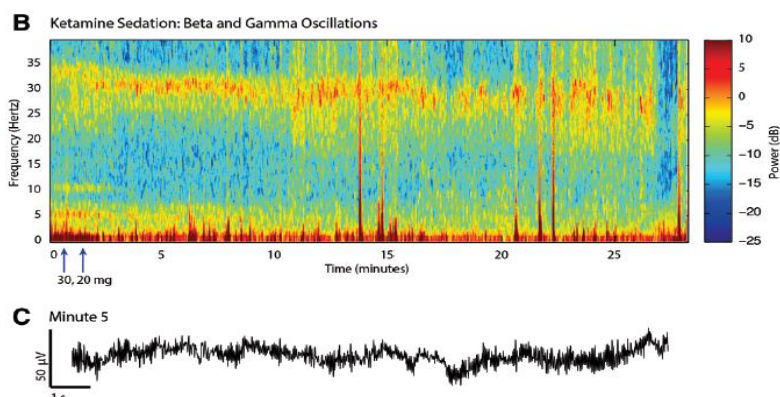


Figura 17. Espectrograma y electroencefalograma de la sedación con ketamina.

Fuente: (Purdon, 2015)

Habitualmente la ketamina no se utiliza como agente único, debido a los efectos secundarios asociados, como alucinaciones, estados disociativos, euforia y disforia. Por esta razón se combinan con otros agentes anestésicos. Al utilizarlo en combinación con el sevoflurano, se pueden observar ondas alfa (típicamente asociadas con el sevoflurano) reducidas y hay aumento en la potencia de ondas beta. Este patrón también se observa al combinarse con propofol (Kim, 2020).

### 3.4 Dexmedetomidina

La dexmedetomidina es un adyuvante anestésico, su mecanismo de acción es a través de su interacción con los receptores adrenérgicos alfa 2a en las neuronas que se proyectan desde el locus ceruleus. También puede modular directamente las neuronas no adrenérgicas en el tálamo y el prosencéfalo basal para alterar el nivel de excitación (Kim, 2020).

Su unión a los receptores adrenérgicos alfa 2a provoca una hiperpolarización de las neuronas del locus ceruleus generando una disminución en la liberación de noradrenalina, dando como resultado la pérdida de las entradas inhibitoras del locus ceruleus, produciendo estados de sedación. Este mecanismo también es asociado al inicio del sueño con movimientos oculares no rápidos (Purdon, 2015). Es debido a esto que se asocia a la dexmedetomidina con un comportamiento conductual, funcional y electrofisiológico cercano al sueño fisiológico (Montupil. J., 2019).

En una infusión a dosis baja, la dexmedetomidina imita el sueño de ondas lentas en estadio II con una combinación de oscilaciones lentas deltas intercaladas con husos (ráfagas de 9 a 1 Hz que duran de 1 a 2 s). A dosis más altas, el trazado del EEG está dominado por ondas delta lentas. (Montupil. J., 2019).

En la figura 18 se muestra una combinación de oscilaciones delta lentas con husos. En el dominio de la frecuencia, los husos aparecen como rayas en las bandas alfa alta y beta baja entre 9 y 15 Hz. Cuando aumenta la velocidad de infusión de dexmedetomidina (C), los husos desaparecen y la amplitud de las oscilaciones delta lenta aumentan.

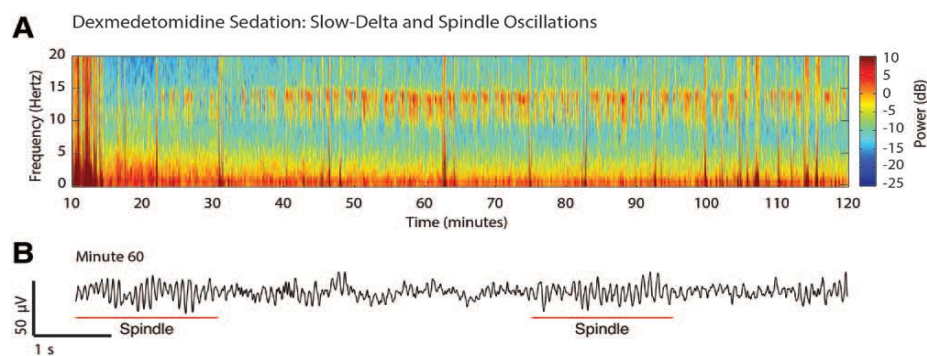


Figura 18. Espectrograma y electroencefalograma de la dexmedetomidina.

Fuente: (Purdon, 2015)

### 3.5 Óxido nitroso (N<sub>2</sub>O)

El óxido nitroso actúa principalmente a través de la activación de la vía noradrenérgica inhibitoria descendente en el tronco del encéfalo y la médula espinal. Este efecto es indetectable por los algoritmos de los monitores de profundidad anestésica y no influye significativamente los



valores de índice anestésico (Dahaba A. A., 2005). En la actualidad se utiliza como sedante o agente coadyuvante.

A nivel del electroencefalograma y espectrograma (figura 19) se presentan oscilaciones prominentes beta y gamma y una disminución relativa en la potencia de las oscilaciones delta lenta (Purdon, 2015).

Controversialmente, este agente también puede llegar a presentar un comportamiento paradójico en el electroencefalograma, que se caracteriza por un aumento en las actividades delta y theta, con una reducción paradójica del valor índice del monitor a los 7 - 10 minutos posterior a la interrupción del suministro de N<sub>2</sub>O (Dahaba A. A., 2005).

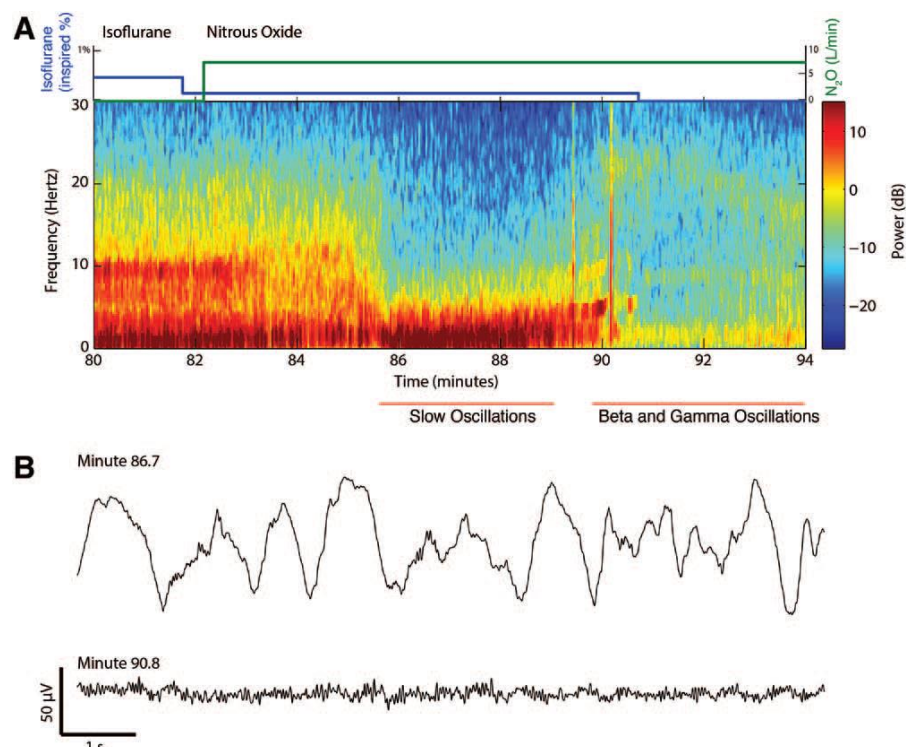


Figura 19. Espectrograma y electroencefalograma del óxido nitroso.

Fuente: (Purdon, 2015)

En la figura 20 se muestra una comparación de estos agentes anestésicos lado a lado para una observación más detallada de sus diferentes patrones de espectrograma según su mecanismo de acción.



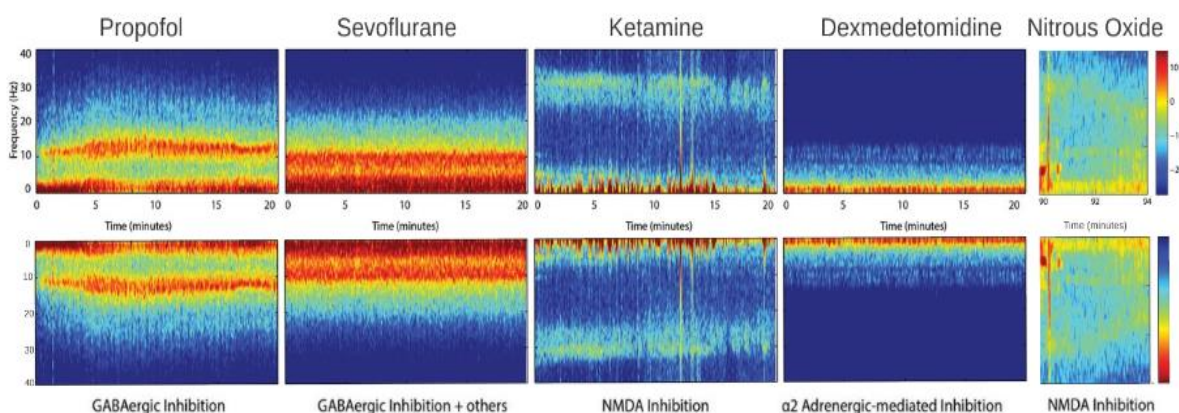


Figura 20. Espectrograma de los principales agentes anestésicos según su mecanismo de acción.

Fuente: (Avidan M. W., 2020)

### 3.6 Combinación de agentes anestésicos

En esta sección se describirá el comportamiento del espectrograma de pacientes mantenidos con un agente anestésico y posteriormente reciben un bolo de un anestésico diferente.

En la figura 21 se muestra entre el minuto 5 – 45, el espectrograma característico de la ketamina con ondas beta y gamma prominentes. En el minuto 45 a 50 y 70 a 75, el paciente recibe bolos de propofol, causando disminución de las ondas beta y gamma, con aumento de las ondas alfa característicos del propofol.

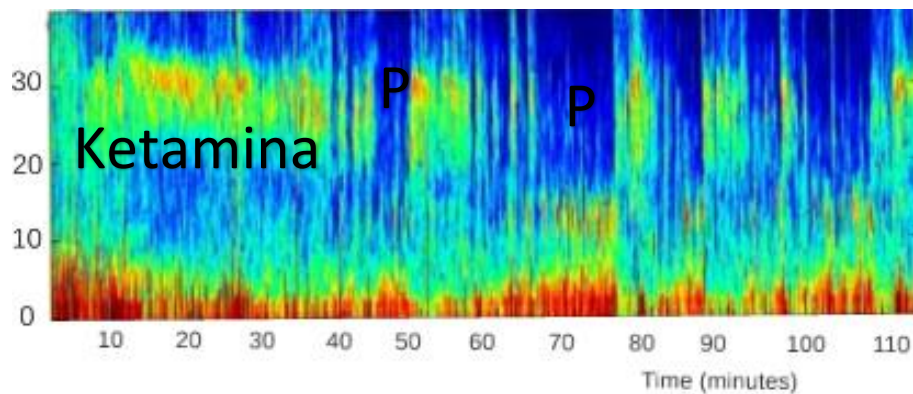


Figura 21: Mantenimiento con ketamina y bolos de propofol

Fuente: (Avidan M. W., 2020)

Otro escenario que puede presentarse es la combinación de dexmedetomidina con ketamina, como se muestra en la figura 22-A, donde el paciente se encuentra bajo una infusión constante de dexmedetomidina con ondas delta lentas y husos, en el minuto 20 y 40 el paciente recibe un bolo de ketamina, manifestándose por ondas beta y gamma. El caso de bolos de propofol (figura 22-B), se muestra la aparición de ondas alfa (10 Hz) en el minuto 14.

