

ỨNG DỤNG THEO DÕI HOẠT ĐỘNG ĐIỆN NÃO TRONG ĐÁNH GIÁ ĐỘ SÂU GÂY Mê

Nguyễn Đăng Thứ^{1}, Trần Đắc Tiệp¹
Trần Hoài Nam¹, Võ Văn Hiến²*

Tóm tắt

Đánh giá chính xác độ sâu trong gây mê (độ mê) là cơ sở để duy trì mê ổn định, giúp tránh các nguy cơ do gây mê quá nông hoặc quá sâu, góp phần rút ngắn thời gian hồi tỉnh và nâng cao chất lượng điều trị. Các dấu hiệu lâm sàng đánh giá độ mê thường bị chồng lấn bởi kích thích đau nên chúng không đặc hiệu và khó lượng giá. Ngày nay, nhiều máy theo dõi điện não được phát triển và ứng dụng vào đánh giá độ mê với nhiều trường thông tin hiển thị và giá trị lâm sàng khác nhau. Hiểu được nguyên lý hình thành và ý nghĩa của các thông số giúp đánh giá độ mê được chính xác và toàn diện. Bài tổng quan nhằm khái quát về ứng dụng theo dõi hoạt động điện não trong đánh giá độ sâu gây mê và một số lưu ý trong thực hành lâm sàng.

Từ khóa: Điện não đồ; Gây mê; Độ sâu gây mê.

APPLICATIONS OF ELECTROENCEPHALOGRAPHY IN MONITORING THE DEPTH OF ANESTHESIA

Abstract

Accurate assessment of anesthesia depth is essential for maintaining balanced anesthesia, preventing complications from under - or overdosing, enhancing recovery, and improving outcomes. Clinical signs used to evaluate anesthesia depth are often confounded by pain stimuli, making them non-specific and challenging to interpret. Electroencephalography (EEG)-based monitors are commonly used, each with distinct strengths and limitations. A thorough understanding of the mechanisms behind each parameter and how they are displayed allows for a more precise assessment. This review examines the perioperative applications of EEG, the mechanisms behind processed parameters, and their changes during general anesthesia while highlighting key considerations for clinical use of EEG-based monitors.

Keywords: Electroencephalography; General anesthesia; Depth of anesthesia.

¹Bộ môn - Khoa Gây mê, Bệnh viện Quân y 103, Học viện Quân y

²Khoa Gây mê, Bệnh viện Bông Quốc gia Lê Hữu Trác, Học viện Quân y

*Tác giả liên hệ: Nguyễn Đăng Thứ (nguyendangthu@vmmu.edu.vn)

Ngày nhận bài: 19/11/2024

Ngày được chấp nhận đăng: 25/12/2024

<http://doi.org/10.56535/jmpm.v50i2.1096>

ĐẶT VẤN ĐỀ

Gây mê là trạng thái mất tạm thời ý thức, cảm giác và phản xạ gây ra bởi thuốc, được duy trì ổn định về tuần hoàn, hô hấp, thần kinh thực vật và thân nhiệt [1]. Gây mê nông làm tăng nguy cơ thức tỉnh trong mổ, gây ảnh hưởng nặng nề đến tâm lý bệnh nhân (BN), gây mê quá sâu gây ức chế và suy giảm chức năng các cơ quan, chậm hồi phục và gây ra các rối loạn nguy hiểm.

Đánh giá độ mê trên lâm sàng thường dựa vào mạch, huyết áp, vã mồ hôi và chảy nước mắt. Tuy nhiên, các dấu hiệu này thường bị chồng lấn bởi đáp ứng của tủy sống với kích thích đau, nên không phản ánh trung thực độ mê và tình trạng hoạt động của não [2]. Theo dõi hoạt động điện não (electroencephalography - EEG) trong gây mê là phương pháp đánh giá độ mê trực tiếp, khách quan, không xâm lấn, ngày càng trở nên phổ biến, đặc biệt trên BN nguy cơ cao về rối loạn huyết động và tổn thương thần kinh [3, 4]. Chúng giúp giảm tỷ lệ thức tỉnh trong mổ, giảm lượng thuốc mê cần dùng và rút ngắn thời gian hồi tỉnh [5].

