

快人快説

脳波をみれば、  
麻酔が変わる宮坂 清之  
MIYASAKA, Kiyoyuki  
聖路加国際病院 麻酔科

はじめに

麻酔用脳波モニターとして広く普及した BIS™ (bispectral index) が日本で発売されてから約 25 年、筆者の施設で主に使用している SedLine® の日本発売からも約 10 年が経過します。日本に限らず世界中で臨床使用経験が蓄積されており、日進月歩でさまざまな知見が集まっています。脳波モニタリングについては過去に本誌で何度も取り上げられていますが、今回は科学的・実用的な観点から脳波モニターの表示を理解し、日常的な麻酔管理に活用するために必要とされる内容<sup>1)</sup>をなるべく網羅するようにまとめます。



# 快人快説

16a 新ゴB (以下同) 適用 (以下同) 麻酔は脳に効く  $\Delta \approx 80\%$  (以下同) 32

全身麻酔は主に脳や中枢神経系を標的とした介入であるにもかかわらず、従来の麻酔管理では脳を直接モニタリングせず、集団平均にもとづく一般的な薬物投与量を参考に、血圧や心拍数など間接的な指標に依存して麻酔深度を推測してきました。麻酔薬や手術侵襲に対する脳の反応をとらえることを可能にする脳波モニターは、麻酔管理のモニターとして非常に理にかなっており、個人的には質の高い麻酔管理には欠かせない情報源としてほぼ全症例で活用しています。

## 脳波=脳電図

麻酔科医なら誰でも日常的に心電図モニターを利用していると思います。心電図は心臓の神経や筋の活動で発生する電位を、体表からとらえることで非侵襲的に心臓の活動状態について情報を得ることができるモニターです。通称「脳波」と呼ばれる脳電図も同様、脳の活動で発生する電位を体表からとらえるものです。

心臓は近接する多くの細胞が同期して働く臓器で、体表の心電図はミリボルト (mV, 0.001V) 単位の信号で構成されます。脳では広く分布した神経細胞がおのおので活動するため体表に達するまでに互いの電位がほとんど相殺されてしまい、マイクロボルト ( $\mu\text{V}$ , 0.000001V) 単位の非常に微弱な電気信号から構成されます。脳波を心電図と同じくらいのスケールで観察するためには、およそ1000倍増幅する必要があります (コラム1)。

### コラム1

電極の貼り方

脳波モニタリングは、良好な脳波信号を拾うところから始まります。皮膚などの油分は電気を通さないため、アルコール綿で拭くことで皮脂汚れを除去します (消毒ではありません)。アルコールは接着剤を削ぐ作用もあるので、しっかりと乾燥させてから貼付することがポイントです。アルコール綿をよく搾ってから拭くか、アルコールを使用できない場合はガーゼなどで拭くことをお勧めします。頭髪が生え際にかかってしまう場合、正中を保ちつつ少し尾側 (鼻側) にずらして貼付する工夫ができます。センサーに導電性ゲルが含まれますが、貼付時に強く押しつけるとゲルが漏れ出て隣接する電極とつながり、リソートしてしまう「ゲルブリッジング」を起こす場合があります。電極中央を指一本で押すのではなく、電極周囲を面を押さえるように貼ります。

外科医が胸腹部に消毒液を塗る動きで心電図波形が乱れたり、電気メスを断続的に使用しているとアーチファクトによるアラームが鳴ったりすることは多くの麻酔科医が日常的に経験していることでしょう。脳波モニターは心電図よりさらに微弱な信号を増幅して解析しているため、よりノイズの影響を受けやすい繊細なモニターです。前頭筋など近隣の筋電図が容易に混入し、患者の頭部やケーブルに手を触れたりするだけでも容易に信号が乱れます。脳波をみる麻酔科医は何が信号で、何がノイズかを意識しながら解釈することが求められます。

## 脳波波形の特徴 (周波数) を認識する

脳波信号を解釈する基準として重要になるのが周波数の概念です。心拍ほど明確ではありませんが脳の活動も特徴的な周期性をもっており、脳波は一般的にその周波数に応じて表現されます。1929年に初めて記録に成功したことが報告された脳波は10 Hz前後の $\alpha$ 波で、覚醒している成人の安静閉眼時に後頭部で観測されたものでした<sup>2)</sup>。その後、名称はギリシャ文字で報告された順に定着していったため周波数順にはなっていません (表1)<sup>3,4)</sup>。 $\alpha$ などギリシャ文字由来の名称は信号の周波数属性を表し、脳の特定の部位や機能を指すものではありません。つまり、全身麻酔中によく見られる $\alpha$ 波は前頭葉・視床由来であり、覚醒閉眼時に見られる後頭部由来の $\alpha$ 波と周波数だけは類似していますが、発生する部位も機序も異なります。また、周波数帯も測定機器の仕様などに応じて便宜的に設定されたものであり、文献によって上限・下限の定義に差があることに留意します<sup>5)</sup>。

見逃してはいけない異常な脳波パターンをここで紹介しておきます (表2)<sup>6)</sup>。まずはてんかん発作 (痙攣) です。一般的にてんかん発作時は脳神経細胞の異常な興奮により幅広い周波数帯域にわたる強い信号が出現します。主要な全身麻酔薬は抗痙攣作用もあるため麻酔中に発作を認める可能性はかなり低いのですが、必ず知っておくべきです。筋弛緩薬を併用している状況では体動を伴わず発作に気づけなかったり、術後に麻酔薬や定期内服薬の効果が減弱して発作

表中 44  
0.25  $\Delta$  44・白スキ  
(以下同)

50%  $\Delta$  20% 11a ロダンDB  
文字白スキ (以下同)

(以上) 61  $\Delta$  134  $\Delta$  (以上)

快人快説 脳波をみれば、麻酔が変わる  
10a 新ゴB

名称	英名	ギリシャ文字	周波数帯 <sup>3)</sup>	波形例 <sup>5)</sup>
ガンマ	gamma	$\gamma$	26 ~ 80 Hz	
ベータ	beta	$\beta$	13 ~ 25 Hz	
アルファ	alpha	$\alpha$	9 ~ 12 Hz	
シータ	theta	$\theta$	5 ~ 8 Hz	
デルタ	delta	$\delta$	1 ~ 4 Hz	

20%  $\Delta$  15%  
11a MFG BBB  
(以下同)

11a ロダンDB (以下同)  
14H  
17H (以下同)

表2 知っておくべき異常な脳波波形パターン

名称	英名	機序	波形例 <sup>6)</sup>
てんかん発作 (痙攣)	seizure	異常な興奮	
平坦脳波	isoelectric	活動の欠如 (または電極の接触不良など)	
バースト サプレッション	burst suppression	活動の抑止 (サプレッション) と、一時的な活性化 (バースト) の反復	

20%  $\Delta$  15%

(以上) 50  $\Delta$  145  $\Delta$

が起きたりする可能性が指摘されており、回復室や集中治療室での脳波モニタリングも注目されてきています。

次に平坦脳波は脳神経細胞の活動が広範囲で停止してしまっていることを示唆する波形で、心電図で言う心静止 asystole に相当します。センサーの断線や接続・接触不良などで信号が拾えていなかったり、表示設定により平坦に見えていたりする可能性もあるため確認が必要です。

最後にバーストサプレッションは高用量の麻酔薬投与や、低体温・低灌流などの影響で脳神経細胞の活動が極端に強く抑制ないし障害された状態でみられる波形です。一説によると細胞内のエネルギー源であるATPの枯渇による活動抑止 (サプレッション) と、ATP補充による一時的な活性化 (バースト) を反復することにより発生します。バーストサプレッションは特に高齢者で術後せん妄や予後悪化と関連するエビデンス<sup>7)</sup>が蓄積してきており、数分程度の短時間でも基本的に発生させないような管理が望ましいとされます。

## 周波数の分布を表現し可視化する、DSAとSEF

脳波はさまざまな部位からさまざまな要因で発生する信号の和で構成されます。複数の成分が混在している波形を目視で直接判読するのは難しいため、構成成分を分解・分離して視覚的に示す手法を用います。時系列の信号をフーリエ変換して周波数成分の分布密度を算出し、地図の等高線のように信号強度が高く強い部分は赤などの暖色、低く弱い部分は青などの寒色で表現したグラフがDSA (density spectral array) です (図1)<sup>8)</sup>。一定の周波数帯で強い信号が続くと、時系列の表示では山脈のように赤く連なって見えます。DSAは複雑な信号の推移を視覚的に把握できる、とても有益な表示です (コラム2)。

機種によっては信号強度の分布を要約する統計量であるSEF (spectral edge frequency) が数値およびDSA上の白線として表示されます。SEFには閾値の指定があり、SEF 50は分布が上下50/50と均等に分かれる閾値、すなわち中央値で



快人快説

21  
す。これが上下 10/90 になる閾値が SEF 90, 上下 5/95 になる閾値が SEF 95 ということになります。例えば SEF 95 が 4 Hz の場合、この患者の脳波信号成分の 95% は 4 Hz より緩徐、つまりほとんどデルタ波成分で構成されていることを意味します。低い SEF は総じて脳の活動が緩徐で情報量の少なそうな活動をしていることを示唆します。対して高い SEF は総じて周波数が高く、覚醒状態で見られるような情報量が多い活動が増えているようなことを示す端的な指標になります。

DSAの調節方法

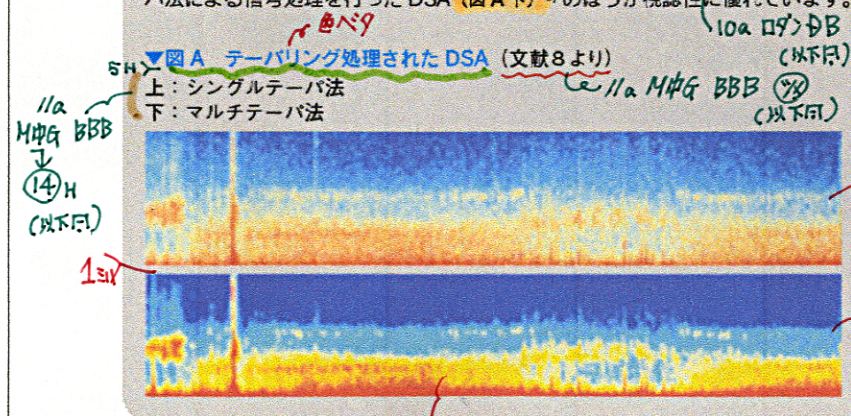
慣習的に DSA は信号のパワーをデシベル (dB) という対数単位で表し、色調は上限より強い信号を赤く、下限より弱い信号を青く表示します。脳波の振幅が 10  $\mu$ V の信号成分は単純計算でおよそ 28 dB, 5  $\mu$ V なら 8 dB, 1  $\mu$ V は -6 dB に相当します。上限・下限は固定ではなく、患者の脳波の特徴に応じて見やすいように調節する必要があります。高齢者は全体的に信号のパワーが弱い

※ 図版は、  
女色か、2色かを  
要確認!!