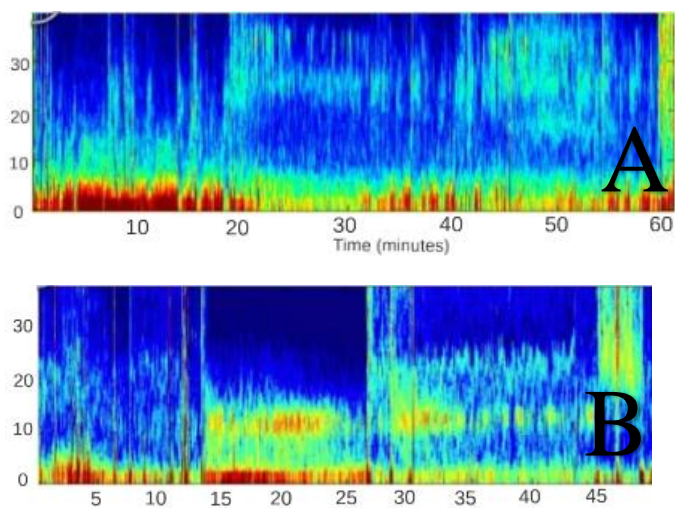


Figura 22: Infusión de dexmedetomidina y bolos de ketamina.

Fuente: (Avidan M. W., 2020)

## 3.7 Medicamentos coadyuvantes

### 3.7.1 Midazolam

Un fármaco benzodiazepínico de acción corta, su mecanismo de acción selectivo para los receptores GABA-A (similar al propofol, agentes inhalados). Debido a este mecanismo, las características del electroencefalograma son similares al propofol, con aumento de las oscilaciones beta, ondas lentas y alfa (Byung-Moon, 2017).

### 3.7.2 Relajante neuromuscular

La actividad muscular contigua a los electrodos frontales puede detectarse y cuantificarse (electromiografía, EMG), estas señales ocurren dentro del rango de interés de frecuencia de los monitores de profundidad anestésica (30 a 47 Hz), por lo tanto, la contaminación provocada por la actividad EMG es inherente al cálculo de los índices anestésicos. Esto podría ser malinterpretado por los algoritmos de los monitores como actividad EEG, llegando a mostrar índices erróneamente altos, no congruente con la concentración del hipnótico administrado y llevar a lecturas erróneas (Mulvey D. A., 2020).

Otro escenario que puede presentarse con el uso de agentes neuromusculares es el de valores índice falsamente bajos. Estudios han mostrado índices de BIS bajo en voluntarios que no recibieron agentes hipnóticos, pero sí se les suministró relajantes (Mulvey D. A., 2020).

### 3.7.3 Analgésicos opioides

Los opioides actúan principalmente en las vías nociceptivas en lugar de en la corteza cerebral, alterando la respuesta excitatoria y parcialmente la cognitiva. Opioides sintéticos (sufentanilo, remifentanilo o alfentanilo) actúan reduciendo la acetilcolina en la formación reticular pontina medial; la morfina ejerce su efecto al inhibir las neuronas en el núcleo tegmental dorsal lateral, la formación reticular pontina medial y el prosencéfalo basal (Brown, 2010).

En contraste con los agentes anestésicos hipnóticos, los opioides en concentraciones analgésicas producen alteraciones electrofisiológicas mínimas o nulas en la corteza cerebral, porque su sitio de acción se encuentra en estructuras indetectables por el electroencefalograma, y por ende no se reflejan en los monitores de profundidad anestésica.

De una manera indirecta, los opioides pueden influir los valores índices de anestesia, mediante dos mecanismos, su efecto adictivo con el agente anestésico o a través de la atenuación de las respuestas a los estímulos nocivos (Dahaba A. A., 2005).

Al adicionar opioides como sufentanilo, remifentanilo o alfentanilo a la anestesia general en la modalidad TIVA con propofol, se observa una reducción en la dosis de propofol necesaria para la pérdida de conciencia. También se detectan valores del EEGp mayores a los esperados durante el periodo de inducción. Esto ejemplifica el efecto adictivo de los opioides y el agente hipnótico. El segundo mecanismo por el cual los opioides pueden afectar el monitoreo de la profundidad anestésica es mediante la atenuación de las respuestas a los estímulos nocivos (Dahaba A. A., 2005).

### 3.8 Supresión de ráfaga

El espectrograma característico de este estado se presenta como líneas verticales de color negro (actividad isoelectrica) intercalados con períodos de rojo-amarillo (oscilaciones delta lenta y alfa), como se muestra en la figura 23, también se muestra el EEGnp con periodos isoelectricos alternado con brotes de actividad.

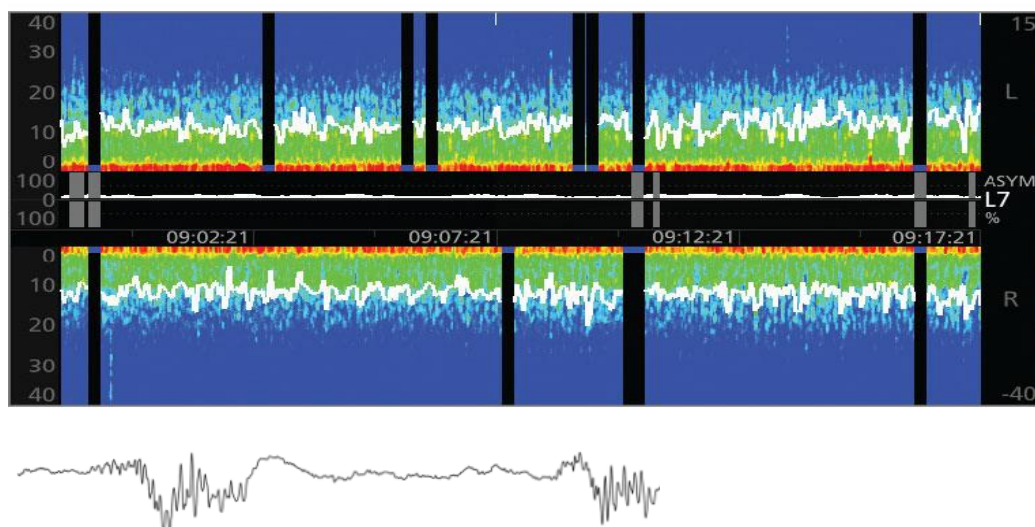


Figura 23. Espectrograma y EEGnp con supresión de ráfaga.

Fuente: (Masimo Corporation, 2018)

Es importante destacar que los patrones electroencefalográficos mencionados anteriormente se logran observar al utilizar un solo agente anestésico, lo cual es poco frecuente, debido a que un solo agente no está diseñado para satisfacer necesidades hipnóticas, antinociceptivas, de relajación muscular y de modulación autónoma necesarias durante la anestesia general. Los cambios en el EEG después de la coadministración de diferentes agentes anestésicos son menos estereotipados. (Montupil. J., 2019).

En cuanto a valores índice, los agentes que se correlacionan adecuadamente son los agentes volátiles halogenados, propofol, benzodiazepinas y barbitúricos. Los medicamentos que presentan discrepancia con estos valores son ketamina, óxido nitroso y opioides; también efedrina y epinefrina que aumentan los índices. Las dosis altas de inotrópicos (norepinefrina o epinefrina) a menudo tienen valores índice altos (Bennett, 2009).

## Capítulo IV: Tecnologías de monitoreo de la actividad eléctrica cerebral en anestesia

Actualmente se cuenta con diversos equipos para el monitoreo de la profundidad anestésica, todos basados en el análisis de la actividad eléctrica cerebral. Estos datos pueden ser mostrados como un valor índice, como un electroencefalograma sin procesar o mediante un espectrograma. Los equipos también pueden aportar información adicional, como la tasa de supresión y la actividad electromiográfica. En este capítulo se describirán los equipos que se utilizan actualmente en la institución.

El principio general que rige el funcionamiento de los diversos equipos de monitoreo de profundidad anestésica es el siguiente: registran el EEG frontal unilateral o bilateral a través de sensores adhesivos patentados, posteriormente amplifican y filtran la señal. Seguidamente la señal pasa por un análisis y extracción de datos. Los datos extraídos ingresan a un algoritmo matemático (generalmente patentado), con lo cual se obtiene un índice adimensional normalizado, generalmente entre 0 y 100, o una letra que indica la etapa anestésica (Montupil. J., 2019).

### 4.1 Entropía

El módulo de entropía de General Electric ®, es utilizado para la vigilancia del estado cerebral, está indicado para pacientes mayores de 2 años. Esto lo logra mediante la adquisición de datos del electroencefalograma y de las señales del electromiógrafo frontal (FEMG) (GE Healthcare, 2020).

Este equipo se basa en la entropía, que es una medida de irregularidad en cualquier señal. Como se ha mencionado anteriormente durante la anestesia general, el EEG cambia de patrones irregulares a patrones más regulares, del mismo modo, el FEMG se reduce cuando las partes más profundas del cerebro están saturadas con el anestésico. El módulo de entropía mide estos cambios mediante la cuantificación de la irregularidad en las señales EEG y FEMG (GE Healthcare, 2020).

Existen dos índices principales en los módulos de entropía (figura 24): (GE Healthcare, 2020)

Entropía de respuesta (RE) de acción rápida, sensible a la activación de los músculos faciales (FEMG). Su tiempo de respuesta es muy rápido; menos de 2 segundos. Trabaja en rangos de frecuencia de 0.8 a 47 Hz y valores índice de 0 – 100.

Entropía de estado (SE) de acción lenta se utiliza para estimar el efecto hipnótico de los fármacos anestésicos a nivel cerebral. El valor de la entropía de estado siempre es menor o igual que la entropía de respuesta. Este índice no se ve afectado por actividad muscular repentina en los músculos faciales porque se basa en la señal del EEG. Trabaja en rangos de frecuencia de 0.8 a 32 Hz y valores índice de 0 – 91.

El valor de SE empleado como indicador del plano hipnótico del paciente, un valor entre 40-60 se considera un plano quirúrgico. La relación entre SE y RE ayudar a diferenciar entre planos anestésicos superficiales versus actividad FEMG, por ejemplo, un paciente con un valor SE y RE elevado, refleja un plano hipnótico inadecuado. Otro escenario que puede presentarse es un valor SE dentro del rango normal, pero RE con 5-10 unidades mayor, implicando un plano analgésico insuficiente por una elevación de EMG o relajación neuromuscular insuficiente.

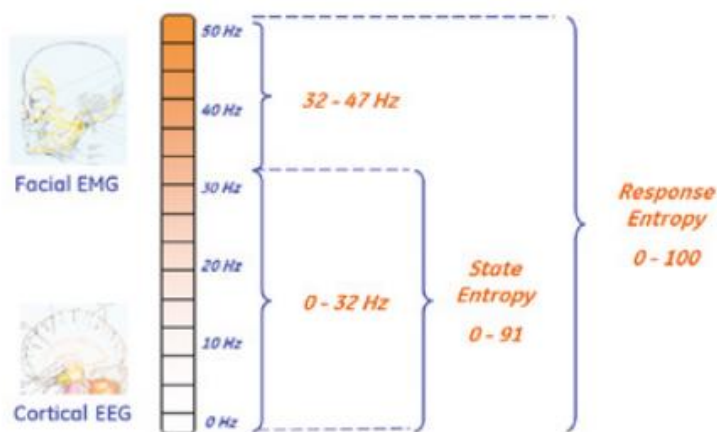


Figura 24. Rangos de medición del RE y SE.  
(GE Healthcare, 2020)



Junto a los valores índice SE y RE que muestra este monitor, se puede adicionar otros valores, como la tasa de supresión (BSR) y el electroencefalograma sin procesar para completar el monitoreo, como se muestra en la figura 25.

El monitor de entropía ha sido diseñado para el rechazo avanzado de artefactos en el electroencefalograma sin procesar, como electrocauterio, ECG, marcapasos, movimientos oculares, parpadeo y movimiento.

