

# 麻酔・集中治療と テクノロジー

## 2021

### ●編集

---

国立病院機構 呉医療センター・  
中国がんセンター  
中央手術部長  
讃岐美智義

京都府立医科大学附属病院  
集中治療部 部長  
橋本 悟

京都府立医科大学大学院 名誉教授  
田中 義文

simulation  
intranet  
software  
database  
network

# 麻酔・集中治療と テクノロジー 2021

## ●編集

---

国立病院機構 呉医療センター・  
中国がんセンター  
中央手術部長  
讃岐美智義

京都府立医科大学附属病院  
集中治療部 部長  
橋本 悟

京都府立医科大学大学院 名誉教授  
田中 義文





## ご挨拶

2021年2月吉日

このたび、第38回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を沖縄県名護市で開催させていただくこととなり、大変光栄に存じます。

コロナ禍のなか、当初予定した2020年6月の日程から2021年2月25日・26日へと変更し、さらに開催方式を、現地開催+WEB開催と変更させていただきました。関係各所の皆様方には、ご迷惑とご心配をおかけしましたことを謹んでお詫び申し上げます。10都道府県に緊急事態宣言が継続している中、沖縄県名護市での開催は、COVID-19の感染防御に十分な注意が必要です。現地開催に加えて、新たに遠隔会議システムZOOMも活用するスタイルとしました。全演題を会場である万国津梁館とWEB発表者および閲覧者のみなさまにリアルタイムに共有できるようにいたします。また、演者、共催企業から承諾が得られた演題のみ翌日の土日に1回限りの再放送を行います。懇親会については、会場での懇親会ではなく、ZOOM懇親会とし、現地参加以外の方にもご参加いただけます。また、現地で参加のみなさまも、会場ではなくZOOM空間での参加をお願いします。お弁当をお持ち帰りいただき、ホテルのお部屋などからスマホなどでお楽しみいただきます。

麻酔科の医療のみにかかわらず、現代の臨床医学はテクノロジーに支えられて発展して来ました。特に、周術期医療はテクノロジーの進歩なしにはその発展はありません。そこで、今回の大会テーマを「麻酔科医療を生かすテクノロジー」として、プログラムを企画してきました。

特別講演では、神戸大学大学院工学研究科の塚本昌彦教授に「ウェアラブルデバイスの現場活用・生活利用の現状とこれから」というタイトルで、ご講演を賜ります。コロナ禍の変化がウェアラブルデバイス活用にどのような変化をもたらしたのかが興味深いところです。塚本教授は、2003年の大阪府で開催された第21回学術集會に引き続き2度目のご登壇です。ウェアラブルの伝道師、塚本教授のウェアラブルに注目です。

シンポジウムとしましては、自動運転のブームの影響を受け、麻酔科の世界でも麻酔薬の自動投与への転換点を迎えています。そこで、福井大学と日本光電工業によるDogenシステムの開発、臨床応用、さらには保険適応への道を探るためのアイデアなどを整理し、シンポジストの方々自動麻酔の現状と未来にかかわる情報を共有したいと考えます。

毎年、恒例となった田中義文先生の心電図講義シリーズは、楽しみにされている会員も多く、今年も独立したセッションとしてご講演をお願いしました。

企業共催のイブニングセミナーでは、麻酔効果のモニタリングについて、特に脳波や筋弛緩のテクノロジーと臨床応用についての話題をそれぞれのエキスパートからお話を伺います。複数の企業が一堂に会して関連するテーマの講演提供いただく呉越同舟企画は、共同開催する予定であった麻酔科学サマーセミナーからヒントをいただきました。

翌日のランチョンセミナーでは、これまでの生体情報モニターには搭載されていない技術、全身麻酔中の侵害受容モニターについて、廣瀬宗孝先生にご講演いただきます。麻酔科医必見のセミナーです。

公募テーマを、麻酔科医療をいかすガジェット、アプリ開発ということで麻酔科医が使いたいハードウェア、ソフトウェア開発に焦点をあてました。最近、なんでもそろっており、医師が自らモノを作り出すことが希有な時代です。テクノロジー学会の神髄は、「ないなら作ってしまえ」という精神です。

ほしいものの開発は、今後もテクノロジー学会の礎とすべきだと思います。

みなさまから一般演題・公募演題をあわせて18題のご応募をいただきました。本学術集会が皆様の日頃の成果を存分に発表できる場となりましたら、幸いです。

私をはじめ本学会に参加したのは、1990年の第9回大会(大津市)でした。そこで、諏訪邦夫先生、田中義文先生が一般演題で激論を戦わせているのを目の当たりにして、本学会の面白さと楽しさに気づきました。医師になって4年目のことでした。若い先生方にも、その思いを伝えたくて、学会参加の研修医優待価格を設定させていただきました。また、そのような思い入れのある本学会を担当させていただくことは、私にとって望外の喜びです。