コラム 2

フーリエ変換とマルチテーパ法

あらゆる波形は数学的に複数の正弦波の組み合わせとして表現することが可能です。時系列のデータから、その信号を構成する正弦波、つまり周波数成分の組み合わせを逆算する手法がフーリエ変換です。正弦波は理論的に無限に続くものですが、現実世界の信号は一定期間を切り抜いたもので解析せざるを得ません。信号の断片を無限に反復する波の一部と仮定して解析すると、切れ端で不連続が生じ周波数成分が滲むようなアーチファクトが発生します。これを軽減する方法として信号の両端を減衰 (テーパリング) させる窓関数が用いられます。単一の窓関数 (シングルテーパ) で処理した DSA (図 A 上) と比較して、SedLine® などで採用されている複数の窓関数を組み合わせたマルチテーパ法による信号処理を行った DSA (図 A 下) のほうが視認性に優れています。



96

め、上限を下げます。また、周波数分布の山と谷の差が小さいので、小さな変化もとらえられるように下限も必要に応じ調節します。対して小児は全体的に信号のパワーが強く、山と谷の差も顕著に表れます。上限を上げ、必要なら下限も調節して視認性を高めます。上限・下限の設定が適切でないと DSA が「真っ赤」や「真っ青」に飽和して特徴がよくわからなくなってしまいます (図 2)。

麻酔科の脳波の読み方は独特である

筆者の研修医時代、脳波検査というと精神科や神経内科、脳神経外科で分厚く折りたたまれた記録紙の束をめくり、何列も並ぶ波形を目視してどこに異常が隠れているのだろうかと思いをかきながら記憶があります。生理検査室で行う脳波検査は安静覚醒時をベースラインとして計測し、閉眼・開眼に伴う変化や、過呼吸や光など刺激を加えた条件下で異常波形の出現がないか評価していきます。正式な脳波検査では国際 10-20 法に従い鼻根と後頭結節、左右の耳介前点を基準点として均等間隔に 21 の電極を頭部全体に配置しますが、主要な全身麻酔薬 (GABAA 作用薬) による麻酔状態では脳の活動が前頭部に局限化し、後頭部の活動が少ないという特徴があります (図 3)。前頭部は毛髪が少なく電極を配置しやすいという偶然も重なり、前頭部の一部の誘導 (SedLine® の場合は前頭部 Fp1, Fp2, F7, F8 に相当する 4 誘導) だけを用いた簡易的な脳波モニターが成立しています。

主要な  
脳波モニター製品

日本では BIS™ と SedLine® が最も普及しており筆者はこの 2 種類しか使用経験がありませんが、ほかにも Entropy™, Narcotrend™, Conox® など複数のデバイスが現存します (表 3)。センサーの形状やチャンネル数などに多少の違いがあり、最近の機種は画面表示に工夫を凝らしたりしています。

麻酔や鎮静は睡眠とは似て非なる、  
非生理学的な状態

医療従事者は患者に伝わりやすく不安を煽らないように全身麻酔や鎮静状態を「眠り」と表現することが多いですが、少なくとも麻酔科医は睡眠と麻酔や鎮静を混同せず、まったく異なる現象として理解する必要があります。自然睡眠時の DSA

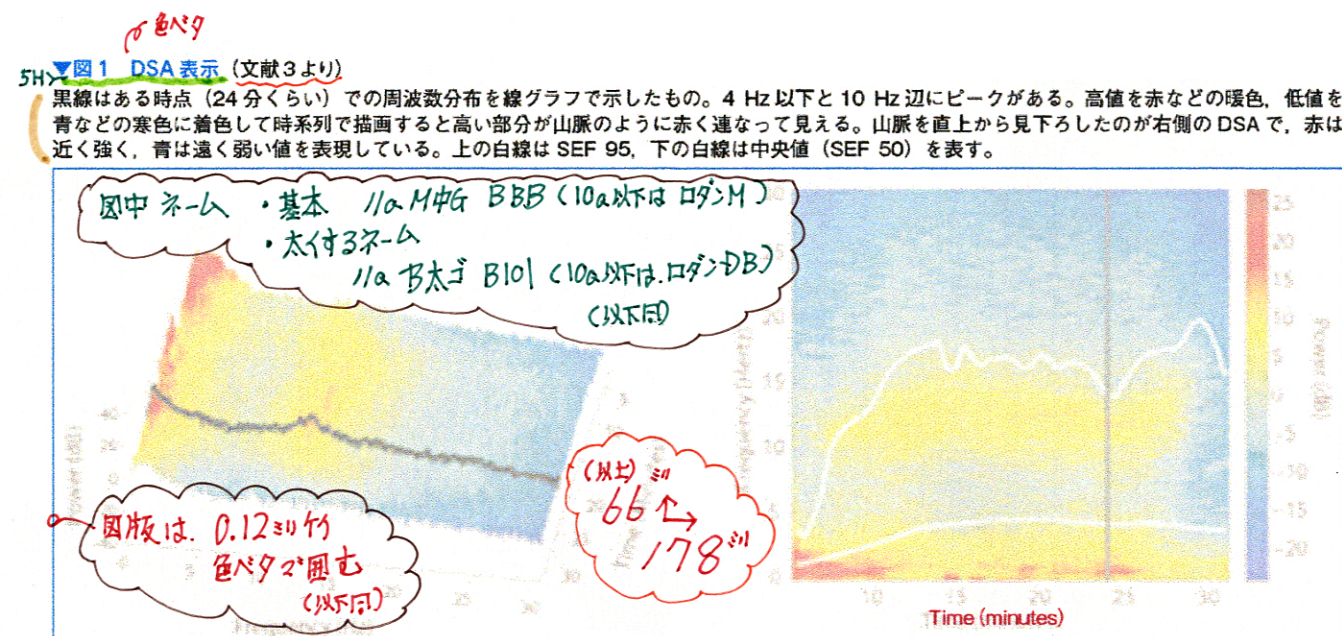


図 2 DSA 表示の上限・下限調節

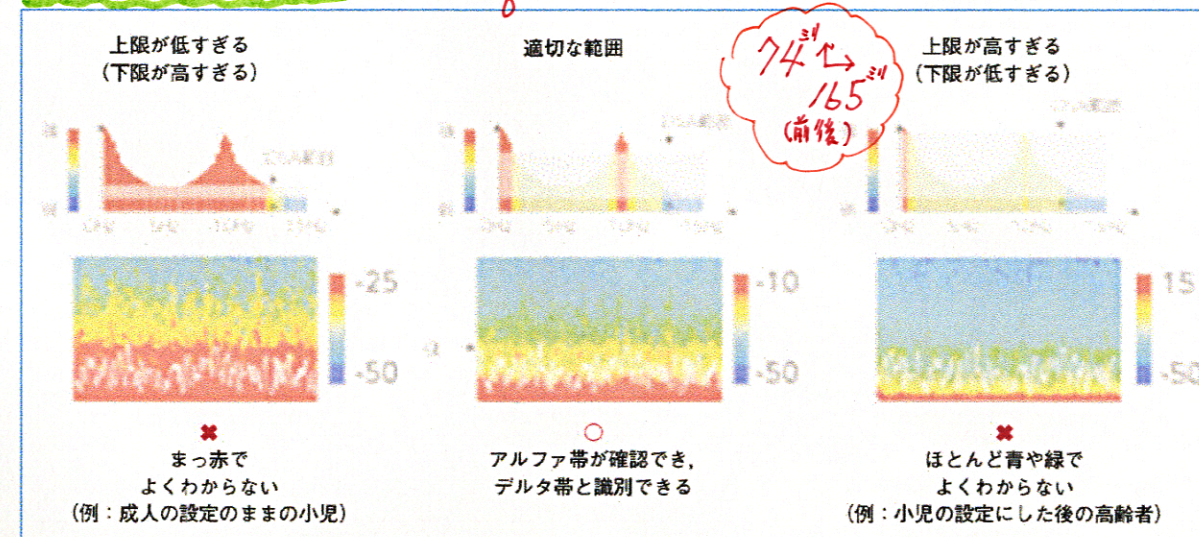
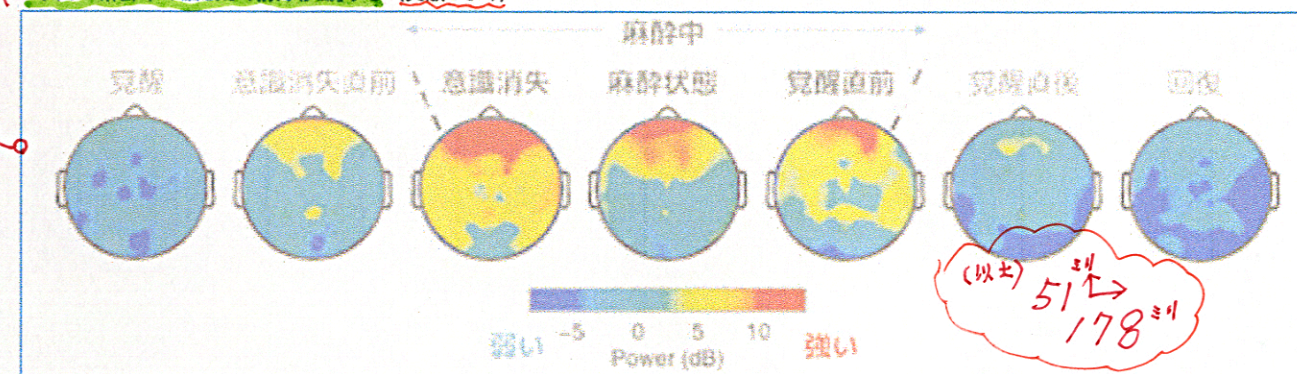