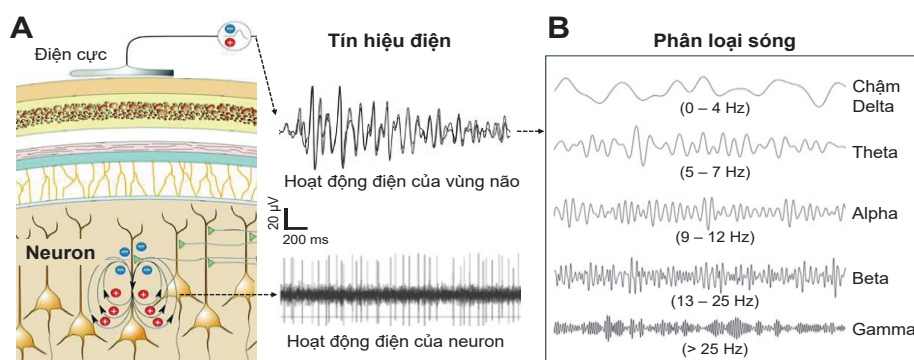
Nhiều máy theo dõi EEG đánh giá độ mê đã được phát triển với nhiều thông tin hiển thị. Mỗi thông tin có ý nghĩa và độ tin cậy khác nhau. Hiểu được nguyên lý hình thành và những yếu tố tác động giúp đánh giá độ mê được chính xác và

toàn diện, nghiên cứu này được thực hiện nhằm: *Khái quát về các thông số hiển thị với nguyên lý hình thành, sự thay đổi trong gây mê và một số lưu ý khi áp dụng trong lâm sàng.*

NỘI DUNG TỔNG QUAN

1. Sự hình thành và phân loại sóng điện não

Neuron được chia thành neuron chức năng (90%) có vai trò chính hình thành chức năng của não và neuron ức chế có vai trò kiểm soát hoạt động neuron chức năng. Ở vỏ não, khi các neuron chức năng (neuron hình tháp) hoạt động, xung điện dẫn truyền bên trong neuron từ dendrit về thân tế bào, qua axon rồi tới các synap, quá trình này hình thành từ trường ở ngoại bào [6]. Từ trường được tạo ra do một neuron thường thấp và khó thu được bằng điện cực gián tiếp, nhưng axon của các neuron hình tháp ở vỏ não sắp xếp song song nhau và vuông góc với da đầu nên từ trường cộng hưởng tạo ra đủ lớn và có thể phát hiện được bằng điện cực đặt ở da đầu (Hình 1A). Tín hiệu thu được là các sóng dao động phản ánh EEG. Đồi thị nằm sâu bên trong não và thường phát ra từ trường yếu nên khó phát hiện. Tuy nhiên, do vỏ não và đồi thị liên hệ chặt chẽ với nhau nên qua EEG có thể đánh giá hoạt động của mỗi liên kết này [7].



Hình 1. Sự hình thành điện não và phân loại sóng [8].

EEG gồm nhiều dao động với dải tần số khác nhau từ sóng chậm đến sóng γ (Hình 1B). Tỷ lệ thành phần các sóng phụ thuộc vào điều kiện sinh lý và vị trí điện cực. Trong theo dõi độ mê, điện cực thường được đặt ở vùng trán, phản ánh hoạt động của thùy trán trước.

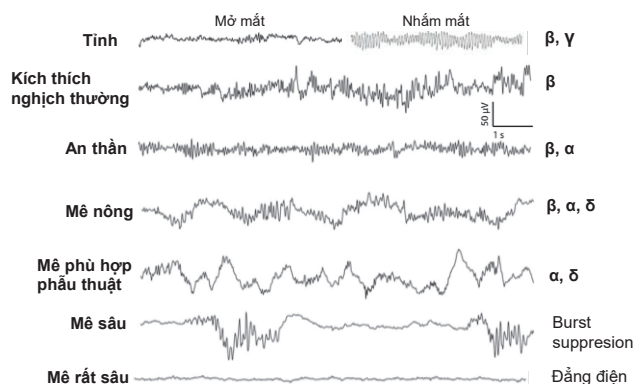
2. Thông tin hiển thị của máy theo dõi và biến đổi trong gây mê

* Điện não nguyên bản:

Là tín hiệu hoạt động điện của não chưa qua xử lý hiển thị trực tiếp trên màn hình theo dõi (raw EEG - rEEG). Dựa vào biên độ và tần số dao động có thể đánh giá được tình trạng sinh lý của não. rEEG phản ánh trung thực hoạt động điện của não, là dữ liệu nguồn, từ đó, chuyển đổi thành các dạng thông tin khác [8]. Đánh giá độ mê qua rEEG cho

kết quả chính xác, nhưng do có khối lượng thông tin lớn nên để phân tích được thì kỹ thuật viên cần phải có kinh nghiệm.