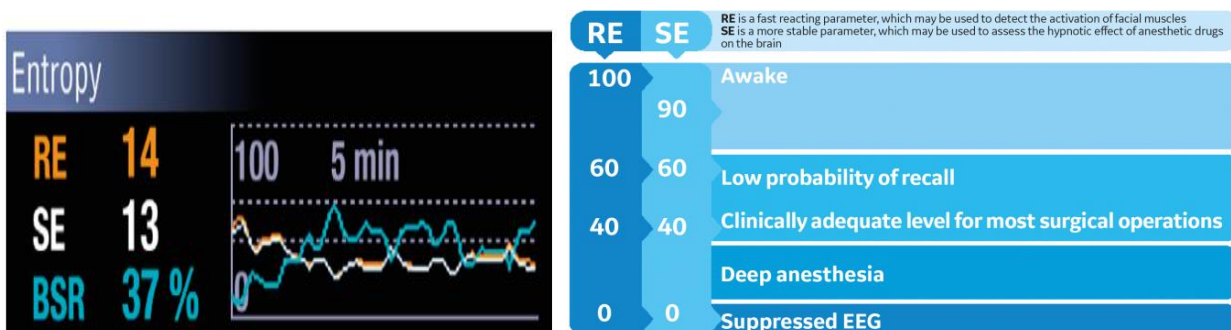


Figura 25. Rangos de medición del RE y SE, porcentaje de BSR y trazo el electroencefalograma no procesado.

Fuente: (GE Healthcare, 2020)

## 4.2 BIS

El monitor de índice biespectral - BIS, es el primer monitor de profundidad anestésica introducido en el mercado y probablemente el más utilizado y estudiado (Bonhomme, 2006). Sus valores índices se obtienen del análisis matemático patentado de las variables biespectrales, potencia espectral y del análisis de dominio del tiempo del electroencefalograma sin procesar. El complejo algoritmo patentado que utiliza este equipo se derivó de manera empírica, utilizando bases de datos de EEG y escalas de comportamiento entre sujetos expuestos a diferentes protocolos anestésicos. Después de eliminar el ruido y los artefactos del EEG sin procesar se combinan los siguientes parámetros (descritos en el cuadro 3), índice de supresión de ráfagas, supresión de QUAZI, potencia  $\beta$  (relación  $\beta$  relativa) y sincronización de la actividad de baja frecuencia (SynchFastSlow) para generar un valor BIS adimensional que van de 0 a 100, como se muestra en la figura 26 (Chang, 2019).



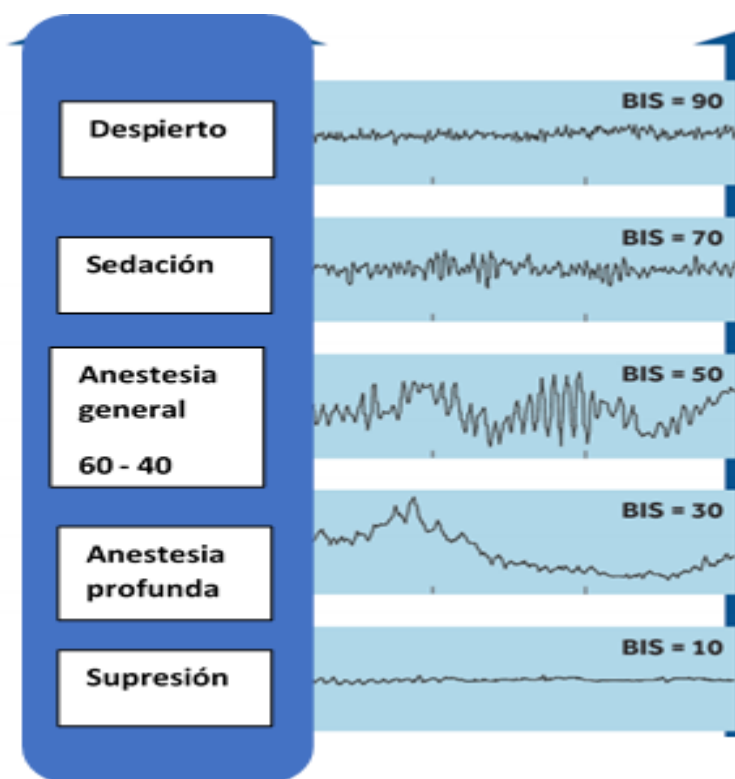


Figura 26. Rango de índice de BIS

Fuente: (Medtronic, 2021)

<b>Cuadro 3. Parámetros del algoritmo del BIS</b>	
<b>Parámetro</b>	<b>Significado</b>
Índice de supresión de ráfagas	Periodo de supresión completa
Supresión de QUAZI	Periodo de casi supresión
Potencia $\beta$ (relación $\beta$ relativa)	Grado de activación de alta frecuencia
Synch Fast Slow	Sincronización de actividad de baja frecuencia
Fuente: (Chang, 2019)	

Este equipo se encuentra disponible en dos presentaciones (figura 27. A y B) como un monitor separado (Aspect A2000 BIS™) o como un módulo que puede ser integrado a un monitor Datex-

Ohmeda (módulo BIS™, Datex-Ohmeda, Inc.). También posee la presentación de dos o cuatro canales (monitoreo de ambos hemisferios) (figura 27. C).



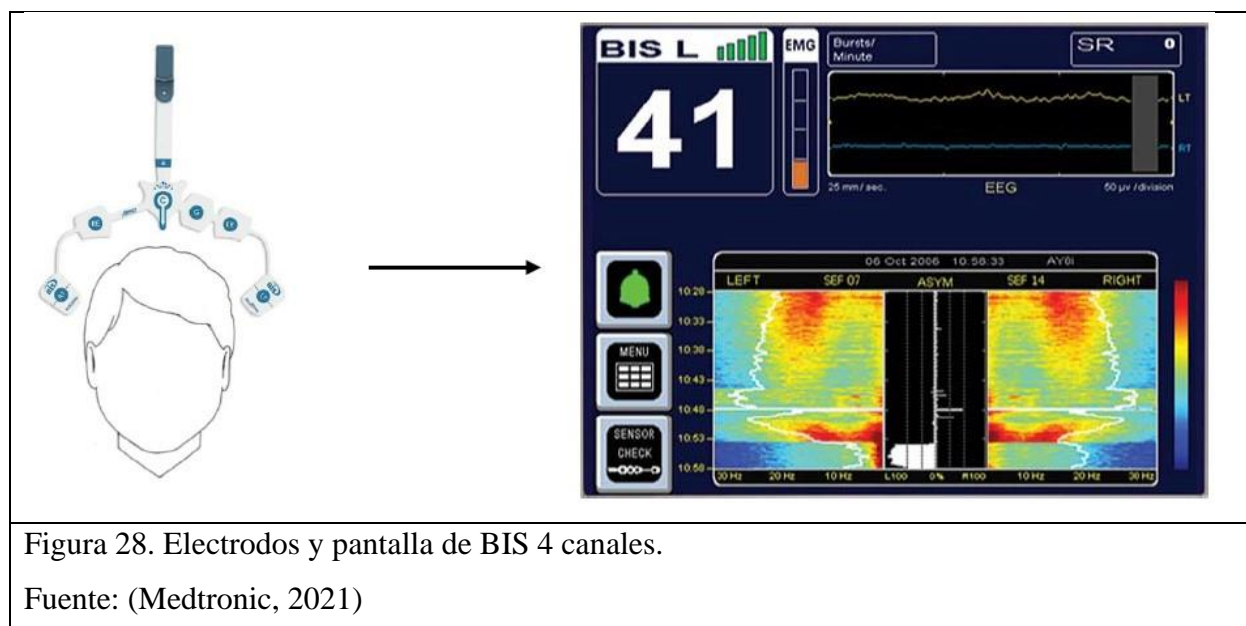
Figura 27. Equipos BIS disponibles

Fuente: (Medtronic, 2021)

El BIS proporciona un índice de calidad de la señal (SQI) que suministra un estimado sobre el número de secuencias de EEG rechazadas debido a artefactos y sobre la fiabilidad del índice en un momento dado. Varios parámetros están disponibles a través de la selección adecuada de visualización de pantalla, como la frecuencia del borde espectral del EEG (SEF 95) y la estimación de la actividad electromiográfica, estos parámetros se describen en el cuadro 4. También se puede mostrar el trazado sin procesar del EEG o el espectrograma en la pantalla del monitor.

<b>Cuadro 4. Datos adicionales obtenido del monitor BIS de 4 canales.</b>		
<b>Parámetro</b>	<b>Unidad de medida</b>	<b>Significado clínico</b>
EMG	Hz	Medida de actividad muscular. El valor BIS se torna menos confiable si este valor es elevado.
SEF 95	Hz	Frecuencia por el cual se encuentra el 95% de la potencia del EEG. Este valor disminuye con el aumento de la anestesia.
TP	dB	Suma de la potencia de los componentes de la onda EEG.
SQI	%	Calidad de la señal de EEG. 100% señal perfecta, 0% mala señal.
SR – tasa de supresión	%	Porcentaje de periodos de 63 segundos que presentó actividad de supresión.
Fuente: (Chang, 2019)		

En la figura 28 se muestra la colocación de los electrodos frontales para el uso de los equipos de 4 canales. La imagen también muestra el espectrograma de ambos hemisferios que se obtiene con los 4 canales.



### 4.3 PSI

El equipo SEDLine, es un monitor de la profundidad anestésica que utiliza un algoritmo patentado para analizar la señal del EEGnp y muestra valores del índice de estado del paciente - PSI (Lee, 2015). SEDLine mide los efectos de los anestésicos monitorizando la actividad eléctrica de ambos hemisferios cerebrales, lo cual permite una valoración más individualizada, y una mejora en la monitorización del paciente bajo anestesia general (Escontrela, 2016).

El valor índice del PSI, se calcula mediante un algoritmo que combina diversos parámetros de análisis; cuantifica la potencia de varias bandas de frecuencia del EEG, la simetría y sincronización entre las regiones del cerebro y la actividad en las regiones de la corteza frontal. Todos estos parámetros se incluyen en un análisis de plausibilidad para calcular el PSI. Conjuntamente, se realiza un análisis subrogado calculando el brote de supresión y la detección del nivel de alerta, para modular el índice PSI en caso de una señal de calidad cuestionable. Por último, antes de visualizarse el índice, este se procesa con un algoritmo promediador, para aportar un resultado más estable (Escontrela, 2016). Se requieren cuatro electrodos de EEG y un electrodo de tierra.



Figura 29. Pantalla del SedLine y sus parámetros.

Fuente: (Masimo Corporation, 2018)

La figura 29 muestra la pantalla del SEDLine y la información que se puede obtener de ella. A continuación, se describen estos datos.

Estado de electrodos: muestra un rango de colores para identificar posibles problemas, como desconexión de electrodos o cables, alteración de la impedancia o de la conexión.

EEG sin procesar: refleja la actividad eléctrica de las cortezas frontal y prefrontal. La pantalla está configurada para contener 4 fuentes de entrada de datos, adquiridas de los 4 electrodos de los sensores.

PSI – índice del estado del paciente: es un parámetro de EEG procesado, toma en consideración cambios en la potencia en varias bandas de frecuencia del EEG, cambios en la simetría y sincronización entre regiones cerebrales críticas; así como la inhibición de regiones de la corteza frontal. En la figura 30 se muestran los rangos de este índice según el estado de alerta.

SR – Tasa de supresión: Los períodos de supresión son mostrados como líneas verticales negras con una barra azul en la línea de tiempo de 0 Hz tanto para el lado izquierda como para el derecho.

Artefactos: Los períodos de artefacto (ARTF) se transmiten mediante líneas blancas verticales.

Gráfico de asimetría: Visualiza y cuantifica la diferencia en la actividad cerebral entre los hemisferios izquierdo y derecho usando una medida de asimetría.