図 3 麻酔中の脳波は「前方移動」する (文献 9 より)





## 快人快説

▼表3 主要な脳波モニター製品

名称	BIS	SedLine	Entropy	Narcotrend	Conox
現所有会社	Medtronic	Masimo	GE	MonitorTechnik	Fresenius
開発年代	1992	2001	2003	2000	2013
日本発売	2002	2015	2011	不明	不明
インデックス名	BIS (bispectral index)	PSI (patient state index)	RE (response entropy) SE (state entropy)	Narcotrend index	qCON (quantum consciousness index) qNOX (quantum nociception index)
適正範囲	60 ~ 40	50 ~ 25	60 ~ 40	64 ~ 57	60 ~ 40
DSA 表示	機種による	あり	なし	機種による	あり

を図4に示します<sup>3)</sup>。生理的な睡眠という活動には脳幹や視床下部、前脳基底部にある複数の神経核が関与し、活発な眼球運動rapid eye movement (REM) を伴って夢を見るレム睡眠と、脳が休むノンレム睡眠 (N1, N2, N3) の間を移行し、90 ~ 120 分間隔で反復します<sup>3)</sup>。刺激により容易に覚醒状態へ移行できるのも生理的な睡眠の特徴です。全身麻酔中の DSA (図5)<sup>3)</sup> と比較してみましょう。生理的な睡眠と違うことはもちろん、使用する麻酔薬によっても脳波のパターンが異なることがわかります。外からは目を閉じて同じように「寝ている」状態に見えても、脳の中で起きていることはまったく違うのです。麻酔中の脳波は神経内科医も見ることがないような、麻酔薬によって人工的に作られた異常状態であり、この異常状態の特徴や変化を認識するのが麻酔科医の脳波の読み方なのです。

### 意識がある状態、 麻酔状態(意識がない状態)の脳波

哲学的な話は別として、生理学的な「意識」は脳の上行性覚醒系(脳幹網様体賦活系)の興奮により、主に前頭葉の大脳皮質と視床を結ぶ神経活動により発現し維持される現象であると考えられています。覚醒状態の脳は広い範囲で情報量の多い活動を行っており、脳波も周波数が高い活動( $\beta$ 波や $\gamma$ 波)を含む信号になっています。覚醒閉眼時は後頭部由来の $\alpha$ 波が加わり、顔面の表情筋などから 30 Hz 前後の筋電図ノイズも混入します。麻酔状態の脳波は前述のとおり麻酔薬の種類によって異なりますが、本稿ではプロポフォールやセボフルランなど、主に GABA<sub>A</sub> 受容体を介して作用を発揮する麻酔薬の使用を前提とします。GABA<sub>A</sub> 受容体は中枢神経系のニューロンに広く分布するため、GABA<sub>A</sub> 作動薬の全身投与を行うこ

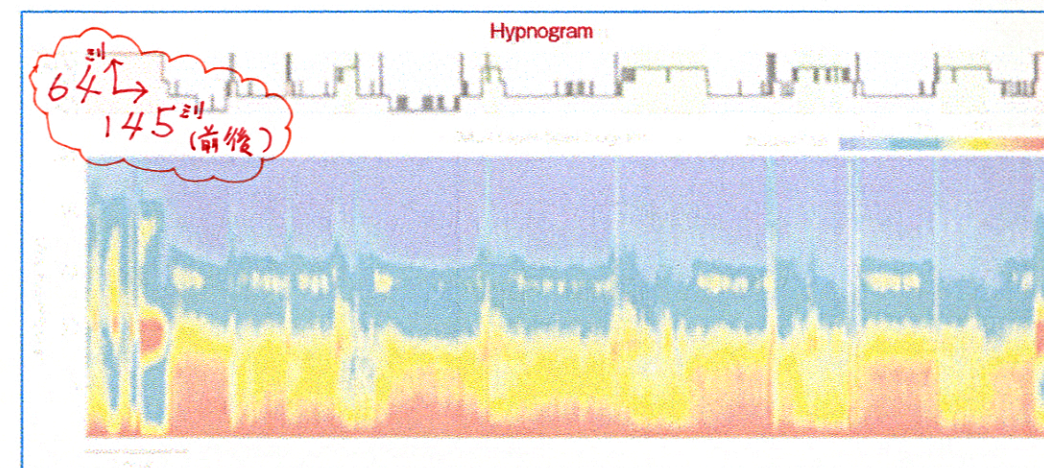
とで幅広く神経細胞による情報伝達や処理が制限され、意識などの高次脳機能が破綻します。この状態では、いままですぐで動いていた神経細胞の活動が衰えた帯域に集束して同期し、前頭葉・視床を中心に前頭部では 10 Hz 前後の $\alpha$ 波、中脳・脳幹では 1 ~ 4 Hz の緩徐な $\delta$ 波が見られます(図6)。

意識は複雑な現象で、あり・なしの二相性をもっているが、意識清明な状態から鎮静、昏睡まで無限にグレーゾーンが存在します。全身麻酔状態に特徴的とされる $\alpha$ 波・ $\delta$ 波のパターンを呈する患者が合目的な応答をしたという報告もあり<sup>10)</sup>、このパターンは全身麻酔状態に特徴的ではあるものの、完全に意識がない状態を保証できるものではないという見解もあります。術中覚醒について後述しますが、適切な麻酔状態の定義や、麻酔と意識の倫理については議論が続いているところです。

### 麻酔薬の濃度に応じて 脳波は変化する

健康成人でのプロポフォール濃度と、音声刺激(クリック音や言葉)への応答と脳波パターンの変化を示します(図7)<sup>2)</sup>。刺激への応答がなくなった時点、つまり意識消失 loss of consciousness (LoC) に一致して $\alpha$ 波・ $\delta$ 波のパターンが出現します(図7a)。さらにプロポフォール濃度を漸増していくにつれて $\alpha$ 帯が狭まり、より低い周波数帯へ抑制・制限されていきます(図7b)。さらに濃度を増すと $\alpha$ 波が脱落して $\delta$ 波が目立つようになり(図7c)、しまいにはバーストサプレッション(図7d)が見られ平坦脳波が出現します。プロポフォール持続投与を停止すると徐々に濃度が下がり、バーストサプレッションを脱して $\alpha$ 帯が以前の位置に戻っていきます(図7e, f, g)。LoC とほぼ同等

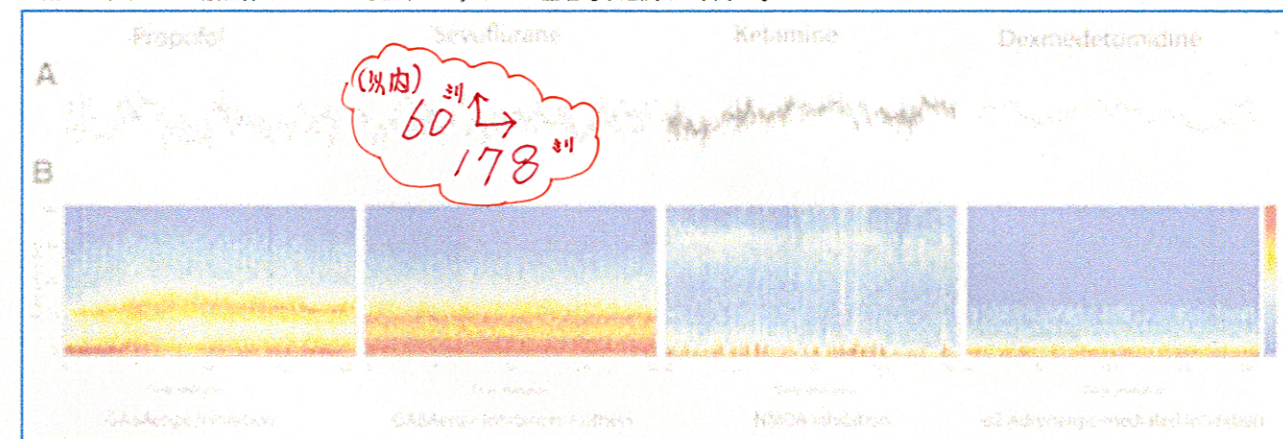
快人快説 ◆ 脳波をみれば、麻酔が変わる



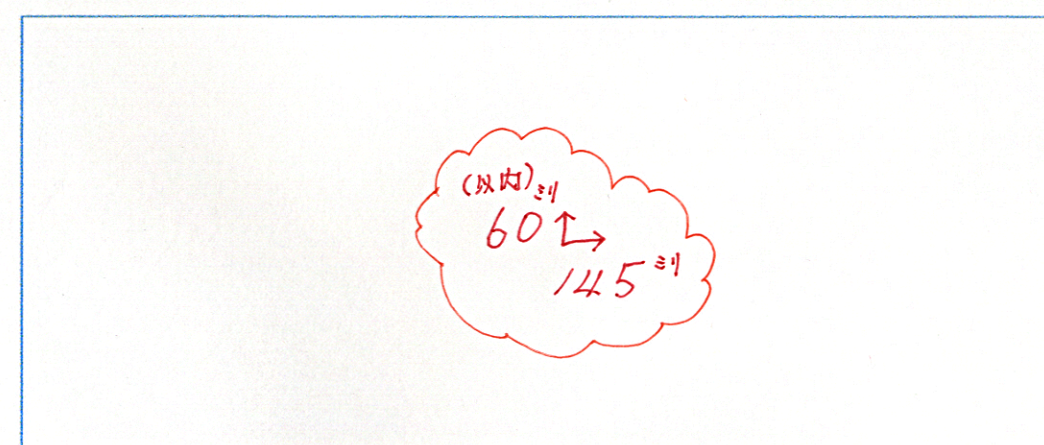
4図4  
睡眠のDSA  
(文献8より)