Biến đổi rEEG trong gây mê với các thuốc mê tĩnh mạch có cơ chế tác động thông qua thụ thể GABA_A (propofol, etomidat, barbiturat): Khi chuyển từ trạng thái thức tỉnh sang gây mê, rEEG thay đổi theo xu hướng chuyển từ các sóng có tần số cao biên độ thấp sang các sóng có tần số thấp biên độ cao (Hình 2) [8].



Hình 2. Hình thái EEG ở các trạng thái [8].

- Trước khởi mê: Khi BN tỉnh và mở mắt, sóng β tần số cao biên độ thấp chiếm ưu thế, khi nhắm mắt sóng α chiếm ưu thế.

- Khởi mê: Ở liều thấp, BN an thần nhẹ, mắt nhắm. Tăng liều thuốc mê, BN chuyển sang trạng thái kích thích nghịch thường (cử động và lời nói vô thức, ở trạng thái giống như hưng phấn), tăng hoạt động của sóng β .

- Duy trì mê: rEEG ở 4 dạng tương ứng với độ mê khác nhau (phẫu thuật được thực hiện ở pha 2 và 3):

Pha 1 (mê nông): Sóng β giảm, tăng sóng α và δ .

Pha 2 (mê trung bình): Mất sóng β , chỉ còn sóng α và δ , hình thái này giống như rEEG ở pha 3 non-REM của giấc ngủ sinh lý.

Pha 3 (mê sâu): Xen kẽ các đoạn phức hợp α - β là các đoạn đẳng điện, dạng “ức chế - bùng nổ” (burst suppression). Chỉ số BSR (burst suppression ratio = thời gian các đoạn đẳng điện/tổng thời gian) phản ánh mức độ bị ức chế của não, tỷ lệ này càng cao cho thấy não càng bị ức chế, tương ứng với độ mê càng sâu.

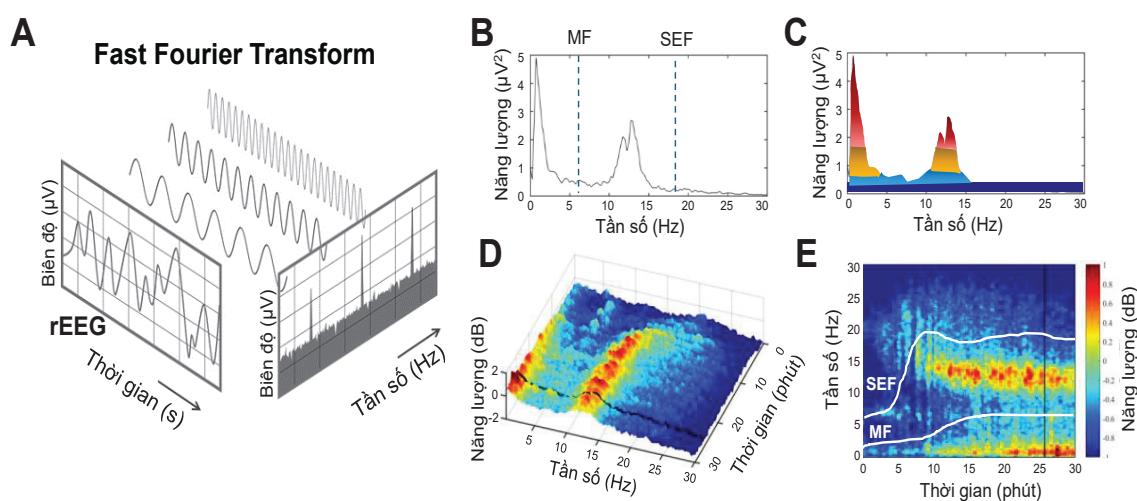
Pha 4 (mê rất sâu): rEEG ở dạng đường thẳng (đẳng điện). Trạng thái này thường thấy khi dùng liều cao barbiturat hoặc propofol với mục đích bảo vệ não trong các phẫu thuật thần kinh và tim mạch, hoặc các trường hợp chết não.