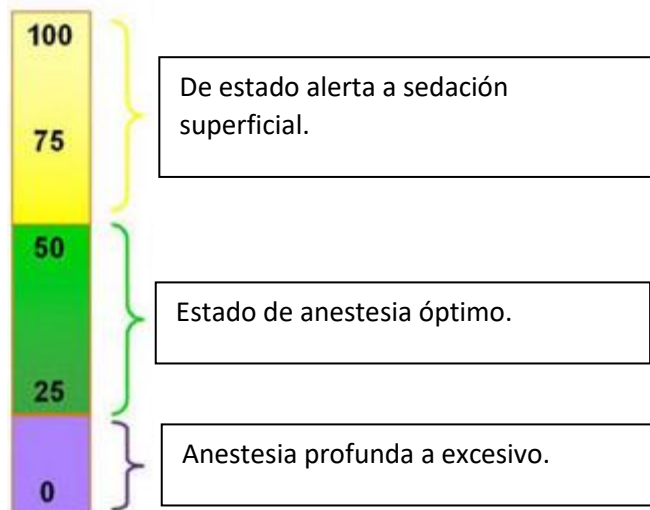
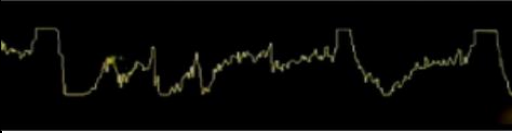
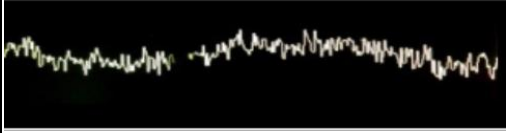
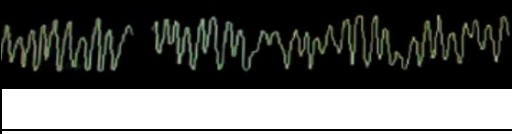
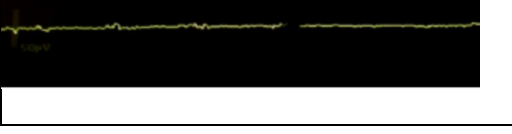


Figura 30. Rangos de PSI.

Fuente: (Masimo Corporation, 2018)

En el cuadro 5 se resume los diferentes datos que aportan estas tecnologías según el nivel anestésico del paciente.

Cuadro 5. Comparación de tecnologías de monitoreo de profundidad anestésica			
Estado del paciente	Tecnología	Lectura	EEGnp
Despierto	EEG	$\uparrow \gamma, \beta, \alpha - \downarrow \delta, \theta$	
	SEF95	26 Hz	
	BIS	96	
	CAM	0	
Sedación	EEG	$\downarrow \gamma, \beta - \uparrow \alpha, \theta, \delta$	
	SEF95	19 Hz	
	BIS	78	
	CAM	0.4	
Anestesia quirúrgica	EEG	Dominancia $\delta$	
	SEF95	10 Hz	
	BIS	48	
	CAM	1.3	
Anestesia profunda	EEG	Supresión de ráfaga	
	SEF95	1 Hz	
	BIS	9	
	CAM	2	

Fuente: (Bottros., 2011)

## Capítulo V: Interpretación del electroencefalograma y espectrograma en condiciones especiales

Como ya se ha discutido previamente, los valores obtenidos de los equipos de monitoreo de la actividad eléctrica cerebral son derivados del electroencefalograma sin procesar y es posible que cualquier condición que pueda "alterar" la señal del electroencefalograma durante la anestesia general pueda llegar a reducir la capacidad del monitor para reflejar adecuadamente el estado de profundidad anestésica (Dahaba A. A., 2019). Condiciones como hipotermia, hipovolemia, hipoglucemia, trastornos neurológicos como isquemia cerebral o convulsiones, deben ser considerados para la toma de decisiones acertadas.

También se han realizado investigaciones para establecer diferentes aplicaciones clínicas con los equipos de monitoreo de actividad eléctrica cerebral. Algunas de las condiciones en las cuales se intenta utilizar esta herramienta son: cambios del trazado respecto al registro basal o del trazado en el lado contralateral durante intervenciones de cirugía vascular, detección precoz de la posibilidad de deficiencias neurológicas tras circulación extracorpórea, detección de hipoxia o situaciones de isquemia, o como guía en la titulación de fármacos durante el coma barbitúrico (Salgado, 2016).

### 5.1 Inestabilidad hemodinámica y paro cardiaco

Durante un paro cardiaco se presenta actividad isoelectrica 10 segundos posterior al inicio de la asistolia. La actividad del electroencefalograma regresó 15 a 20 segundos después de que la perfusión cerebral y la oxigenación se restablecieran por la compresión torácica manual, mostrándose una actividad de bajo voltaje y alta frecuencia. Con el retorno del ritmo cardiaco se observa que la señal del EEG se normaliza (Dahaba A. A., 2005).

Durante cuadros de shock hipovolémico severo, se pueden observar cambios en el EEG con un patrón isoelectrico, que mejora con las maniobras de resucitación. En estos dos escenarios, shock hipovolémico y paro cardiaco, los valores índices pueden llegar a tener un retraso de hasta dos minutos en presencia de cambios súbitos, pero si se tiene el EEG no procesado los cambios se pueden observar en tiempo real.

Se ha implementado el uso del EEG como herramienta pronóstica posterior al paro cardiaco. Los hallazgos del electroencefalograma asociados consistentemente con resultados desfavorables al observarse 24 horas después del paro son actividad isoeletrica, bajo voltaje y la supresión de ráfagas (Dougherty, 2017).

## 5.2 Anestesia total intravenosa (TIVA)

Al utilizar la técnica de anestesia intravenosa total no se cuenta con una herramienta que determine los niveles plasmáticos de los agentes anestésicos como guía para titulación del fármaco. Si bien es posible ajustar las dosis de anestésicos intravenosos al utilizar infusiones controladas por objetivos, no se cuenta ampliamente con esta tecnología y además existen variaciones interindividuales significativas en la dosificación del anestésico necesarios para la pérdida de la consciencia. Estas condiciones asocian un riesgo aumentado de consciencia durante la anestesia, como lo muestra el 5to Proyecto Nacional de Auditoría (NAP5) en el Reino Unido (Chang, 2019).

Con el riesgo aumentado de consciencia transoperatoria con el TIVA, se torna importante los métodos guiados por EEG para medir la profundidad anestésica durante estos casos (Chang, 2019).

## 5.3 Cirugía cardiaca y vascular

La cirugía cardíaca tiene una de las mayores incidencias de consciencia intraoperatoria de todos los tipos de cirugía, va desde un 1% hasta un 20%. Los principales contribuyentes a esta alta incidencia son la fragilidad y la comorbilidad de estos pacientes, ya que se les administra una menor cantidad de agentes anestésicos con el fin de minimizar las consecuencias hemodinámicas (Kaiser, 2020).

Existen numerosos desafíos durante la administración y dosificación de fármacos anestésicos en esta población, debido a la derivación cardiopulmonar (CEC) y su efecto hemodilucional, también debido al cambio de temperatura que sufre el paciente (Kaiser, 2020). Otro aspecto a considerar es que los parámetros subrogados de la evaluación clínica utilizados para determinar la profundidad anestésica carecen de precisión, debido a que suelen estar enmascaradas



por el uso de fármacos betabloqueantes y antihipertensivos, o por la inestabilidad hemodinámica del paciente.

El intento de minimizar la administración de anestésicos podría contribuir a dosis relativamente bajas de anestésicos, lo que provocaría una mayor incidencia de conciencia durante la cirugía cardíaca (Kaiser, 2020).

Con el mencionado anteriormente, sobresale la importancia de la utilización de los equipos de monitoreo en estas cirugías, para una guía adecuada en la titulación de los agentes anestésicos.

También se debe considerar que ciertos periodos durante la cirugía cardíaca se asocian a cambios en el monitor de profundidad anestésica que no siempre se correlaciona con el nivel anestésico real. Las alteraciones del flujo sanguíneo cerebral durante la canulación aórtica y el recalentamiento se reflejan como una disminución inicial en los valores índice, y con un posterior aumento. En los periodos de hipotermia, se observan disminución del índice (Escontrela, 2016).

## 5.4 Endarterectomía carotídea

En un metaanálisis realizado por Hagihira, se reportó que la monitorización combinada de la presión del muñón carotideo y el Doppler transcraneal o el EEGnp, realizan una mejor detección de isquemia cerebral durante el pinzamiento de la carótida. La isquemia cerebral grave secundaria suele manifestarse como un trazado plano en el EEG, que se traduce en un valor bajo de los índices del EEGp (Hagihira, 2015).

Contradictoriamente, se han descrito aumentos paradójicos en los valores del EEGp durante el periodo de pinzamiento de la arteria carotídea en pacientes con aporte arterial colateral cerebral deficiente, erróneamente denotando una irrigación cerebral adecuada y un estado cerebral óptimo (Hagihira, 2015).

## 5.5 Población geriátrica

El trazado electroencefalográfico que caracteriza a los estados sueño, alerta y anestesia se modifica con la edad avanzada, se cree que es debido a la disminución de las sinapsis y de la sincronización cortical. La potencia de las oscilaciones alfa generada por los agentes anestésicos

que actúan a nivel del receptor GABA-A se vuelve menos pronunciada a medida que los pacientes envejecen y puede ser difícil de identificar en pacientes mayores de 80 años (Mulvey D. A., 2020). Estas variaciones no son consideradas en el algoritmo para el cálculo de los índices anestésicos.

Lysakowski et al. reporta en un estudio observacional, que los pacientes mayores a los 65 años sometidos a anestesia general con propofol como único agente presentaron pérdida de conciencia con índices de profundidad anestésica superiores a los observados en individuos jóvenes, superior a los límites sugeridos de 40 a 60; este hallazgo puede determinar que la recomendación de mantener estos valores en adultos mayores podría traducirse en la sobredosificación de fármacos anestésicos, asociando inestabilidad hemodinámica y educación prolongada (Escontrela, 2016). Se requieren investigaciones de mayor tamaño que permitan conocer su importancia en la monitorización intraoperatoria, especialmente en la búsqueda de reducir la incidencia de la disfunción cognitiva postoperatoria.

En la figura 31 se muestra una representación del espectrograma durante la anestesia general con propofol que varía con la edad, entre pacientes de 2 a 87 años. Se observa que el poder de las oscilaciones delta-lentas y alfa se reduce sistemáticamente como una función de la edad, y a partir de los 60 años la reducción de poder de las oscilaciones alfas es mayor. Estas variaciones pueden ser un reflejo de los cambios neurobiológicos asociados con el proceso de envejecimiento normal (Kim, 2020).

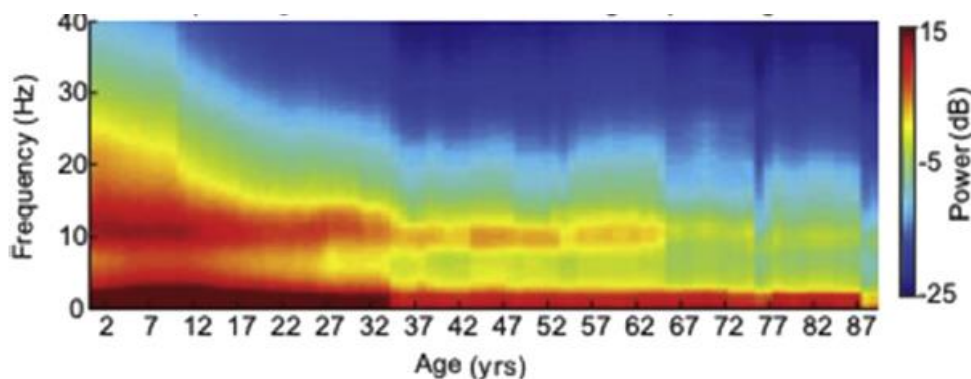
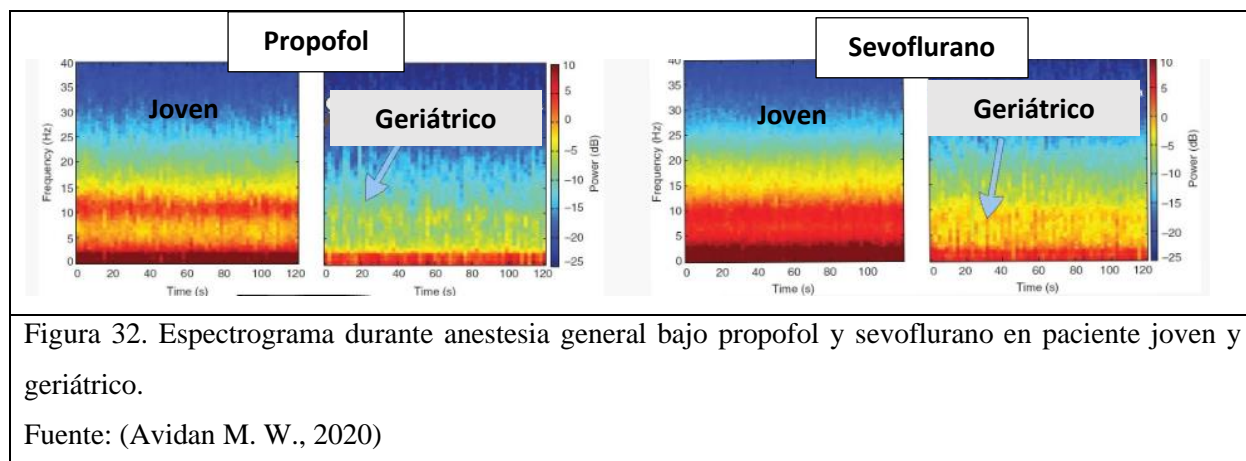


Figura 31. Espectrograma durante anestesia general según rango de edad.