5図5 全身麻酔のDSA (文献3より)

プロポフォール、セボフルラン(ほかにも、デスフルラン、ミダゾラム、レミゾラム、チオペンタールなど)は GABA<sub>A</sub> 受容体を介した抑制性の作用を主体とした麻酔薬で、多少の違いはあるが脳波は基本的にアルファ波・デルタ波を主体とした二帯のパターンを呈する。ケタミンは NMDA 受容体を遮断し脱抑制による異常な興奮を誘導することで解離性の麻酔作用を発揮すると考えられており、脳波では 30 Hz 前後の高周波帯域の成分が断続的に見られる。デクスメトミジンは $\alpha$ 2アドレナリン受容体を介して抑制性に働き、鎮静状態では比較的ノンレム睡眠(N2)に近いようなデルタ波主体のパターンを呈するが、やはり生理的な睡眠とは異なる。



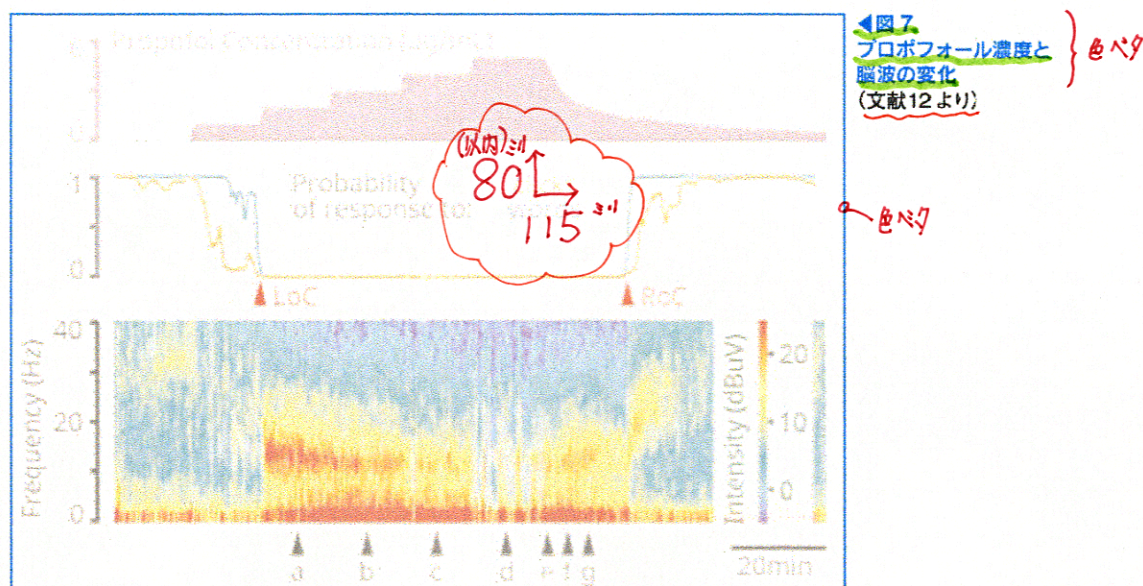
4図6  
覚醒と麻酔状態の脳波



の濃度になると $\alpha$ 帯は分散・消失し、意識が復帰 return of consciousness (RoC) します。その後 10 ~ 20 分ほどかけて投与前の状態へ徐々に回

復していきます。DSA の変化を追うことで、プロポフォールやその他の麻酔薬の脳への作用を見極めることができるのです。





### 脳波モニタリングを用いた 麻酔管理の考え方

教科書的に麻酔は鎮静・鎮痛・筋弛緩（不動化）の三要素から構成され、有害反射の抑制を加えて四要素として説明されることもあります。臨床ではこれらの要素を複合した概念として麻酔深度を「浅い」や「深い」と表現しますが、脳波モニタリングを活用するためには「鎮静が深い」「反射の抑制が浅い」など要素別に意識して表現することが重要になります。

かつて、吸入麻酔薬のみですべての要素をまかなっていた時代、麻酔深度は吸入麻酔薬濃度とほぼ同義でした。片手を気化器に置き、背伸びして術野を見ながら、まるでDJのように手術侵襲に合わせて気化器のダイヤルを回して調節することが当時は合理的だったと聞かれています。今では麻酔薬の選択肢が増え、鎮静薬、鎮痛薬、筋弛緩薬に区域麻酔なども組み合わせたバランス麻酔が主流となっています。それぞれ超短時間から長時間まで半減期が異なる薬物や拮抗薬も登場しており要素別に調節が可能になっています。

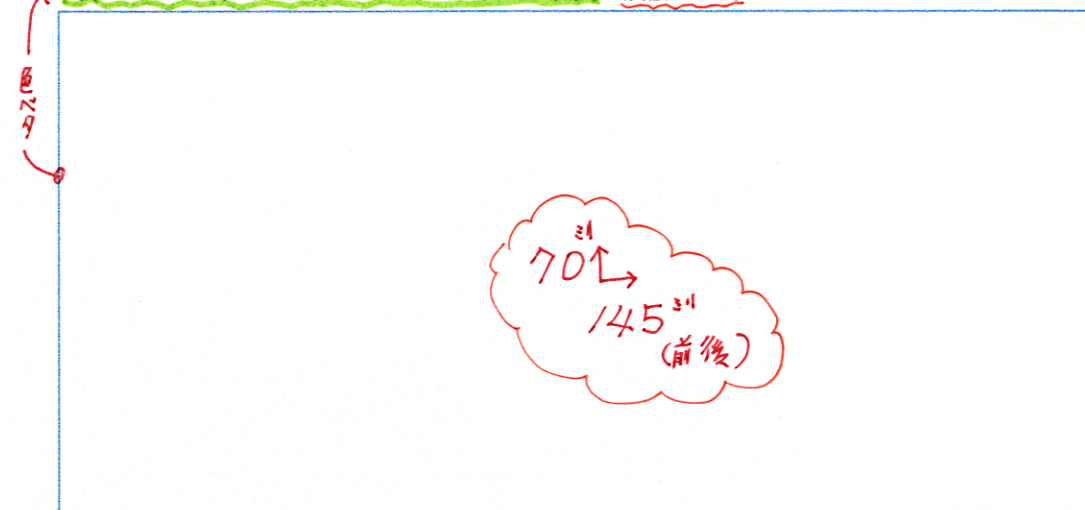
麻酔薬には相互・相乗作用があり、特に鎮静薬と鎮痛薬は互いに強く影響します。例として鎮静をプロポフォール、鎮痛をレミフェンタニルで行った場合に一定の麻酔深度を達成するために必要な2剤の組み合わせを示したのがアイソログラム isobologram です（図8）<sup>13)</sup>。XとY軸には各薬剤物の効果部位濃度、三次元のZ軸には麻酔深度を、喉頭鏡による喉頭展開の刺激に耐えられる予測確率 predicted tolerance of laryngoscopy

(PTOL) という概念で表現しています。喉頭展開に90%の確率で耐えられると予測される麻酔深度はPTOL 0.9と表現され、この状態を達成できる鎮静薬・鎮痛薬の組み合わせを表しているのが図8右の曲線です。曲線上の左上、プロポフォールの効果部位濃度を8.6 µg/mLまで上げればレミフェンタニルはごく少量（1 ng/mL、持続0.05 µg/kg/min程度）でも喉頭展開は可能であることを表します。曲線上の右下、プロポフォール濃度は2 µg/mL程度でも、レミフェンタニル濃度が8 ng/mL（持続0.3 µg/kg/minか100 µg程度のボラス）あれば喉頭展開に耐えられる計算です。この線上であればどの組み合わせでも同等の麻酔状態が成立します。

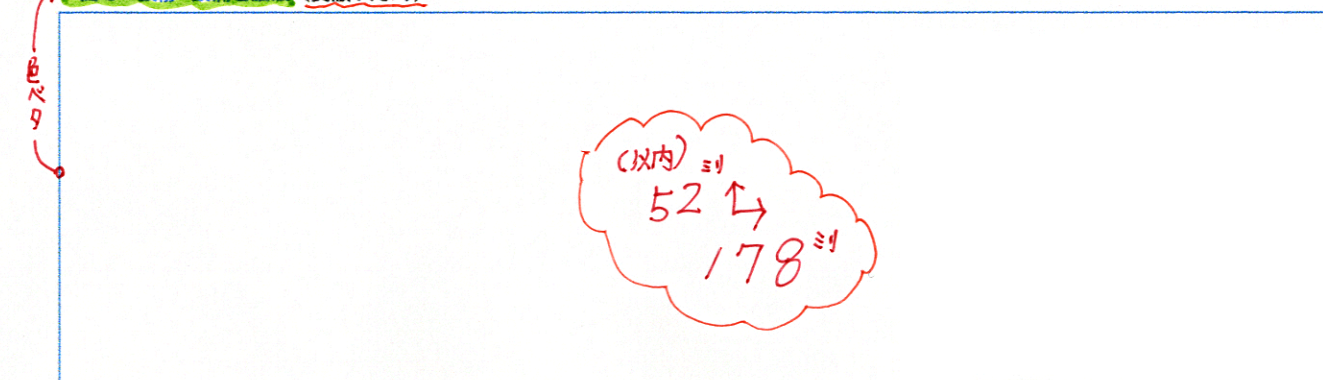
無数に選択肢がある中、プロポフォールとレミフェンタニルの特性や作用・副作用を鑑みて選択されると思われます。筆者のように血圧低下やバーストサプレッションの発生、覚醒遅延や術後せん妄などを懸念して高用量のプロポフォール投与を避けたいと考えるなら相対的にレミフェンタニルを増やして右下に寄った管理となります。高用量レミフェンタニル投与による鉛管現象や、術後の急性耐性などを懸念するなら相対的にプロポフォールを増やして左上に寄った管理となるでしょう。曲線より左下側、麻酔深度が「浅い」時に鎮静を深くして上に移動するか、鎮痛を深くして右に移動するか、両方を組み合わせても適切な麻酔深度に修正できますが、これも麻酔科医の判断になります。