- Thoát mê: rEEG thay đổi theo xu hướng chuyển dần từ các sóng chậm biên độ cao sang sóng nhanh biên độ thấp. BN hồi tỉnh khi xuất hiện sóng β và γ .

* Điện não quang phổ hóa:

Các thông tin của rEEG theo miền thời gian được chuyển đổi thành dạng phổ màu theo miền tần số.

Nguyên lý: rEEG được phân chia thành các đoạn tín hiệu có độ dài 3 giây và chồng lấn 0,5 giây. Bằng thuật toán chuyển đổi Fourier (Fast Fourier Transform), đoạn tín hiệu được phân tách thành các sóng thành phần với tần số khác nhau (Hình 3A). Mỗi sóng thành phần có biên độ dao động nhất định (μV) phụ thuộc vào tình trạng sinh lý của não. Đoạn tín hiệu rEEG từ miền thời gian được chuyển đổi thành miền tần số. Biểu thị mối liên quan giữa tần số và mức năng lượng của các sóng (bình phương biên độ dao động - μV^2) được một phổ (Hình 3B). Mã hóa các mức năng lượng với màu khác nhau (Hình 3C) và xếp các chuỗi phổ đứng cạnh nhau được đồ thị quang phổ 3 chiều (Hình 3D). Tại đây, đơn vị của năng lượng sóng được hiển thị là dB (decibel, $1dB = 10 \times \log_{10} (\text{biên độ})^2$), giúp giảm bớt sự chênh lệch độ lớn giữa các sóng. Biểu diễn đồ thị này ở dạng hai chiều được mảng phổ mật độ (density spectral array - DSA, Hình 3E), gọi tắt là quang phổ [9].



Hình 3. Quá trình quang phổ hóa điện não [9].

Qua đó, độ lớn các sóng thành phần được hiển thị bằng màu sắc và diễn tiến theo thời gian. Tần số trung vị (median frequency - MF) là tần số chia phổ năng lượng thành hai mảng bằng nhau, tần số rìa quang phổ (spectral edge frequency - SEF) là tần số với 95% năng lượng của phổ ở dưới giá trị này (Hình 3B và E). Độ mê được đánh giá thông qua sự thay đổi màu sắc của các dải sóng thành phần đi cùng với xu hướng thay đổi của MF và SEF.

Cách hiển thị này giúp nhận định thông tin trực quan hơn, đánh giá được xu hướng diễn biến và có thể so sánh hoạt động của hai bán cầu não. Tuy nhiên, chưa định lượng được độ mê.

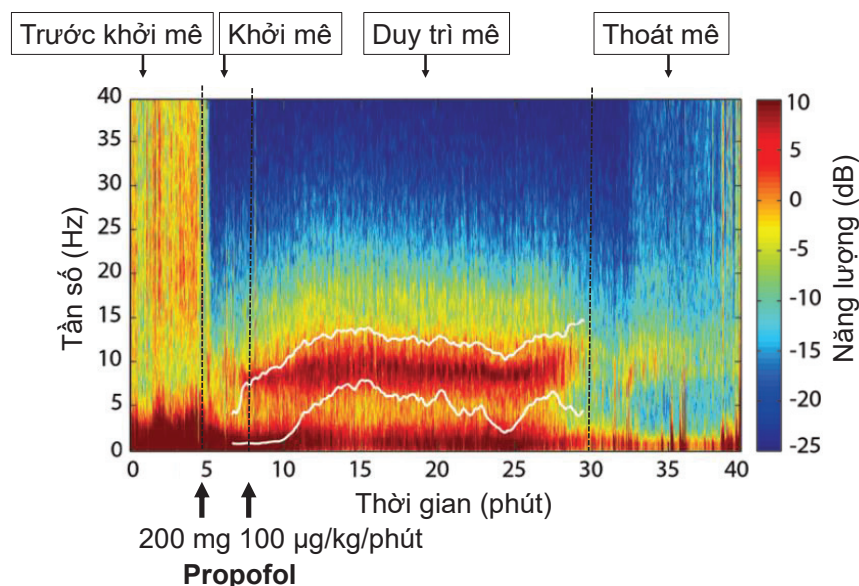
Quang phổ của BN được gây mê bằng propofol (Hình 4) [8]:

- Trước khởi mê (từ phút 0 - 5): Xuất hiện sóng γ và β (màu đỏ và vàng nằm trong dải tần số $> 13\text{Hz}$), BN tỉnh hoàn toàn.