Fuente: (Kim, 2020)

En la figura 32 se comparan las características del espectrograma de pacientes jóvenes con pacientes geriátricos sometidos a anestesia general con propofol y con sevoflurano, observándose la menor potencia de las ondas alfa (8-12Hz).



## 5.6 Trastornos neurológicos

### 5.6.1 Isquemia Cerebral

El cerebro es sensible a la privación de flujo sanguíneo, esto se pone de manifiesto en las variaciones a nivel del registro de las oscilaciones del EEG. Cuando el flujo sanguíneo cerebral (FSC) desciende entre 25-35 ml/100 g/min, las frecuencias rápidas alfa (8-12 Hz) y beta (13-30 Hz) se ven atenuadas; si la caída del FSC se acentúa llegando a 17-18 ml/100 g/min, las ondas de frecuencias lentas delta (0,5-3 Hz) y theta (4-7 Hz), se incrementan en el EEG (Rubíños, 2020).

Kertai (2012) realizó una revisión sobre el uso del EEG para la detección de isquemia cerebral durante el perioperatorio, planteó que, en ausencia de un cambio reciente en la concentración del anestésico, una variación repentina en el EEG, como aumento de los períodos de supresión y / o una disminución del valor índice pueden sugerir isquemia. Pero cabe señalar que ciertas condiciones son necesarias para que el equipo pueda ser de utilidad, la agresión debe ser repentina, extendida o localizada en el área frontal, y el EEG preoperatorio debe ser normal (Kertai, 2012).

También se ha recomendado el empleo del EEG como herramienta complementaria para la detección de isquemia cerebral en pacientes con hemorragia subaracnoidea aneurismática en las

unidades de cuidados intensivos, en especial en aquellos con mayor riesgo de desarrollar vasoespasmio y déficit isquémico tardío, debido a la sensibilidad que demuestra a los cambios del flujo sanguíneo cerebral (Rubiños, 2020).

### 5.6.2 Trauma craneoencefálico (TCE)

El uso del EEG procesado como una herramienta pronóstica en pacientes que han sufrido TCE posee poca sensibilidad y especificidad. Otro uso que se ha dado al EEG procesado en pacientes con TCE, es para guiar la terapia en escenarios de hipertensión intracraneana, porque se ha observado que el EEG procesado se relaciona adecuadamente con la tasa metabólica cerebral. En estas condiciones se busca tener valores índice bajos que indicarían una menor tasa metabólica (Hajat, 2017).

### 5.6.3 Enfermedades neurológicas

Los algoritmos de los monitores de profundidad anestésica se desarrollaron a partir de voluntarios sanos con EEG normal, por lo que las enfermedades neurológicas que manifiestan patrones de EEG anormales probablemente podrían afectar los datos finales de estos equipos.

El paciente con Alzheimer muestra un patrón de EEGnp con reducción marcada de las ondas beta, que se traducen en el EEG procesado como un menor valor índice basal. En pacientes con parálisis cerebral también se observan valores índice bajos (Kertai, 2012).

### 5.6.4 Epilepsia y estados postictal

Las convulsiones generalmente provocan un aumento en el valor del índice del EEG procesado, pero su localización frontal limita su capacidad de detección, así como el uso de relajantes neuromusculares que limitan el registro (Hagihira, 2015).

Los pacientes en estado postictal muestran un patrón electroencefalográfico con ondas deltas muy lentas, similar al presente durante la anestesia profunda. El EEG procesado reflejó este estado con valores drásticamente bajos, inclusive en pacientes con apertura ocular espontánea. Esto es debido a que la señal recibida del EEG no procesado en este periodo refleja un estado de supresión (Hajat, 2017).

### 5.6.5 EEG de bajo voltaje

Existen variantes de EEG de bajo voltaje determinado genéticamente, definiéndose como una amplitud de EEG de  $< 20$  uV en todas las regiones de la corteza, con una incidencia entre 5%

a 10% de la población, que no está asociada con ninguna disfunción cerebral. La importancia de esta variante genética es la manera en que influye sobre el EEG procesado, mostrados valores índice bajo en pacientes alertas no expuestos a anestesia general (Dahaba A. A., 2005). Debido a esto se destaca la importancia de obtener valores basales del EEG procesado previo a la utilización de agentes anestésicos.

## 5.7 Unidades de cuidados intensivos

En la actualidad el uso de los monitores de la actividad eléctrica cerebral se ha ampliado a escenarios fuera del quirófano, como en las unidades de pacientes críticos. Se han descrito varias aplicaciones potenciales en estas unidades que se mencionan a continuación (Rubiños, 2020):

- a. Al tener correlación aceptable con las distintas escalas subjetivas de valoración clínica de sedación, puede utilizarse para optimizar la misma durante ventilación mecánica.
- b. Complementa, pero no suplanta al EEG de múltiples canales, en el monitoreo de fármacos empleados durante el manejo del estatus epiléptico refractario.
- c. Aporta valor pronóstico en pacientes que han presentado encefalopatía anóxica - isquémica que fueron sometidos a hipotermia terapéutica.
- d. Herramienta auxiliar en el diagnóstico de muerte encefálica.

## 5.8 Otros escenarios

### 5.8.1 Hipoglicemia

Los niveles de glucosa plasmática de 72 mg/dL provoca pequeños aumentos en las oscilaciones delta lentas y theta, con niveles de 54 mg/dL las oscilaciones se vuelven más prominentes. Con una disminución adicional a 32 mg / dL, el aumento de las ondas delta y theta se asocia con una disminución significativa de las ondas alfa, un patrón similar al de la anestesia general. Esto se refleja como una disminución de los valores de índice anestésico. Estos cambios son reversibles al normalizar los niveles de glicemia (Dahaba A. A., 2005).

### 5.8.2 Nocicepción

Se ha propuesto el uso del electroencefalograma procesado como una herramienta para el control de la nocicepción durante la anestesia general. Los índices de nocicepción que se utilizan clásicamente derivan de las respuestas del sistema nervioso autónomo a estímulos nocivos. Lo que se buscaría con la utilización de los índices derivados del EEG es obtener una ventana a la respuesta cortical a la estimulación nociva (Hagihira, 2015).

Se han estudiado varios parámetros para lograr este objetivo incluyendo el BIS, la variabilidad electromiográfica, la entropía de estado (SE) y la entropía de respuesta (RE), siendo estos dos últimos los más investigados. El gradiente entre SE y RE ha sido utilizado; basándose en que la nocicepción generaría un reflejo motor facial, que aumentaría la EMG (RE) y, por ende, aumentaría el gradiente entre RE y SE. Desafortunadamente, la utilidad del gradiente RE-SE carece de utilidad en pacientes que han recibido relajantes neuromusculares (Hagihira, 2015).

### 5.8.3 Hipotermia

La hipotermia provoca la supresión del EEG, traduciéndose en una reducción de los valores índice de los equipos de monitoreo de profundidad anestésica (Kertai, 2012).

## V. Discusión

Con el creciente uso de los equipos de monitoreo de la actividad eléctrica cerebral para determinar la profundidad anestésica, se han reportado diversos beneficios como reducción en el consumo de anestésicos, tiempo de recuperación, incidencia de despertar intraoperatorio, náuseas y vómitos postoperatorios, mareos y en los costos hospitalarios (Castellon-Larios, 2016).

Un estudio realizado con 4056 pacientes demostró que el uso del BIS disminuye el nivel de propofol en 1.3 mg/kg/h, la concentración alveolar mínima (CAM) en 0.17, el tiempo de extubación en 3.05 min, el tiempo de recuperación en la unidad de cuidados posanestésicos en 6.83 min y el despertar intraoperatorio en un 65.4% (Castellon-Larios, 2016).

También se han realizado estudios y metaanálisis que reportan una correlación entre los periodos de supresión de la actividad eléctrica cerebral provocado por niveles de anestesia profunda y diversos trastornos como delirio postoperatorio, deterioro cognitivo y empeoramiento de la morbimortalidad (Mulvey D. A., 2020).

Incluso con los beneficios reportados, no se debe obviar la importancia de familiarizarse con las limitaciones que pueden presentar estas tecnologías, como son afectados por diferentes condiciones propias del paciente, del tipo de cirugía o del mismo equipo de monitoreo (Fahy, 2018).

En esta sección se hará una discusión de los beneficios reportados con el uso de equipos de monitoreo de profundidad anestésica y también se examinará las limitaciones, en busca de mejorar la calidad y eficacia al utilizarlos durante la anestesia general.

### Despertar intraoperatorio

El despertar intraoperatorio (DI) se define como una experiencia y recuerdo específico de una percepción sensorial durante la cirugía, las comúnmente reportadas son auditivas (70%) y táctiles (72%) (Castellon-Larios, 2016). Los pacientes que experimentan DI pueden experimentar problemas posteriores que incluyen alteración del sueño, pesadillas, recuerdos, ansiedad y miedo a futuros procedimientos anestésicos (Shepherd, 2013).

El DI es un evento raro, se ha reportado una incidencia de entre 0.07 a 4 por 1000 pacientes en el estudio más grande, que incluyó a más de 87 000 pacientes (Shepherd, 2013). Durante la cirugía cardíaca se presenta un aumento de diez veces el riesgo en comparación con la población quirúrgica general (Kertai, 2012).

Los factores de riesgo asociados al DI son la anestesia obstétrica, cirugía cardiovascular, inducción de secuencia rápida, dificultad en el manejo de la vía aérea, obesidad, casos de emergencia, uso de medicamentos anticonvulsivantes, clasificación ASA IV, historia previa de DI, consumo de alcohol, consumo de anfetaminas, consumo crónico de opioides y casos realizados por personal en entrenamiento (Castellon-Larios, 2016).

Se han realizado grandes estudios en busca de determinar la efectividad de la tecnología de monitoreo de profundidad anestésica en la reducción de la incidencia del DI. Los estudios se realizaron con la tecnología BIS (la tecnología más utilizada en los estudios), en pacientes de alto riesgo de DI y, por lo tanto, pueden considerarse estudios de eficacia.

El estudio “**B-Aware**” fue uno de los primeros estudios controlados aleatorios multicéntricos que evaluó el valor predictivo del BIS unilateral como monitor de consciencia durante la anestesia general. Los pacientes fueron asignados al azar a atención de rutina (evaluación clínica) o un protocolo guiado por BIS (valor meta 40-60). El 0.17% de pacientes en el grupo de monitorización BIS en comparación con 0.91% pacientes del grupo de atención de rutina, experimentaron DI. Los autores concluyeron que la monitorización BIS podría prevenir de forma fiable la consciencia intraoperatoria y estimaron que el costo de prevenir 1 caso de consciencia intraoperatoria fue de US \$ 2200. Los resultados del ensayo determinaron la eficacia del BIS en comparación con la valoración de los signos clínicos solos para reducir el DI en una población de alto riesgo (Chang, 2019).

Se realizó un segundo estudio denominado “**B-Unaware**”, que comparó la eficacia del protocolo guiado por BIS con un protocolo guiado por gas anestésico al final de la espiración (ETAG), con CAM meta de 0.7 a 1.3. Se reportó una incidencia de DI de 0,21% en ambos grupos. Concluyendo que no había ningún beneficio adicional al utilizar un protocolo guiado por BIS en comparación con un protocolo guiado por ETAG con el único propósito de prevenir el DI en pacientes sometidos a anestesia general con solo anestésicos volátiles (Chang, 2019).