PTOL 0.0から1.0までを連続的に表すと台地のような三次元的な面になります（図8左）。上

▼図8 プロポフォール・レミフェンタニルのアイソログラム（文献13より）



▼図9 鎮静・鎮痛と脳波（文献14より）



の台地に乗せることで強い侵襲にも確実に耐えられる麻酔状態を達成できますが、麻酔薬の投与量は増え、副作用も増えます。一方で、鎮静薬や鎮痛薬の濃度を下げすぎると所定の侵襲に耐えられる確率が崖から落ちるように下がっていきます。麻酔薬の使用量を必要最小限に留め、副作用を可及的に回避するためにはこの崖っぷちを見極めて攻略する麻酔管理が求められるわけです。崖の位置や形状は患者によって異なるため、経験と技術が必要です。プロポフォールとレミフェンタニルの相互作用も考慮した薬理モデルを選択できる無料シミュレーションアプリ（simTIVA.app）があるので、静脈麻酔の調節技術を磨くために参考にしてみることをお勧めします。

### 集団平均から個別最適化へ

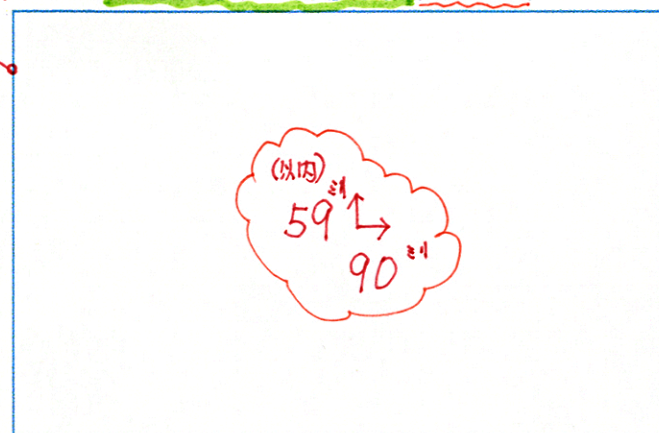
脳波モニターがなかった時代、適切な全身麻酔状態の目安として手術刺激（典型的には執刀時の皮膚切開）に50%の患者が耐え得る吸入麻酔薬濃度

を表す1.0 MAC (minimum alveolar concentration) や、ED<sub>50</sub> (median effective dose) を基準に麻酔薬の用量が設定されていました。教科書的に1.0 MACはED<sub>50</sub>、1.3 MACがED<sub>99</sub>に相当するとされ、一定濃度以上の吸入麻酔薬を使用すれば過少投与となる可能性は少なくなります。このため吸入麻酔薬使用時に呼気濃度をモニタリングしていれば、脳波モニタリングは不要という考え方もあります。しかし、集団平均にもとづく投与方法で99%の患者で効果が保証されるような高濃度に設定することは、必然的に多くの患者で過量投与が行われてしまうことを意味します。

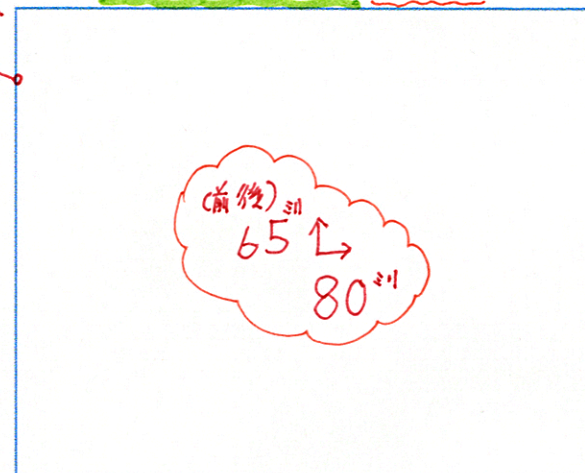
脳波は主に鎮静状態によって変化しますが（図9a）<sup>14)</sup>、鎮痛状態の影響も受けるため考える軸は一つではありません。過少な鎮痛による痛みや、過少な鎮静による術中覚醒を避けることはもちろん、過剰な鎮痛や過剰な鎮静による副作用も回避することが目標設定として求められます（図9b）。先ほどのアイソログラムのように、X軸に鎮痛、Y軸に鎮静を表すと、脳波は鎮静が浅いとβ波な



色ベタ ▼図10 セボフルラン濃度とBISおよびPSIのインデックス値「適正範囲」の関係 (文献15より)



色ベタ ▼図11 セボフルランおよびプロポフォール濃度とBISのインデックス値の関係 (文献16より)



どの高周波成分が多くなり、鎮静を深めるにつれ低周波のデルタ波優位になり、過剰な鎮静状態では平坦脳波を含むバーストサプレッションが出現します。適度な鎮静と鎮痛が組み合わさった領域でα波優位のパターンが出現することが臨床的には観察されます (図9c)。

### インデックス値に頼る危うさ

BISやPSI (patient state index) といったインデックス値の計算方法の詳細は非公開の企業秘密で、算出の根拠が明らかにされていません。インデックス値が麻酔深度という概念を正しく反映しているであろうという前提のもとで多くの臨床研究が行われていますが、数値の変化に一喜一憂している割に、これらのインデックス値の仕組みはわからないままで、科学的な議論をする根拠に乏しいのです。インデックス値は一体何を反映しているのでしょうか？ 数値は麻酔薬の効果部位濃度と相関することが知られています。適正範囲の数値はBISが40～60、PSIが25～50とメーカーによって異なりますが、両者ともほぼ同等のセボフルラン濃度 (BIS 0.75～1.63%, PSI 0.65～1.73%) に相当することが経験的に示されており (図10)<sup>15)</sup>、これは成人での1.0 MAC (約1.7%) にほぼ一致します。静脈麻酔についても適正範囲内の値を示すプロポフォール濃度は初期投与の基準として使われる3.0 μg/mLにほぼ一致します (図11)<sup>16)</sup>。非公開なので明言した原著文献や資料はありませんが、BISをはじめ各社のインデックス値の挙動から吸入麻酔薬

1.0 MACないしプロポフォール3.0 μg/mLが「適正」な麻酔薬濃度であるという前提に合わせて人為的に設計されたことが垣間見えるのです。

非公開の技術にそもそも特許権はありませんが、先発のBISアルゴリズムは発売から20年以上経過しているため何らかの権利があったとしても失効済みであると判断したうえで果敢に解説が試みられています。Connorは20年落ちの中古BISモニターを120ドルで購入、分解して中の電子基板からプログラム内容を読み出し<sup>17)</sup>、本家BISとほぼ同じ挙動のアルゴリズムを再構築することに成功しています<sup>18)</sup>。この解析によると、BIS値が算出される仕組みは図12のとおりです。

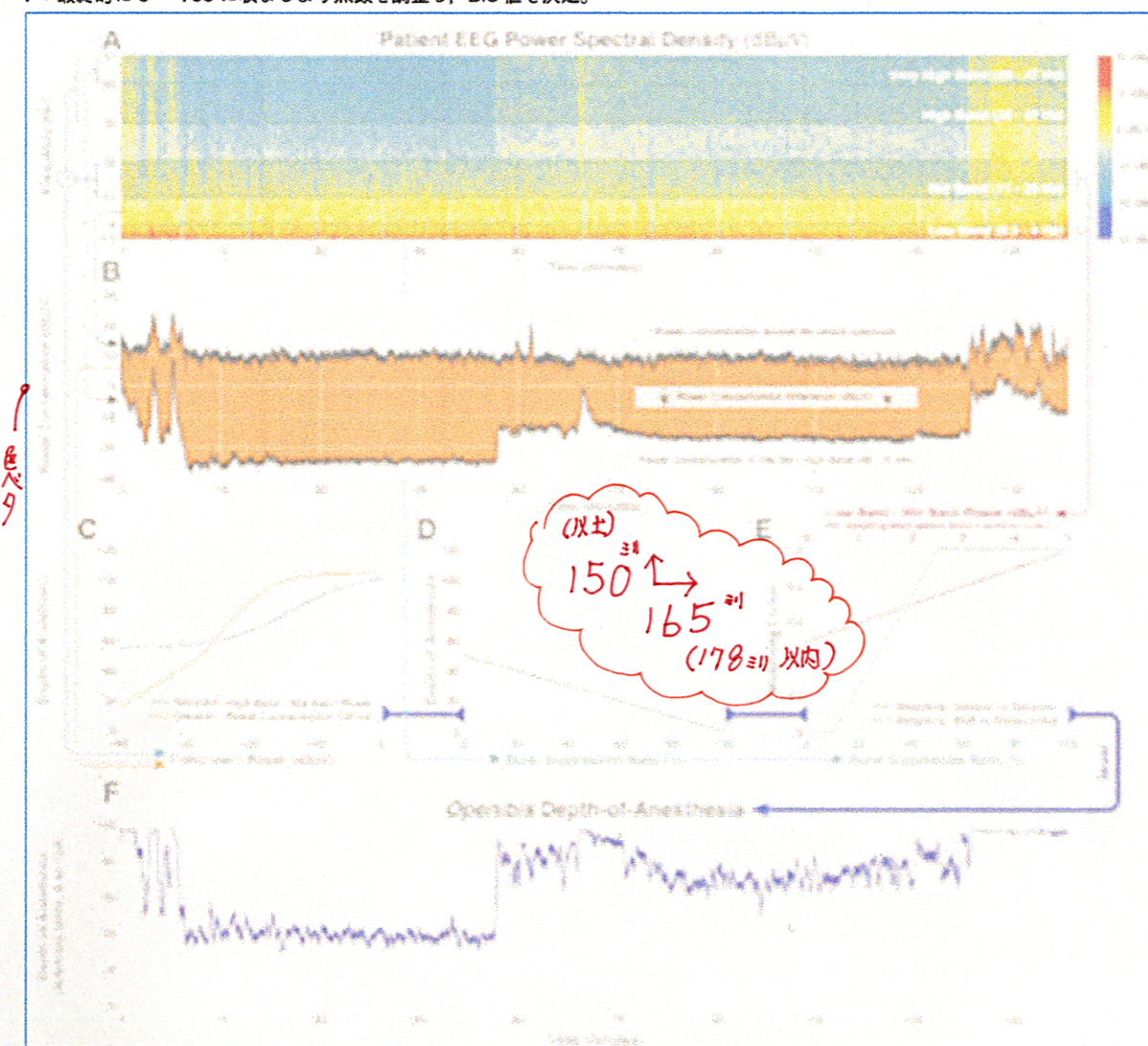
つまりBISは何か本質的な生理現象をとらえているわけではなく、高周波信号の存在 [General]、α帯の相対的強さ [Sedation]、そしてバーストサプレッションの存在 [BSR] という三つの特徴をとらえ、それぞれの加減を試行錯誤して決めた簡易的な点数であることが示唆されます。典型的な患者や状況では非常に参考になるのですが、簡易的な計算であるが故に非典型的な状況に対しては弱点を多く抱えています。