- Khởi mê (từ phút 5 - 7): Sau khi tiêm 200mg propofol, sóng γ và β giảm (trong dải tần số $> 13\text{Hz}$: Màu đỏ và vàng chuyển sang xanh), sóng chậm ($< 1\text{Hz}$) và sóng δ (1 - 4Hz) chiếm ưu thế, BN vào trạng thái mê.

- Duy trì mê (từ phút 7 - 27): Duy trì propofol 100 $\mu\text{g/kg/phút}$, sóng γ và β giảm, thay thế bằng sự xuất hiện của sóng α (màu đỏ trong dải tần số 8 - 13Hz) và sóng δ (1 - 4Hz). Dạng phổ này được duy trì trong suốt quá trình gây mê, BN ở trạng thái mê đủ cho phẫu thuật.

- Thoát mê (từ phút 27 - 40): Sóng α và δ giảm dần năng lượng, sóng β và γ dần xuất hiện.



Hình 4. Quang phổ trong gây mê bằng propofol [8].

** Điện não số hóa:*

Bằng các thuật toán, máy theo dõi chuyển đổi thông tin từ rEEG thành giá trị dạng số đi kèm với các khoảng tham chiếu tương ứng với các mức độ mê. Ví dụ: Với modul Entropy (GE Healthcare), chỉ số độ mê SE (state entropy) được số hóa trong khoảng 0 - 91 với mức tương ứng: Mê rất sâu (0 - 20), mê sâu (20 - 40), mê phù hợp cho phẫu thuật (40 - 60), an thần (60 - 80) và tỉnh (80 - 91). Chỉ số của một số máy theo dõi độ mê thông dụng được trình bày trong bảng 1.

Về nguyên lý, các hãng khác nhau sử dụng thuật toán chuyển đổi khác nhau, cho đến nay, chúng đang thuộc bản quyền và chưa được công bố. Nhìn chung, nguyên lý có thể là: (1) Tổng hợp các thông số của rEEG theo cả miền

thời gian và tần số cùng với các thông số bổ trợ, sau đó, đối chiếu với giá trị thu được trên quần thể người tình nguyện (BIS). (2) Đánh giá độ hỗn loạn hay bất định của một hệ thống tín hiệu, áp dụng các kỹ thuật xử lý tín hiệu để phân tích tính ngẫu nhiên và phức tạp của tín hiệu rEEG thu được từ BN (Entropy). Khi độ mê tăng, sự hỗn loạn của tín hiệu EEG sẽ giảm, chỉ số entropy giảm [10]. (3) Tỷ lệ năng lượng tương đối giữa các sóng thành phần (Narcotend, patient state index - PSI).

Chỉ số điện não số hóa giúp nhanh chóng nhận định và có thể lượng giá được độ mê. Tuy nhiên, ở cùng một chỉ số, với các thuốc mê khác nhau, hoạt động điện não có thể khác nhau và các yếu tố gây nhiễu EEG ảnh hưởng lớn đến độ tin cậy của giá trị này.

Bảng 1. Chỉ số của một số máy theo dõi độ mê thông dụng.