Posteriormente a estos dos estudios se realizó el “**BAG-RECALL**”, diseñado para abordar las principales limitaciones de los estudios B-Aware y B-Unaware, un estudio más grande, realizado en tres institutos internacionales. Es un estudio prospectivo, multicéntrico, internacional, controlado y aleatorizado de 6.000 pacientes. Se documentó un aumento no significativo en la incidencia de DI en el grupo de protocolo guiado por BIS en comparación con el grupo de protocolo guiado por ETAG (Chang, 2019).

El “**Michigan Awareness Control Study**” fue diseñado para estudiar el valor predictivo del BIS como monitor de consciencia durante la anestesia general en la población general, fue un estudio prospectivo, aleatorizado y controlado, incluyó todos los niveles de riesgo de DI e incorporó agentes intravenosos. El estudio no encontró diferencias significativas en la incidencia de DI (Chang, 2019).

En general, los monitores basados en EEG no están asociados con una reducción estadísticamente significativa del DI en pacientes clasificados como de mayor riesgo en comparación con el uso de ETAG (Lewis, 2019).

Cabe mencionar que, en el caso de pacientes que no tolerarían valores de MAC > 0.7 por su condición de base (inestabilidad hemodinámica) o en aquellos que reciben TIVA con relajantes neuromusculares (aumenta el doble el riesgo de DI), sí podrían beneficiarse del uso de BIS para minimizar el DI y optimizar la estabilidad hemodinámica (Hajat, 2017).

## Disfunción cognitiva postoperatoria y delirio

La disfunción cognitiva postoperatoria (DCP) es un deterioro cognitivo a corto o largo plazo en el período postoperatorio; su etiología no está completamente aclarada, pero se ha reportado factores de riesgo como edad avanzada, estados neuroinflamatorios, profundidad anestésica excesiva, supresión de ráfagas y uso de anestésicos inhalados (Czernicki M, 2013).

Se reporta que afecta entre un 30 y 80% de los pacientes sometidos a cirugía y su impacto es significativo, porque se ha demostrado que aumenta la morbilidad, la duración de la hospitalización y la mortalidad (Czernicki M, 2013).

Se han realizado estudios con equipos de monitoreo de EEGp que proponen que la DCP puede ser reducida al mantener al paciente en un nivel más ligero de anestesia (Muhlhofer, 2017).

El delirio es un trastorno neurológico agudo y fluctuante que refleja un cambio con respecto a la cognición inicial y se caracteriza por la de falta de atención y pensamiento desorganizado. El delirio posoperatorio generalmente se manifiesta por primera vez entre 24 y 96 horas después de la intervención quirúrgica (Wildes, 2016). Puede afectar de 10 a 70% de los pacientes sometidos a cirugía mayor con edad superior a los 60 años (Avidan M. S., 2014).

La aparición y la duración del delirio están relacionadas directamente con un aumento de la morbilidad, mortalidad, la prolongación de la estancia hospitalaria, así como con el deterioro funcional y cognitivo. Estos pacientes también son susceptibles a otros síndromes geriátricos postoperatorios como caídas, úlceras por presión, neumonía y readmisión hospitalaria (Wildes, 2016).

Se reporta que los factores de riesgo son similares a los asociados a la disfunción cognitiva postoperatoria, este hallazgo sugiere que estos dos eventos adversos pueden derivar de un mecanismo común, anestesia excesivamente profunda. Chan (2013) reportó en su estudio que el limitar la exposición anestésica disminuye significativamente el delirio postoperatorio y la disfunción cognitiva postoperatoria (Chan M. T., 2013). Otro estudio observacional en pacientes de cirugía cardíaca reportó una asociación entre la supresión de ráfagas intraoperatorias y el delirio posoperatorio (Wildes, 2016).

Un metaanálisis de cuatro estudios controlados aleatorios en diversos entornos quirúrgicos sugirió una disminución del delirio posoperatorio con el protocolo guiado por BIS, con un OR combinado de 0,56 (IC del 95%: 0,42 a 0,73) (Wildes, 2016). Esto es secundario a la reducción de la administración excesiva de anestésicos en pacientes vulnerables, evitando períodos de supresión de ráfagas y anestesia excesivamente profunda.

El estudio “Electroencephalography Guidance of Anesthesia to Alleviate Geriatric Syndromes” (**ENGAGES**) fue diseñado para probar si un protocolo simple guiado por el monitoreo del EEG, minimizando los periodos con valores bajos de BIS y la supresión de ráfagas, puede prevenir el delirio posoperatorio. En este estudio aleatorizado con pacientes de 60 años o más sometidos a cirugía mayor, el delirio posoperatorio se produjo en el 26% del grupo de anestesia guiada por electroencefalografía y el 23% del grupo de atención habitual, una diferencia no estadísticamente significativa (Wildes, 2016).

El estudio de disfunción cognitiva después de la anestesia “CODA”, reportó que la anestesia guiada por BIS redujo la exposición anestésica y disminuyó el riesgo de DCP 3 meses después de la cirugía. Por cada 1000 pacientes de edad avanzada que se sometió a una cirugía mayor, la administración de anestésico titulada a un rango de BIS entre 40 y 60 evitaría que 23 pacientes padecieran de DCP y 83 pacientes de delirio (Chan M. T., 2013).

## Morbilidad y mortalidad

Monk et al. investigaron la relación entre el manejo de la anestesia general y la mortalidad a un año después de cirugía no-cardiovascular, descubriendo un aumento del 24,4% en la mortalidad por cada hora en la cual los valores del BIS eran menores a 45, con un riesgo relativo 1.24 (95% IC, 1.06-1.44; P=0.012) (Chan M. T., 2013).

Otro estudio retrospectivo fue desarrollado por Sessler et al., en el cual se investigó la relación entre la duración de la estancia hospitalaria y la mortalidad a los 30 días en pacientes que presentaban una triple baja en valores de presión arterial media (< 75 mm Hg), BIS (< 45) y CAM (< 0,8). De los 24.120 pacientes incluidos en el estudio un 6% presentó «triple baja» durante la cirugía, estos pacientes tuvieron una hospitalización prolongada y un aumento de 2 veces en la mortalidad; concluyeron que la mortalidad a los 30 días aumentaba cuando la duración de la «triple baja» era mayor de 30 minutos (Castellon-Larios, 2016).

El estudio B-Aware también generó un reporte sobre la morbilidad asociada a periodos de anestesia profunda prolongada. Se observó durante un seguimiento de aproximadamente 4 años de los pacientes sometidos a una cirugía bajo anestesia general que estuvieron expuestos a periodos prolongados de anestesia profunda, presentaron un mayor riesgo de infarto de miocardio y accidente cerebrovascular, con un índice de riesgo de 1,42 (IC 43 del 95%, 1,04-1,93; P = 0,03) (Chan M. T., 2013).

Se demostró la relevancia clínica de la supresión de ráfagas en un estudio en pacientes de cuidados intensivos médicos, documentándose que estos periodos de supresión se asociaron de forma independiente con una duplicación de la mortalidad a los 6 meses. La supresión del EEG es un marcador de fragilidad del paciente, aunque es un marcador débil (Willingham, 2014).

## Artefactos

Existen factores que pueden alterar las señales del EEGnp, lo que afecta la fiabilidad de la información brindada por el EEG como indicador del estado de la anestesia.

- La colocación incorrecta o la disminución de la adherencia de los electrodos de EEG pueden aumentar la impedancia del electrodo y dar lugar a valores de BIS falsamente elevados (Chang, 2019).
- Ciertos dispositivos eléctricos (p. Ej., bisturí eléctrico y marcapasos) pueden introducir artefactos de señal de alta frecuencia y elevar falsamente los valores de BIS (Chang, 2019).

Aunque los bloqueadores neuromusculares pueden reducir la interferencia EMG, es importante tener en cuenta también que su uso puede eliminar cualquier movimiento del paciente relacionado con la conciencia, que son señales de advertencia útiles de una dosis insuficiente de anestésico general. Los relajantes musculares por sí solos pueden causar valores de BIS falsamente bajos y deben usarse con cuidado (Chang, 2019).

Se realizó un estudio donde se evaluó el efecto de la administración de suxametonio y rocuronio sobre el BIS en ausencia de anestesia. Usando la técnica del antebrazo aislado, Schuller y sus colegas detectaron que el inicio de acción de la parálisis muscular daba como resultado una caída en el valor índice del BIS a cifras que son consistentes con anestesia general en voluntarios despiertos y cognitivamente intactos que estaban paralizados; también hubo un retorno a los valores iniciales después de la recuperación clínica del bloqueo neuromuscular. Este resultado destaca la importancia de la EMG en el algoritmo del BIS, contribuye alrededor del 20% del valor BIS en los rangos más altos (frecuencia beta) (Hajat, 2017).

El monitor BIS no genera valores apropiados cuando se le presenta el EEG de un cerebro despierto, a menos que también exista actividad muscular. El EEG cortical apareció despierto en todo momento, esto evidencia que la disminución del BIS se debe a una falla en el algoritmo, más que al resultado de un efecto previamente desconocido del bloqueo neuromuscular (Schuller, 2015).

En la figura 33 se muestra la progresión del BIS durante la aplicación de suxametonio en pacientes despiertos, las capturas de pantalla de BIS Vista se realizaron 3 minutos antes, 1 minuto después y 6 minutos después de la administración de relajante. La forma de onda del EEGnp es

característica de un paciente despierto. La primera pantalla muestra los picos característicos de la onda alta frecuencia de actividad muscular sobrepuestos en la señal del EEG cortical subyacente. Después la aplicación del bloqueo neuromuscular, en la segunda pantalla se observa que la actividad EMG está ausente pero el EEGnp no se modifica por lo demás, pero se da una disminución del valor índice. La tercera pantalla muestra una mayor disminución del índice sin variación del EEGnp.

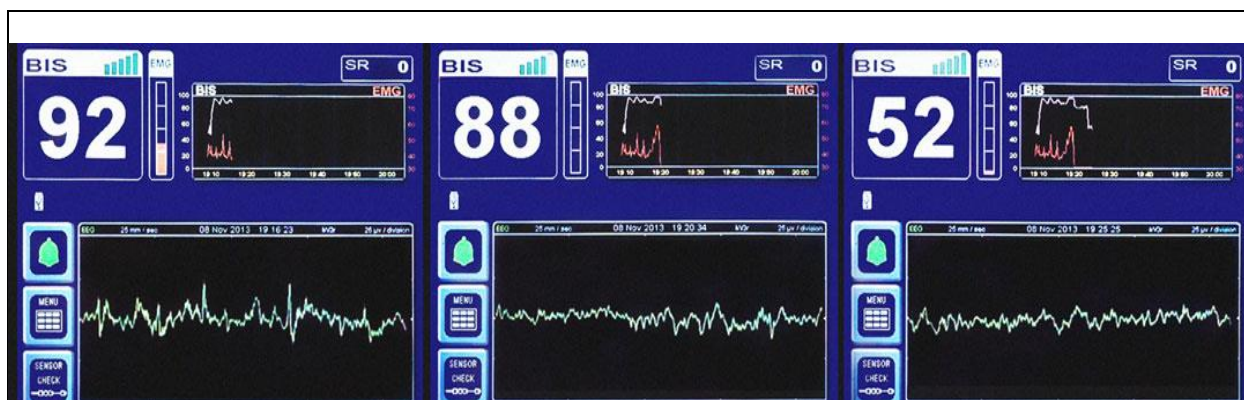


Figura 33. Variación del BIS durante la aplicación de suxametonio en paciente despierto.

Fuente: (Schuller, 2015)

## Colocación de electrodos

Las tecnologías de monitorización de profundidad anestésica utilizan un montaje frontal único o emparejado; y esto puede ser una limitante. Áreas como el hipocampo y la amígdala están directamente involucradas en la formación de memoria traumática, y monitorizar estas zonas podría tener mayor relevancia en la búsqueda de detectar una posible conciencia intraoperatoria. Pero estas regiones no logran ser observadas por los electrodos colocados en la región frontal, se depende de señal subrogadas (Kertai, 2012).