### インデックス値に踊らされるな！ 生理的、物理的、電氣的なノイズによる 偽高値や偽低値

BISモニターを装着した健康成人ボランティアの左腕に静脈ラインを確保し、右腕を駆血してから筋弛緩薬だけ投与してBIS値の変化を見たという驚きの臨床研究があります<sup>19)</sup>。マスク換気をしつつ、駆血されて筋弛緩薬が届いていない右手

色ベタ ▼図12 再構築されたBISアルゴリズム (Openbis) (文献18より)

- 5H) A: 波形を周波数領域に変換する (ブラックマン窓係数を用いた高速フーリエ変換)。  
B: [General] 指数を算出。覚醒状態では典型的に筋電図なども含む高周波成分が強くなる。これを脳波の全周波数成分と高周波成分 (40～47 Hz) のパワー差として表現。この値が最終的な BIS 値に最も強く影響する。  
C: [Sedation] 指数を算出。鎮静状態では典型的に高周波成分が减弱し、アルファ帯の成分が強くなる。高周波成分 (30～47 Hz) とアルファ帯を含む中間帯成分 (11～20 Hz) の差を、シグモイド関数で点数化する。中間帯成分が強いと素点は低くなる。[General] も同様にシグモイド関数で点数化し、高周波成分が強いほど素点は高くなる。  
D: [BSR] 指数を算出。バーストサプレッションは典型的に深い麻酔状態を示唆する。バーストサプレッションの比率を一次関数で点数化し、バーストサプレッション率が高いほど素点は低くなる。  
E: Cの [Sedation] 素点、[General] 素点を、低周波帯 (0.5～4 Hz、デルタ波) と中間帯成分 (11～20 Hz、主にアルファ波) の差で加重、これをさらに [BSR] 指数に応じて加重する。  
F: 最終的に0～100に収まるよう点数を調整し、BIS値を決定。



6L) の従命動作などで意識の有無を確認。完全に意識があるような状態でも筋弛緩薬を投与すると BIS 値は40台にまで下がることもあったそうです。覚醒状態で筋弛緩薬だけ投与された被験者に接続されたBISモニター画面の例が図13です。

画面上の脳波波形はβ波が主体で、基線が比較

的平坦であるためβ波は少ない印象を受けます。少なくともGABA<sub>A</sub>作動薬による麻酔状態とは特徴が異なる波形であるにもかかわらず、BIS値は全身麻酔状態の「適正範囲」内の数値を示しています。BISアルゴリズムは脳波から意識の有無を判定しているわけではなく、与えられた波形の特



徴を数値化しているだけです。筋弛緩薬の投与により覚醒時に通常は存在する筋電図由来の高周波成分(40~47 Hz)が減ったことに応じて点数が下がったという解釈に矛盾しません。他社のインデックス値もやはり高周波成分による加点が大きい様子で、同様の実験方法を用いて覚醒状態で筋弛緩薬を投与すると Entropy™<sup>20)</sup> や Conox®<sup>21)</sup> モニターのインデックス値も偽低値を示すことが報告されています。覚醒患者に意図的に筋弛緩薬を単独で投与する状況は通常の麻酔管理ではあり得ませんが、誤薬などで筋弛緩薬だけ残存した場合にインデックスは低値を示し続け、波形や DSA は変化していても数値だけを見ていると鎮静状態であると勘違いしてしまう可能性があることがわかります。

臨床的には筋電図を除くことによる偽低値より、筋電図ノイズの混入による偽高値に踊らされることが多いです。筋電図は 30 Hz 前後の成分を多く含み、脳波の  $\beta$  波と重なる周波数帯域に存在するため除外することが困難なノイズです。術中に筋電図ノイズが混入するということは筋弛緩が浅いことに加え、鎮痛や鎮静が浅くなって患者が反射的に顔をしかめるなど顔面の筋を収縮させている可能性をすみやかに除外しなければいけません。ただし、安静時も軽い収縮状態(筋トーン)が生理的に保たれるため、筋電図ノイズの存在は必ずしも不十分な麻酔状態の証拠であるとは限りません。

図 14 の自験例では、プロポフォールとレミフェンタニルによる全身麻酔管理中、DSA の上端 30 Hz 前後に強い信号が出現し、安定して推移していた PSI 値も突然高値を示しました。手術侵襲の変化はなく、患者のバイタルサインも安定したままで、静脈路の問題もなし。DSA で見ると背景の  $\alpha$  波・ $\delta$  波を主体とした脳波パターンに変化はなく、鎮静・鎮痛状態に大きな変化はないと考えられました。最後の筋弛緩薬投与から長時間経過していたため、筋電図ノイズによる偽高値と判断し、筋弛緩薬を追加投与してみたところ解消しました。

ノイズは筋電図など生理的なものに限られません。例えば内視鏡下副鼻腔手術のシェーバーは 1 分間に約 3000 回転、つまり 1 秒間に 50 回転するため 50 Hz やその倍数で物理的な振動ノイズを発生させます。電気メスなどのエネルギーデバイスからは電磁ノイズが発生します。例えば肝臓の

ラジオ波焼灼装置の出力は 450 kHz 前後なのでそれ自体は脳波モニターが扱う周波数帯と干渉しないはずなのですが、DSA 上に横一文字の明らかに人工的な線が現れることがあります(図 15)。これは装置が出力の微調整を 1 秒間に 30 回(つまり 30 Hz)くらい行っていることに起因すると考えられ、予想外のところからノイズが拾われることもあるのです。

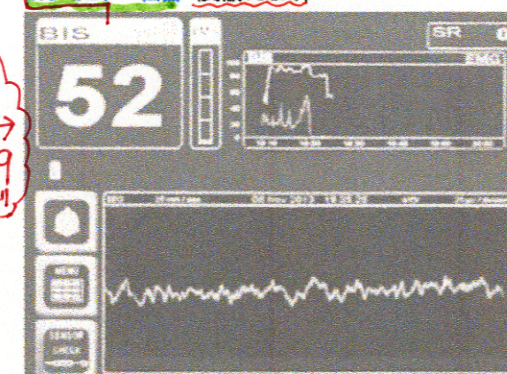
### 痛み刺激に伴う $\delta$ 波増高による偽低値

きれいに  $\alpha$  波が見えて適切と思われる麻酔深度で管理していたところ、手術侵襲の増加により今まで適切だった鎮痛が相対的に浅くなってしまった状況を想定します。痛みに伴う中脳・脳幹への刺激で大きな  $\delta$  波が出現し、 $\alpha$  波が相対的に弱くなり脱落したかのように見える現象を「アルファドロップアウト」(alpha dropout)と呼びます。 $\delta$  波優位になるので周波数成分の分布でも相対的に高周波成分の割合が減り、インデックス値も下がって鎮静が深くなったと勘違いしてしまうこともあるため、奇異性覚醒 paradoxical arousal と呼ばれ注意が必要です。鎮静薬をボラス投与しても効果部位濃度がピークに達するまで数分かかるため、鎮静状態が一瞬にして深くなることは通常ありません。脳波波形に急な変化があった場合は術野をよく観察し、何か突発的な刺激が加わっていたりしないか確認しましょう。