	Bispectral Index	Entropy	Narcotrend	Sedline	Cerebral State Monitor
Điện não số hóa	BIS Index	SE RE	NCT Index Stage	PSI	CSI
Tần số khảo sát (Hz)	–	SE: 0,8 - 32 RE: 0,8 - 47	–	0,5 - 50	6 - 42
Khoảng giá trị	0 - 100	SE: 0 - 91 RE: 0 - 100	NCT: 0 - 100 Stage: A - F1	0 - 100	0 - 100
Độ mê đủ cho phẫu thuật	40 - 60	SE: 40 - 60 RE: 40 - 60	NCT: 25 - 50 Stage: D0 - E1	25 - 50	40 - 60
Quang phổ	2 kênh	Không	2 kênh	2 kênh	Không
SEF	Có	Không	Có	Có	Không
MG	Có	Không	Có	–	Không
ASYM	Có	Không	Có	Có	Không
Năng lượng từng sóng rEEG	Không	Không	Có	Không	Không
Số kênh	4	1	2	4	1
BSR	Có	Có	Có	Có	Có
Chỉ số khác					
Điện cơ (đơn vị, khoảng giá trị, tần số khảo sát)	EMG-dB (30 - 55) (70 - 110Hz)	Tương quan RE-SE	EMG-Index (0 - 100)	EMG-% (0 - 100)	EMG-% (0 - 100) (75 - 85Hz)
Chất lượng tín hiệu	SQI			ARTF	SQI

(SE: State entropy; RE: Rapid entropy; PSI: Patient State Index; CSI: Cerebral State Index; SEF: Spectral edge frequency; MF: Median frequency; ASYM: Asymmetry indicator; BSR: Burst suppression ratio; ARTF: Artifact index; SQI: Signal quality index)

3. Một số lưu ý trong thực hành theo dõi độ mê

** Các yếu tố ảnh hưởng EEG trong phòng mổ:*

Vị trí tiếp xúc của điện cực: Dịch và mồ hôi gây tăng trở kháng làm giảm chất lượng tín hiệu (sử dụng gel ion giúp tăng khả năng dẫn điện).

Nhiều do dao điện, thao tác phẫu thuật, cử động của BN, hoạt động điện của tim (đặc biệt ở BN có cổ ngắn và chu vi lớn), pacemaker.

Hoạt động điện cơ mặt: Do có tần số 10 - 300Hz chồng lấn tần số điện não lúc tỉnh, khó được lọc hoàn toàn, gây sai lệch chỉ số độ mê. Giãn cơ không đủ, đau và liều opioid cao thường gây tăng hoạt động điện cơ. Do đó, khi đánh giá độ mê, luôn phải trong mối tương quan với tình trạng giãn cơ [4].

Các bệnh lý và rối loạn bất thường tại não: EEG điện thế thấp bẩm sinh gặp ở 5 - 10% dân số. BN co giật, động kinh gây tăng biên độ EEG. Các bệnh tâm thần như hoang tưởng, giảm trí nhớ, Alzheimer thường tăng các sóng chậm và giảm sóng nhanh, gây giảm chỉ số độ mê. Giảm tưới máu não, hạ đường huyết, hạ thân nhiệt, gây giảm biên độ rEEG. Chấn thương sọ não và bại não ở trẻ em cho chỉ số độ mê thấp hơn so với người bình thường.

** Kết hợp nhiều trường thông tin:*

Mặc dù điện não số hóa giúp đánh giá độ mê đơn giản, chỉ số này không hoàn toàn phản ánh trung thực độ mê tại một thời điểm do có thể bị nhiễu bởi nhiều yếu tố. Với cùng một giá trị được hiểu là cùng độ mê, mặc dù dùng với thuốc mê khác nhau, tuy nhiên, khi phân tích trên rEEG và quang phổ cho thấy hoạt động của não là khác nhau. Do đó, trong lâm sàng, khi đánh giá độ mê cần phải kết hợp giá trị số hóa, quang phổ và rEEG, trong đó, đặc biệt nhấn mạnh vai trò của phân tích rEEG và quang phổ [11]. Bên cạnh đó, đánh giá độ mê qua diễn tiến của chỉ số có ý nghĩa hơn đánh giá tại một thời điểm.

Loại máy theo dõi hoạt động điện não cũng cần được quan tâm [12]. Loại và liều lượng thuốc mê đang dùng ảnh hưởng đến hình thái rEEG do các thuốc mê có cơ chế và đích tác dụng khác nhau [8]. Thông tin về nồng độ tác dụng của thuốc lên cơ quan đích là yếu tố quan trọng dự đoán độ mê. Điều này hữu ích khi các thông số phản ánh độ mê không tương đồng nhau. Tại Bệnh viện Quân y 103, Học viện Quân y, độ mê được theo dõi bằng modul Entropy hiển thị cùng một lúc độ mê số hóa và rEEG, duy trì mê dùng theo phương thức kiểm soát nồng độ đích TCI với propofol và kiểm soát nồng độ trong phế nang với sevofluran.