## Comparación entre tecnologías

Debido a la ausencia de un “gold standard” para la medición de la profundidad anestésica, se deben utilizar parámetros indirectos para validar y comparar las diferentes tecnologías utilizadas. En la revisión bibliográfica se recomienda comparar los equipos basándose en varios

aspectos, como correlación entre el valor índice y signos clínicos durante la anestesia, correlación entre el valor índice y la concentración del agente anestésico, comparar su capacidad de mejorar los resultados finales, relación costo-efectivo (Scheeren, 2019).

Una importante limitante en la comparación de estas tecnologías es que sus algoritmos se encuentran patentados, dificultando una evaluación comparativa adecuada de como diferentes artefactos afectan la calidad de la señal del EEG y por ende los valores índices y el espectrograma. Algunas discrepancias que pueden existir entre los valores índice de los diferentes equipos pueden ser influenciadas por situaciones como sitio de colocación del electrodo, tiempo de retraso en el procesamiento de la señal del EEG o la actividad electromiográfica (Pilge, 2015).

En un análisis comparativo entre Entropía y BIS, se reportó que la entropía de estado reportaba erróneamente los periodos de transición entre conciencia e inconciencia, presentaba valores falsamente altos ante periodos de ráfaga de supresión (Pilge, 2015).

La monitorización de la profundidad anestésica es un acto multimodal, que debe integrar la valoración clínica del paciente y la información obtenida de las diferentes tecnologías con las que se cuenta actualmente en la institución. Se han logrado grandes avances en la comprensión de la fisiología de la consciencia y los mecanismos de acción de los anestésicos, gracias a la combinación tanto de la clínica como la observación en tiempo real de los cambios en el EEGnp y espectrograma.

El análisis y entendimiento de los diferentes patrones que presentan los agentes anestésicos en el EEGnp y el espectrograma son herramientas útiles, complementan la información de los índices, ayudando en la toma de decisiones adecuadas en tiempo real. Se pueden adoptar dos estrategias en el análisis de EEGnp, la primera consiste en hacer una lista mental de los elementos del EEG que se espera ver según la edad y el estado clínico del paciente, identificar y analizar cada uno de estos elementos; la segunda estrategia consiste en examinar el conjunto de formas de onda presentes y clasificar cada una como un elemento normal, anormal o un artefacto (Libenson, 2010).

Las características ideales de los valores índice en los equipos de monitoreo de la profundidad anestésica se pueden describir como: (Mulvey D. A., 2020).

- Estrecha correlación entre el valor índice y el estado hipnótico
- Caracterizar que el paciente se encuentre inconsciente y amnésico

- No ser afectado por agentes neuromusculares
- Valores índices ajustables con la aplicación de analgésicos
- Algoritmos ajustables según edad del paciente

El POQI-6 (2020), es una organización internacional encargada de desarrollar recomendaciones basadas en consensos de profesionales sobre cuidados perioperatorios. Después de una revisión de la evidencia actual, recomiendan que se considere la monitorización del EEG como parte de los monitores de órganos vitales para guiar el manejo anestésico. Además, aconsejan la capacitación en la interpretación básica del EEGnp y el espectrograma, también en la correlación adecuada de los índices procesados. El POQI-6 también menciona la eficacia similar de estas tecnologías en la prevención de la conciencia en comparación con la monitorización del gas anestésico al final de la espiración. Este grupo hace la aclaración, de que no hay suficiente evidencia para recomendar el uso de la monitorización con electroencefalograma para prevenir el delirio posoperatorio, el trastorno neurocognitivo o la mortalidad posoperatoria (Perioperative Quality Initiative (POQI) 6 Workgroup American Society for Enhanced Recovery and Perioperative Quality Initiative., 2020). Algunas de las razones por las cuales no se ha logrado la estandarización en el uso de estos equipos, se describen a continuación:

- Su uso no asegura con plena seguridad la ausencia de eventos de despertar intraoperatorio.
- Los índices utilizados son basados en estudios en población adulta, por lo cual no son útiles en la población pediátrica.
- Los índices no son una representación adecuada de la respuesta neurofisiológica a diversos agentes anestésicos.
- Los índices suponen que el mismo valor refleja el mismo nivel de inconsciencia para todos los agentes anestésicos.

Es importante tener presente las limitaciones y ventajas que presentan cada uno de los monitores utilizados actualmente, para realizar un análisis no sesgado de la información obtenida.

Con lo expuesto en los capítulos anteriores, se comprende la importancia de realizar un análisis del estado anestésico que no se limite a valores de índices, pero que integre también el EEGnp y espectrograma específico de cada fármaco (relacionado con su mecanismo de acción), también considerando como estos pueden ser afectados por artefactos internos y externos al

paciente, así como, su variación según el grupo etario, patologías previas y estado clínico del paciente.



## VI. Conclusiones

1. Conocer los cambios fisiológicos del sistema nervioso central durante la anestesia general es una herramienta adyuvante en la determinación de la profundidad anestésica, pero posee poca sensibilidad y especificidad, por lo cual no deben ser utilizadas como única medida de medición de estado anestésico.
2. Se debe contar con la capacidad de identificar los diversos patrones de ondas (delta, theta, alfa, beta y gamma) del electroencefalograma no procesado y las varias combinaciones que presentan según el plano anestésico; esto debido a que el valor índice aislado que muestra el monitor puede no ser fidedigno al contexto clínico del paciente, llevando a toma de decisiones erróneas y potencialmente adversas para el paciente.
3. La identificación electroencefalográfica de la supresión de ráfaga posee gran relevancia, debido a que estos periodos se asocian a una reducción severa de la actividad neuronal y de la tasa metabólica cerebral, como en el contexto de hipoxia, trauma cerebral o sobredosisación de agentes anestésicos, lo que expone al cerebro a eventos adversos. Se deben implementar técnicas anestésicas que reduzcan o minimicen estos periodos de supresión.
4. El espectrograma es una herramienta de análisis e interpretación de datos en tiempo real, 2D y codificado por colores (según potencia de onda); que muestra la tendencia en el tiempo de los cambios electroencefalográficos. Esta modalidad muestra patrones característicos de los diversos agentes anestésicos según su mecanismo de acción, siendo más fácil de identificar. El familiarizarse con los diversos espectrogramas es de suma importancia durante el entrenamiento básico en el uso de la tecnología de monitoreo de profundidad anestésica.
5. Las tecnologías utilizadas para el monitoreo de la profundidad anestésica parten de la integración de las señales electroencefalográficas, sin embargo, cada equipo posee algoritmos patentados para el procesamiento de la información, que dificulta la comparación entre ellos. Es importante familiarizarse con el equipo con que se cuente en cada centro de trabajo, reconocer las ventajas y limitaciones de cada uno de ellos para poder limitar errores en la interpretación de los datos brindados.

6. Enfatizar la importancia de conocer las condiciones tanto del paciente, del tipo de cirugía y de los equipos eléctricos que se utilizarán durante la cirugía; como estas pueden generar datos incorrectos en los equipos de monitoreo de actividad eléctrica.

## VII. Bibliografía

- Akeju O, B. E. (2017). Neural oscillations demonstrate that general anaesthesia and sedative states are neurophysiologically. *Current Opinion in Neurobiology*, 178-85.
- Avidan, M. S. (2014). The Prevention of Delirium and Complications Associated with Surgical Treatments (PODCAST) study: protocol for an international multicentre randomised controlled trial. *BMJ open*, 4(9).
- Avidan, M. W. (12 de 12 de 2020). *ICE-TAP*. Obtenido de International Consortium for EEG Training of Anesthesia Practitioners: [https://icetap.org/modules/EEG\\_Waveforms\\_and\\_Depth\\_of\\_Anesthesia.html](https://icetap.org/modules/EEG_Waveforms_and_Depth_of_Anesthesia.html)
- Bennett, C. V. (2009). Practical use of the raw electroencephalogram waveform during general anesthesia: the art and science. *Anesthesia and analgesia*, 109(2), 539–550.
- Blain-Moraes, S. L. (2014). Electroencephalographic effects of ketamine on power, cross-frequency coupling, and connectivity in the alpha bandwidth. *Frontiers in systems neuroscience*, 8, 114.
- Bonhomme, V. &. (2006). Cerebral monitoring Devices : What we pay For. *Acta anaesthesiologica Belgica*, 57(4), , 419–428.
- Bottros., M. M. (2011). Estimation of the bispectral index by anesthesiologists: an inverse turing test. *Anesthesiology*, 114(5), 1093-1101.
- Brown, E. N. (2010). General anesthesia, sleep, and coma. *The New England journal of medicine.*, 2638–2650.
- Byung-Moon, C. (2017). Characteristics of electroencephalogram signatures in sedated patients induced by various anesthetic agents. *Journal of Dental Anesthesia and Pain Medicine*, 241-251.
- C. Rubiños, D. A. (2020). Monitorización electroencefalográfica en el paciente crítico: ¿qué información útil puede aportar? *Medicina Intensiva* , 301-309.
- Calvo, V. S. (2016). Consciencia versus recuerdo y el dolor intraoperatorio. *Revista Española de Anestesiología y Reanimación. Volumen 63, Número 8*, 433-437.
- Castellon-Larios, K. R.-d. (2016). The use of cerebral monitoring for intraoperative awareness. *Colombian Journal of Anesthesiology, Volume 44, Issue 1,* 23-29.
- Chan, M. H. (2020). American Society for Enhanced Recovery and Perioperative Quality Initiative Joint Consensus Statement on the Role of Neuromonitoring in Perioperative Outcomes: Electroencephalography. *Anesthesia and analgesia*, 130, 1278–1291.
- Chan, M. T. (2013). BIS-guided anesthesia decreases postoperative delirium and cognitive decline. *Journal of neurosurgical anesthesiology*, 25(1), 33-42.
- Chang, B. R. (31 de Diciembre de 2019). *World Federation of Societies of Anesthesiologists*. Obtenido de <https://resources.wfsahq.org/atotw/bispectral-index-monitoring-and-intraoperative-awareness/>

- Chen, X. T. (2002). A comparison of patient state index and bispectral index values during the perioperative period. *Anesthesia and analgesia*, 95.
- Czernicki M, G. M. (2013). How Deep is Deep enough? *Journal of Anesthesia & Clinical Research*, e115.
- Dahaba, A. (2005). Different Conditions That Could Result in the Bispectral Index Indicating an Incorrect Hypnotic State. *Anesth Analg*, 765-773.
- Dahaba, A. A. (2019). Brain Function Monitors: Are We Just "Chasing" the Numbers? *Anesthesia and analgesia*, 128(5), 1042-1044.
- Dimitri, T. A. (2020). *Cirugía refractiva, Tercera edición*. España: Elsevier.
- Dougherty, M. (2017). The Utility of EEG in Prognosis Post-Cardiac Arrest. *Practical Neurology*, 26 - 27.
- Escontrela, B. G. (2016). La entropía espectral en la monitorización de la profundidad de la anestesia. *Revista Española de Anestesiología*, 471 - 478.
- Fahy, B. G. (2018). The Technology of Processed Electroencephalogram Monitoring Devices for Assessment of Depth of Anesthesia. *Anesthesia and analgesia*, 126(1), 111–117.
- Flores, E. N. (01 de Marzo de 2019). *The Scientist*. Obtenido de <https://www.the-scientist.com/features/general-anesthesia-causes-telltale-brain-activity-patterns-65501>
- Flores, E. N. (04 de April de 2021). *The Scientist*. Obtenido de <https://www.the-scientist.com/infographics/infographic--how-general-anesthesia-works-65534>
- García-Colmenero, J. G.-M. (2018). Electroencefalografía para el anestesiólogo, consideraciones clínicas. *Revista Mexicana de Anestesiología*, s39-s43.
- GE Healthcare. (20 de Enero de 2020). *GE Healthcare*. Obtenido de <https://www.gehealthcare.com/article/entropy-monitoring-a-valuable-tool-for-guiding-delivery-of-anesthesia>
- González Rubio, T. M. (2016). Detección de la profundidad anestésica en señales registradas por el canal electroencefalográfico F4. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 35(3), 219-227.
- Hagihira, S. (2015). Changes in the electroencephalogram during anaesthesia and their physiological basis. *British journal of anaesthesia*, 115 Suppl 1, i27–i31.
- Hajat, Z. A. (2017). The role and limitations of EEG-based depth of anaesthesia monitoring in theatres and intensive care. *Anaesthesia*, 72 Suppl 1, 38–47.
- Hans, P. D. (2005). Comparative effects of ketamine on Bispectral Index and spectral entropy of the electroencephalogram under sevoflurane anaesthesia. *British journal of anaesthesia*, 94(3), 336-340.
- Heer, I. J. (2019). Electroencephalographic (EEG) density spectral array monitoring in children during sevoflurane anaesthesia: a prospective observational study. *Anaesthesia*, 45-50.
- Hemmings, H. C. (2019). *Pharmacology and physiology for anesthesia : foundations and clinical application*. Philadelphia, PA: Elsevier, Inc.