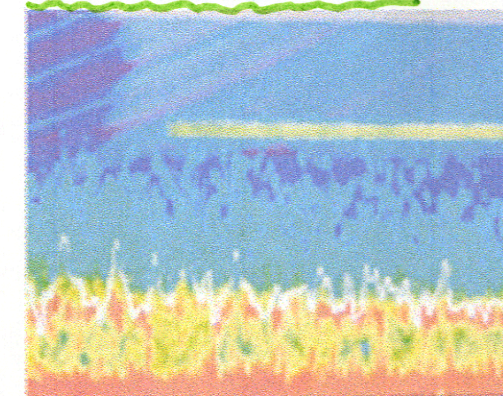
### 年齢と脳波

患者に個別最適化された麻酔管理をするには、まずは患者の年齢(脳年齢)を考えます。生後 6 か月程度までは脳がいわば未完成であるため GABAA 作動薬による典型的な全身麻酔状態のパターンを呈しません<sup>22)</sup>。新生児や乳児では脳波を麻酔管理の指標として用いることは困難かもしれません。ただし、1 歳以上になればおおむね成人と類似したパターンが現れ(図 16)<sup>22)</sup>、共通した管理方法を応用することができます。成人は加齢とともに全体的に脳波のパワーが減弱し、平均すると 65 歳を超えてくるあたりで目立った低下が見られます(図 17)<sup>23)</sup>。脳年齢には個人差があり、脳波が若い高齢者もいれば、若年者でも既往や合併症(化学療法後、敗血症など)によってまるで高齢者のような脳波になる場合もあります。

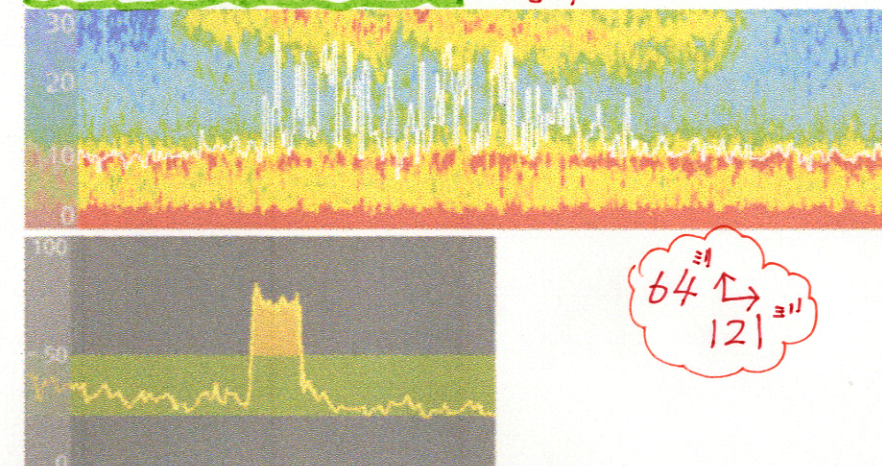
▼図 13 覚醒下で筋弛緩薬を投与された被験者の BIS モニター画面(文献 19 より)



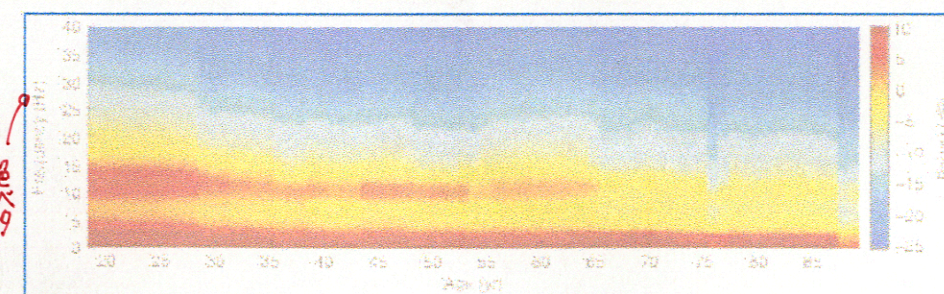
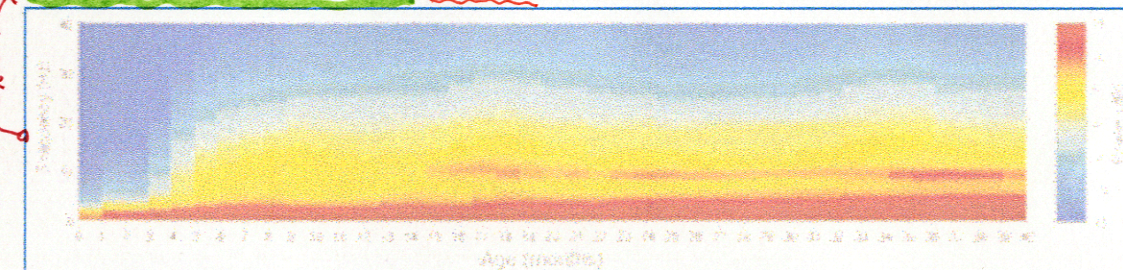
▼図 15 ラジオ波焼灼装置による電磁ノイズ



▼図 14 筋電図ノイズによるインデックス偽高値



▼図 16 年齢による脳波の変化(0~3歳)(文献 22 より)



▼図 17 年齢による脳波の変化(20~90代)(文献 23 より)



既に減弱している脳の活動を抑制するために必要な麻酔薬の量も少なくなるため、鎮静薬の導入や維持量を調節します。

### 体温や代謝と脳波

体温（脳の温度）が下がると脳神経細胞の代謝が抑制され、活動も緩徐になります。30℃前後でバーストサプレッションが出現し、20℃台にまで下がれば麻酔薬による抑制がなくてもほぼ平坦脳波となり、酸素消費量も減って血流を遮断した循環停止にも耐えられる程度になります（図18）<sup>6)</sup>。麻酔管理上は体温が下がるにつれて麻酔薬の必要量は減少し、復温に合わせて段階的に増量していく必要があります。

### 術中覚醒の脳波

患者が手術中の記憶があったことを申告した場合、記憶の内容や患者の受け止め方によっては心的外傷後ストレス障害（PTSD）として長期にわたる後遺症を残してしまうこともあるため術中覚醒は重大な合併症として認識されています。脳波モニターは術中覚醒の予防や除外を期待して装着されている場合も多いように感じますが、予防効果に関するエビデンスは限定的です。それでも使う意味はあるのでしょうか？

麻酔中の血圧を適正な範囲で管理するために血圧測定が行われ、場合によって動脈ラインを挿入して観血的動脈圧モニタリングが行われます。動脈ラインが入っていても低血圧は起こるため、動脈ライン自体に低血圧を予防する効果はありません<sup>24)</sup>。しかし、リアルタイムで血圧の変化を観測すればすみやかに介入し対処することで予防的な管理が可能になり、場合によっては血圧低下の予兆をとらえて未然に対策することも可能かもしれません。低血圧を予防できないことを理由に動脈ラインを入れる意味がないと主張する麻酔科医は少ないでしょう。脳波モニターも同様で、額にセンサーを貼るだけで術中覚醒が予防され、適切な麻酔深度が維持されるわけではありません。ただしリアルタイムで脳の活動状態を観測すれば状態の変化に対しすみやかに介入し対処することで予防的な管理が可能になり、場合によっては術中覚醒の予兆をとらえて対策することも可能かもしれません。

術中覚醒が予防可能であるかは別として、脳波モニターは確実に術中覚醒の徴候をとらえます。自施設で経験した症例ですが、レミフェンタニルや神経ブロック併用でプロポフォール TCI 2.5～3.0 μg/mL と一般的に十分と考えられる濃度設定で管理していたにもかかわらず、患者は術中の記憶があったことを訴えました。脳波モニターの記録（図19）<sup>25)</sup>を確認すると、麻酔状態に典型的なα波・δ波のパターンが途切れ、β波やγ波などの高周波成分を含む覚醒を示唆するような波形へ変化している箇所を複数認め、患者の訴えに矛盾しないと考えられました。該当箇所ではインデックス値も上昇しています。背景として術中覚醒の高リスク群とされる患者の特徴（低体重の若い女性）や病態（全身性の炎症）が影響していたと考察されます<sup>25)</sup>。

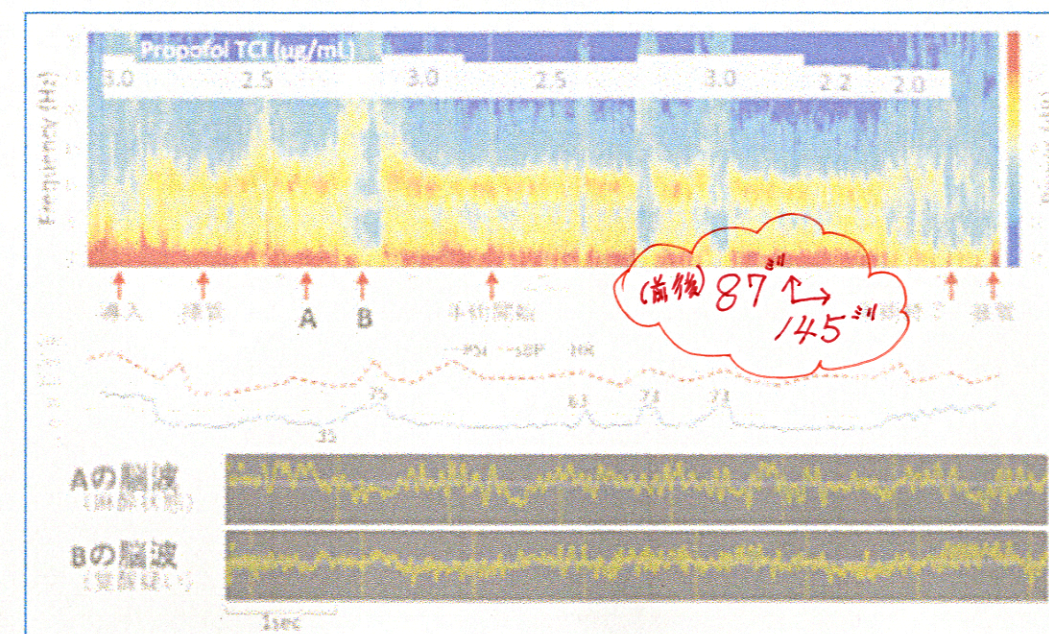
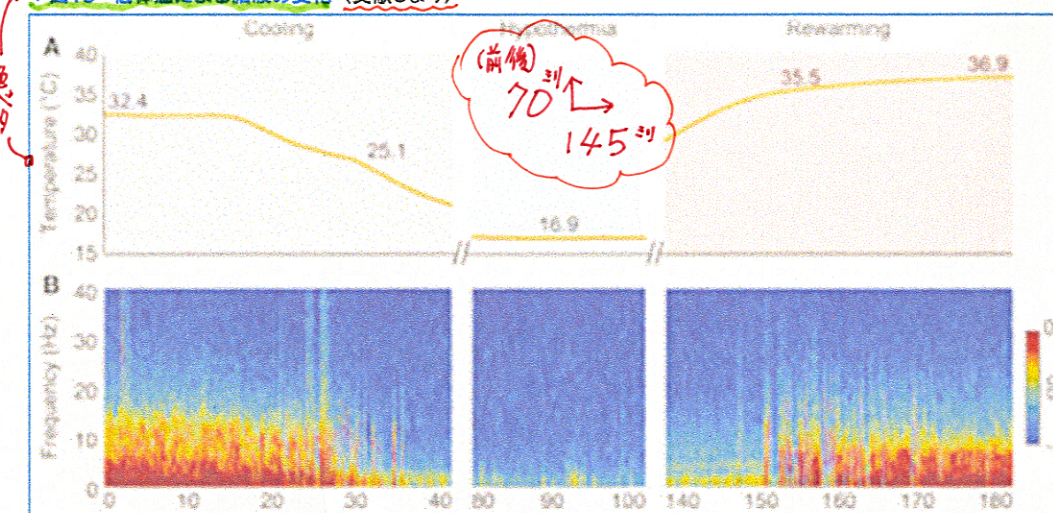
### 誰もいない森で木が倒れたら、音はするのか？