Trong tương lai, hệ thống theo dõi độ mê có thể sẽ được kết nối với hệ thống cung cấp thuốc mê, từ đó, liều thuốc mê sẽ được tự động tính toán và điều chỉnh dựa vào độ mê được cập nhật. Qua đó, giúp cá thể hóa liều thuốc mê cho từng người bệnh, điều chỉnh độ mê chính xác, kịp thời và ổn định.

KẾT LUẬN

Cùng với dấu hiệu lâm sàng, các thông số điện não giúp tăng tính chính xác trong đánh giá độ mê. Điện não số hóa giúp đơn giản hóa trong xác định độ mê, nhưng dễ bị nhiễu, không phản ánh chi tiết tình trạng hoạt động não, độ tin cậy không cao ở một số nhóm BN và một số thuốc mê. Điện não nguyên bản và quang phổ cung cấp nhiều thông tin điện học nhưng cần phải có kỹ năng và kinh nghiệm phân tích, do đó, cần kết hợp các chỉ số trên để đánh giá độ mê chính xác và toàn diện.

Đạo đức nghiên cứu: Bài tổng quan nhằm nâng cao chất lượng điều trị, tuân thủ chặt chẽ các quy định về mặt y đức, không chứa bất kỳ thông tin của BN nào. Nhóm tác giả cam kết không có xung đột lợi ích trong nghiên cứu.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Brown EN, Lydic R, Schiff ND. General anesthesia, sleep, and coma. *N Engl J Med*. 2010; 363(27):2638-2650. DOI:10.1056/NEJMr0808281.
2. Roche D, Mahon P. Depth of anesthesia monitoring. *Anesthesiol Clin*. 2021; 39(3):477-492.
3. Short TG, Campbell D, Frampton C, Chan MTV, Myles PS, Corcoran TB, et al. Anaesthetic depth and complications after major surgery: An international, randomised controlled trial. *Lancet*. 2019; 394(10212):1907-1914.
4. Hajat Z, Ahmad N, Andrzejowski J. The role and limitations of EEG-based depth of anaesthesia monitoring in theatres and intensive care. *Anaesthesia*. 2017; 72(1):38-47.
5. Checketts MR, Alladi R, Ferguson K, Gemmell L, Handy JM, Klein AA, et al. Recommendations for standards of monitoring during anaesthesia and recovery 2015: Association of anaesthetists of Great Britain and Ireland. *Anaesthesia*. 2016; 71(1):85-93.
6. Buzsáki G, Anastassiou CA, Koch C. The origin of extracellular fields and currents-EEG, ECoG, LFP and spikes. *Nat Rev Neurosci*. 2012; 13(6):407-420.
7. Hughes SW, Crunelli V. Thalamic mechanisms of EEG alpha rhythms and their pathological implications. *Neuroscientist*. 2005; 11(4):357-372.
8. Purdon PL, Sampson A, Pavone KJ, Brown EN. Clinical electroencephalography for anesthesiologists: Part I: Background and basic signatures. *Anesthesiology*. 2015; 123(4):937-960.

9. Choi BM. Characteristics of electroencephalogram signatures in sedated patients induced by various anesthetic agents. *J Dent Anesth Pain Med.* 2017; 17(4):241-251.
10. Viertiö-Oja H, Maja V, Särkelä M, Talja P, Tenkanen N, Tolvanen-Laakso H, et al. Description of the entropy algorithm as applied in the Datex-Ohmeda S/5 Entropy Module. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2004; 48(2):154-161.
11. Chan MTV, Hedrick TL, Egan TD, García PS, Koch S, Purdon PL, et al. American society for enhanced recovery and perioperative quality initiative joint consensus statement on the role of neuromonitoring in perioperative outcomes: Electroencephalography. *Anesth Analg.* 2020; 130(5):1278-1291.
12. Hight D, Kreuzer M, Ugen G, Schuller P, Stüber F, Sleight J, et al. Five commercial 'depth of anaesthesia' monitors provide discordant clinical recommendations in response to identical emergence-like EEG signals. *Br J Anaesth.* 2023; 130(5):536-545.