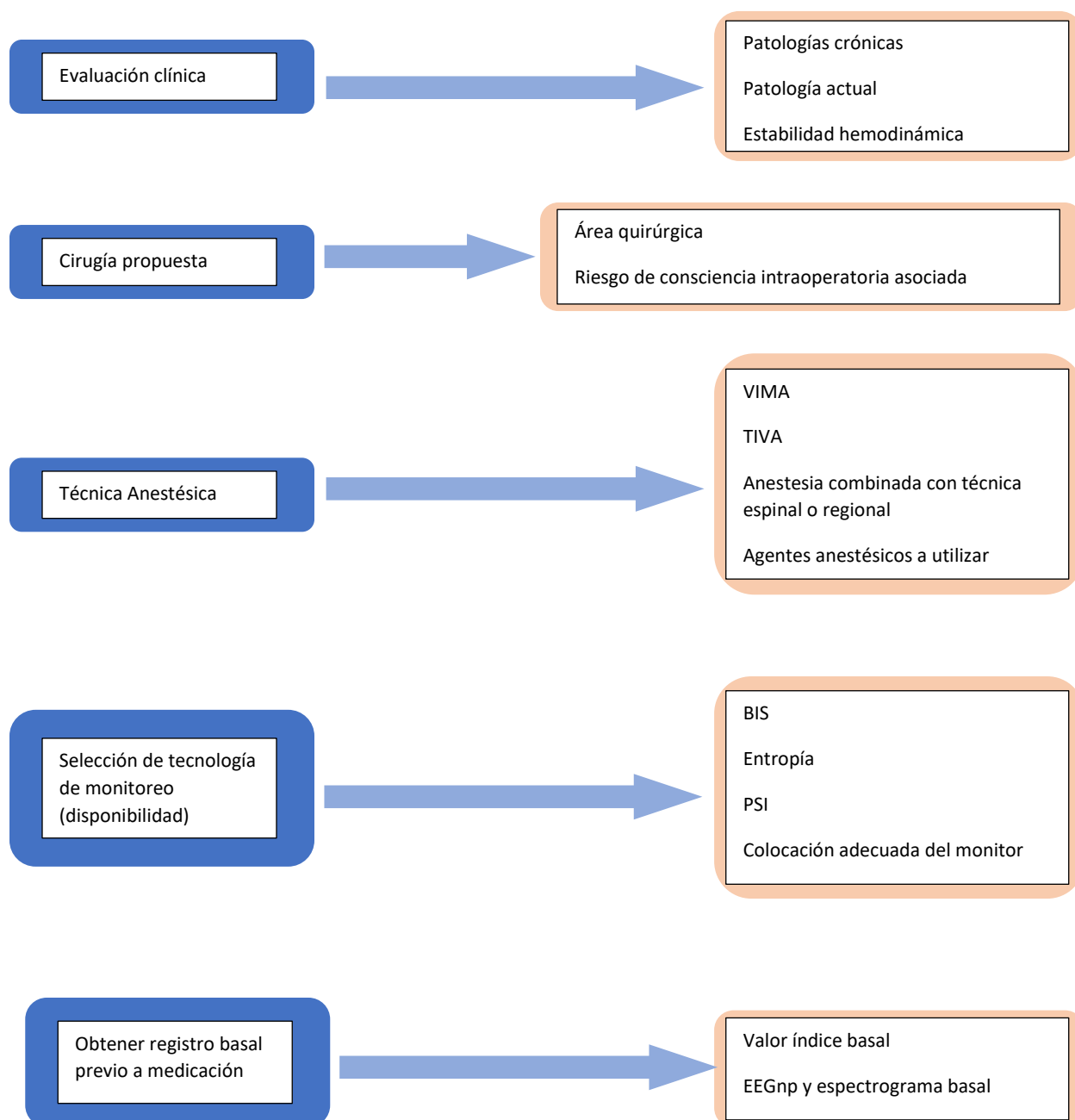
- Kaiser, H. A. (2020). Frontal electroencephalogram reveals emergence-like brain activity occurring during transition periods in cardiac surgery. *British journal of anaesthesia*, 291 - 297.
- Kaplan, J. M. (2020). *Kaplan. Anestesia en cirugía cardíaca. Segunda edición*. España : Elsevier .
- Kertai, M. D. (2012). Brain monitoring with electroencephalography and the electroencephalogram-derived bispectral index during cardiac surgery. *Anesthesia and analgesia*, 114, 533–546.
- Kim, M. C. (2020). Role of electroencephalogram oscillations and the spectrogram in monitoring anaesthesia. *BJA education* , 20(5), 166 - 172.
- Lee, K. K. (2015). The Patient State Index is well balanced for propofol sedation. *Hippokratia*, 235 - 238.
- Levy, W. J. (2003). Hypothermia and the Approximate Entropy of the Electroencephalogram. *Anesthesiology*, 53–57.
- Lewis, S. P. (2019). Bispectral index for improving intraoperative awareness and early postoperative recovery in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 9.
- Liang, Z. W. (2015). EEG entropy measures in anesthesia. *Frontiers in computational neuroscience*, 16.
- Libenson, M. (2010). *Practical Approach to Electroencephalography*. Philadelphia, PA: Saunders of Elsevier Inc.
- Liudmila Hasak, M. W. (2014). Assessment of the depth of anaesthesia during inhalational and intravenous induction of general anaesthesia. *Anaesthesiology Intensive Therapy*, 274–279.
- M. Soehle, M. K. (2010). Patient state index vs bispectral index as measures of the electroencephalographic effects of propofol. *British Journal of Anaesthesia* 105 (2), 172-178.
- Marchant, N. S. (2014). How electroencephalography serves the anesthesiologist. *Clinical EEG and neuroscience*, 45(1), 22-32.
- Marchant, N. S. (2014). How electroencephalography serves the anesthesiologist. *Clinical EEG and neuroscience*, 45, 22-32.
- Mashour, G. A. (2012). Prevention of intraoperative awareness with explicit recall in an unselected surgical population: a randomized comparative effectiveness trial. *Anesthesiology*, 717–725.
- Masimo Corporation. (2018). *Masimo* . Obtenido de [https://www.masimo.com/siteassets/us/documents/pdf/plm-10355c\\_quick\\_reference\\_guide\\_sedline\\_english.pdf](https://www.masimo.com/siteassets/us/documents/pdf/plm-10355c_quick_reference_guide_sedline_english.pdf)
- McKeever, S. L. (2012). An observational study exploring amplitude-integrated electroencephalogram and Spectral Edge Frequency during paediatric anaesthesia. *Anaesthesia Intensive Care*, 275-284.
- Medtronic. (20 de Enero de 2021). *Medtronic*. Obtenido de <https://www.medtronic.com/covidien/en-us/products/brain-monitoring/bis-complete-2-channel-monitor.html>
- Miller R., M. M. (2020). *Miller's Anesthesia, ninth edition*. Philadelphia, PA: Elsevier, Inc.

- Miyauchi, S. (2020). BL-1 Hans Berger's Dream – How did EEG become the EEG? *Clinical Neurophysiology, Volumen 131, Número 10*, e236-e236.
- Montupil, J., D. A. (2019). The Raw and Processed Electroencephalogram as a Monitoring and Diagnostic Tool. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia, 33 Suppl 1*, S3–S10.
- Muhlhofer, W. G. (2017). Burst-suppression ratio underestimates absolute duration of electroencephalogram suppression compared with visual analysis of intraoperative electroencephalogram. *British Journal of Anaesthesia, 755-761*.
- Mulvey, D. A. (2020). Use of Processed Electroencephalography in the Clinical Setting. *Current anesthesiology reports. Advance online publication.*, 1-8.
- Mulvey, D. A. (23 de Octubre de 2020). *Use of Processed Electroencephalography in the Clinical Setting*. Obtenido de Current anesthesiology reports, 1–8. Advance online publication.: <https://www.springer.com/journal/40140/>
- Pandit, J. J. (2013). National Institute for Clinical Excellence guidance on measuring depth of anaesthesia: limitations of EEG-based technology. *British journal of anaesthesia, 325–328*.
- Park, J. L. (2015). Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance. *euoscience and biobehavioral reviews, 117–130*.
- Perez Raba, R. (2018). *Análisis de la electroencefalografía cuantitativa y sus aplicaciones en el ámbito medico*. Santander, España: Universidad de Cantabria.
- Perioperative Quality Initiative (POQI) 6 Workgroup American Society for Enhanced Recovery and Perioperative Quality Initiative. (2020). Joint Consensus Statement on the Role of Neuromonitoring in Perioperative Outcomes: Electroencephalography. *Anesthesia & Analgesia, 1278-1291*.
- Pilge, S. &. (2015). BIS and state entropy of the EEG - comparing apples and oranges. *British journal of anaesthesia, 115(2)*, 164 - 166.
- Purdon, P. L. (2015). Clinical Electroencephalography for Anesthesiologists: Part I: Background and Basic Signatures. *Anesthesiology, 937-960*.
- Reshef, E. R. (2019). A Neurologic Examination for Anesthesiologists. *Anesthesiology, 462–71*.
- Rubiños, C. G. (2020). Monitorización electroencefalográfica en el paciente crítico: ¿qué información útil puede aportar? *Medicina Intensiva, 301-309*.
- Salgado, C. A. (2016). Técnicas para el monitoreo de los niveles de profundidad anestésica. *MEDISAN, 20(6)*, 820-833.
- Scheeren, T. K. (2019). Electroencephalography and Brain Oxygenation Monitoring in the Perioperative Period. *Anesthesia and analgesia, 128, 265-277*.
- Schuller, P. J. (2015). Response of bispectral index to neuromuscular block in awake volunteers. *British journal of anaesthesia, 115 Suppl 1*, i95–i103.

- Shepherd, J. J. (2013). Clinical effectiveness and cost-effectiveness of depth of anaesthesia monitoring (E-Entropy, Bispectral Index and Narcotrend): a systematic review and economic evaluation. *Health technology assessment (Winchester, England)*, 17(34), 1–264.
- Sun Y, W. C. (2020). Electroencephalography: Clinical applications during the perioperative period. *Frontiers in Medicine*, 1.
- Takamatsu, I. O. (2006). Entropy indices vs the bispectral index for estimating nociception during sevoflurane anaesthesia. . *British journal of anaesthesia*, 96(5), 620–626.
- Wildes, T. S. (2016). Protocol for the Electroencephalography Guidance of Anesthesia to Alleviate Geriatric Syndromes (ENGAGES) study: a pragmatic, randomised clinical trial. *BMJ Open*, 6:e011505.
- Willingham, M. B. (2014). Association between intraoperative electroencephalographic suppression and postoperative mortality. *British journal of anaesthesia*, 113(6), 1001-1008.
- Zaldibar-Gerrikagoitia, B. J. (2017). Disminución idiopática del índice bispectral durante la educación anestésica: posibles causas del fenómeno delta paradójico. *Revista Española de Anestesiología y Reanimación*. Vol. 64. Núm. 8., 472-475.

## VIII. Fichas técnicas

### Evaluación preliminar para uso de monitoreo de actividad eléctrica cerebral durante anestesia general





## Evaluación de los valores índice en los equipos de monitoreo de actividad eléctrica cerebral durante anestesia general