成人の抜管に際して患者は開眼しており、深呼吸や開口・離握手など従命可能な意識レベルまで回復していることを確認することが一般的ですが、翌日の術後回診時に抜管の瞬間を記憶していた人は3%程度しかいなかったという報告もあります<sup>26)</sup>。一般的に麻酔薬の健忘作用は鎮静作用を上回るため、記憶より先に意識が回復するのかもしれませんが、抜管時の患者は適切な自発呼吸があり、呼びかけや接触刺激に対して合目的に反応するような鎮静レベル、つまり中等度鎮静に相当する状態にあるとも解釈できます。

手術や処置中に意識があっても、記憶として残らなければ術中覚醒ではないのでしょうか？ 侵襲を加えても、意識がなければ痛くないのでしょうか？ そもそも痛みや意識とは何でしょうか？ もはや麻酔ではなく哲学の話になってきますが、現象として何かが起きたとしても、それが観測されず形跡が残っていないければ事実として証明することは困難です。全身麻酔や鎮静下であっても身体は手術侵襲を感じるため、交感神経興奮によって血圧や心拍数などに多少の変動が生じます。意識はなく、記憶も残らないため患者自身の痛みや苦しみを伴う経験として認識されず、術中の血圧変動などは一般的には問題視されず許容されています。

脳が未熟な新生児や乳児は痛みを感じたり、痛みを伴う経験を記憶して PTSD になったりする

▼図18 低体温による脳波の変化（文献6より）



◀図19 脳波モニタリング下に発生した術中覚醒の記録（文献25より）

12 e) ようなこともなく、麻酔は必要ないと考えられていた時代もあったようです。しかし、新生児や胎児も生理学的に痛みを感じることができ、科学的に証明され、たとえ記憶が残らないとしても倫理的に鎮静や鎮痛は必要というのが現代的な見解です<sup>27)</sup>。

● ● ● E50% 脳波の判読は麻酔科医にとって欠かせないスキルとなりつつあります。単一の数値指標（インデックス値）に依存するのではなく、波形やDSAのパターンに着目することで麻酔薬や手術侵襲に応じてリアルタイムに変化する脳の機能的状態を麻

酔科学の理解にもとづき評価しながら鎮静・鎮痛など要素別に麻酔深度を調整していくことが可能になります。日々の麻酔管理に応用することで過剰に深い麻酔による不都合を防ぐだけでなく、より個別化された質の高い麻酔管理を提供できることが期待できます。日本では世界的にみても多くの脳波モニターが広く普及しており、容易に使用経験を得られる環境が整っています。この分野において豊富な臨床経験を有する日本の麻酔科医が、新たな研究領域として世界に発信していくべきではないでしょうか。



12.5a 見出し MB 31

文献 → 西バタ

1. Berger-Estilita J, Baron Shahaf D, Barreto Chang OL, et al. Consensus document on electroencephalography education in anaesthesiology : defining learning outcomes: a modified four-round Delphi study. *Eur J Anaesthesiol* 2026 ; doi : 10.1097/EJA.0000000000002346. Online ahead of print.
2. Berger H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten* 1929 ; 87 : 527-70.
3. Purdon PL, Sampson A, Pavone KJ, et al. Clinical electroencephalography for anesthesiologists : Part I : Background and basic signatures. *Anesthesiology* 2015 ; 123 : 937-60.
4. Sun Y, Wei C, Cui V, et al. Electroencephalography : clinical applications during the perioperative period. *Front Med (Lausanne)* 2020 ; 7 : 251.
5. Newson JJ, Thiagarajan TC. EEG frequency bands in psychiatric disorders : a review of resting state studies. *Front Hum Neurosci* 2019 ; 12 : 521.
6. Guay CS, Agrawal U, Tseng B, et al. Clinical electroencephalography for anesthesiologists and intensivists : Part 2-Physiologic signatures and active management. *Anesthesiology* 2025 ; 143 : 1595-618.
7. Park SK, Han DW, Chang CH, et al. Association between intraoperative electroencephalogram burst suppression and postoperative delirium : a systematic review and meta-analysis. *Anesthesiology* 2025 ; 142 : 107-20.
8. Prerau MJ, Brown RE, Bianchi MT, et al. Sleep neurophysiological dynamics through the lens of multitaper spectral analysis. *Physiology (Bethesda)* 2017 ; 32 : 60-92.
9. Akeju O, Brown EN. Neural oscillations demonstrate that general anesthesia and sedative states are neurophysiologically distinct from sleep. *Curr Opin Neurobiol* 2017 ; 44 : 178-85.
10. Gaskell AL, Hight DF, Winders J, et al. Frontal alpha-delta EEG does not preclude volitional response during anaesthesia : prospective cohort study of the isolated forearm technique. *Br J Anaesth* 2017 ; 119 : 664-73.
11. Purdon PL, Pierce ET, Mukamel EA, et al. Electroencephalogram signatures of loss and recovery of consciousness from propofol. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2013 ; 110 : E1142-51.
12. Adam E, Kwon O, Montejo KA, et al. Modulatory dynamics mark the transition between anesthetic states of unconsciousness. *Proc Natl Acad Sci USA* 2023 ; 120 : e2300058120.
13. van den Berg JP, Absalom AR, Venema AM, et al. Comparison of haemodynamic- and electroencephalographic-monitored effects evoked by four combinations of effect-site concentrations of propofol and remifentanyl, yielding a predicted tolerance to laryngoscopy of 90. *J Clin Monit Comput* 2021 ; 35 : 815-25.

14. García PS, Kreuzer M, Hight D, et al. Effects of noxious stimulation on the electroencephalogram during general anaesthesia : a narrative review and approach to analgesic titration. *Br J Anaesth* 2021 ; 126 : 445-57.
15. Soehle M, Ellerkmann RK, Grube M, et al. Comparison between bispectral index and patient state index as measures of the electroencephalographic effects of sevoflurane. *Anesthesiology* 2008 ; 109 : 799-805.
16. Mourisse J, Lerou J, Struys M, et al. Multi-level approach to anaesthetic effects produced by sevoflurane or propofol in humans : 1. BIS and blink reflex. *Br J Anaesth* 2007 ; 98 : 737-45.
17. Connor CW. A forensic disassembly of the BIS monitor. *Anesth Analg* 2020 ; 131 : 1923-33.
18. Connor CW. Open reimplementations of the BIS algorithms for depth of anesthesia. *Anesth Analg* 2022 ; 135 : 855-64.
19. Schuller PJ, Newell S, Strickland PA, et al. Response of bispectral index to neuromuscular block in awake volunteers. *Br J Anaesth* 2015 ; 115 (Suppl 1) : i95-103.
20. Schuller PJ, Pretorius JPG, Newbery KB. Response of the GE Entropy™ monitor to neuromuscular block in awake volunteers. *Br J Anaesth* 2023 ; 131 : 882-92.
21. Schuller PJ, Pretorius JPG, Newbery KB. Response of the Concox quantitative electroencephalographic monitor to neuromuscular block in awake volunteers. *Br J Anaesth* 2025 ; 135 : 660-7.
22. Cornelissen L, Kim SE, Lee JM, et al. Electroencephalographic markers of brain development during sevoflurane anaesthesia in children up to 3 years old. *Br J Anaesth* 2018 ; 120 : 1274-86.
23. Purdon PL, Pavone KJ, Akeju O, et al. The ageing brain : age-dependent changes in the electroencephalogram during propofol and sevoflurane general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2015 ; 115 (Suppl 1) : i46-57.
24. Kouz K, Wegge M, Flick M, et al. Continuous intra-arterial versus intermittent oscillometric arterial pressure monitoring and hypotension during induction of anaesthesia : the AWAKE randomised trial. *Br J Anaesth* 2022 ; 129 : 478-86.
25. Takahashi T, Miyasaka K, Fujita N, et al. A case of accidental awareness under general anesthesia with neuromonitoring. Poster presented at : Korean Anesthesia 2023 ; November 9-11, 2023 ; Seoul, Korea.
26. Shinoura H, Ooshima Y, Sato H. A prospective observational study of recall of discomfort on tracheal extubation after general anaesthesia. *BJA Open* 2023 ; 7 : 100147.
27. American College of Pediatricians. Fetal pain : What is the scientific evidence? *Issues Law Med* 2021 ; 36 : 113-22.