一人でも多くみなさまに、現地あるいはWEBへのご参加をお願い申し上げます次第です。

第38回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会  
会長 讃岐 美智義 (国立病院機構 呉医療センター・  
中国がんセンター 中央手術部長)

第38回

# 日本麻酔・集中治療 テクノロジー学会

The 38th Annual Meeting of Japan Society of Technology in Anesthesia

プログラム・抄録集

会期 2021年2月25日(木)・26日(金)

会場 万国津梁館 / WEB会場

会長 讃岐 美智義  
国立病院機構 呉医療センター・中国がんセンター  
中央手術部長

## 麻酔科医療をいかにテクノロジー

memo:

# 目 次

## 第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

### 特別講演：

ウェアラブルデバイスの現場活用・生活利用の現状とこれから .....	1
塚本 昌彦 (神戸大学大学院 工学研究科 電気電子工学専攻)	

### シンポジウム：自動記録 (AIMS) から自動麻酔へ

麻酔科医の野望「全身麻酔の自動制御を実用的な形で実現する」 .....	6
長田 理 (国立国際医療研究センター病院 麻酔科)	

現場医師の立場から：不得意なことや問題点の洗い出し .....	10
松木 悠佳 (福井大学器官制御医学講座 麻酔・蘇生学分野)	

自動麻酔：保険収載および保険診療の観点から .....	12
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院麻酔科)	

### 特別講義：

心電図学教室：心電図は心臓の細胞外電位測定である .....	18
田中 義文 (京都府立医科大学 名誉教授)	

### ランチョンセミナー：

Nociceptive Response (NR) の問題点と対策 .....	26
廣瀬 宗孝 (兵庫医科大学麻酔科学・疼痛制御科学講座)	

### 麻酔科医療をいかすガジェット・アプリ開発：

ロボットを利用した術前外来支援システムの開発 .....	30
今井 桃花 (東京労災病院麻酔科) 他	

汎用 Macintosh 喉頭鏡ブレードに 3.9mm 細径カメラを装着した ビデオ喉頭鏡・録画システムの試作 .....	33
中尾 正和 (広島総合病院麻酔科) 他	

麻酔の現場で使える薬剤情報検索アプリの開発 .....	37
鈴木 聡 (パース・ビュー株式会社) 他	

AYA-P と Android 端末を応用した麻酔管理支援ガジェットケース .....	41
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科) 他	

ACh 受容体数をパラメータとして人工指を駆動する筋弛緩作用エミュレータの開発 .....	44
石黒 隆 (株式会社 コスミックエムイー) 他	

PK/PD を活用するためのシリンジポンプ制御ソフトウェアの開発 .....	46
萩平 哲 (関西医科大学 麻酔科学講座)	
イブニングセミナー :	
Exploring the Deep Sea of Anesthesia with Electroencephalogram .....	50
脳波で探索する麻酔の深海	
森脇 翔太 (東京女子医科大学 麻酔科学教室) 他	
麻酔効果のモニタリング (脳波と筋弛緩の臨床とテクノロジー)	
麻酔科におけるテクノロジーの活用: 周術期の脳波モニタリング .....	59
秋吉 浩三郎 (福岡大学 医学部 麻酔科学)	
筋電図方式筋弛緩モニターの利用 ~ 適正な筋弛緩管理に向けて ~ .....	60
中塚 秀輝 (川崎医科大学 麻酔・集中治療医学 1)	
TOF-cuff 世界で唯一の圧感知型筋弛緩モニタ .....	65
北島 治 (日本大学医学部麻酔科学系麻酔科学分野)	
一般演題 1 :	
AI (CNN) に麻酔中のバイタルサインチャートを読ませてみた .....	69
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院麻酔科)	
英文作成における Grammarly と Trinka の比較検討 .....	72
森本 康裕 (宇部興産中央病院麻酔科) 他	
レミゾラムの予測血中濃度シミュレーション .....	74
合田 廷大 (昭和大学病院麻酔科学講座) 他	
セボフルランによる神経筋遮断作用の遷延を認めた重症筋無力症の一例 .....	77
木内 直人 (日本大学医学部 麻酔科学系麻酔科学分野) 他	
侵害刺激と血管: 血管弾性研究で分かったこと .....	79
佐伯 昇 (広島大学大学院医系科学研究科 麻酔蘇生学) 他	
一般演題 2 :	
LINE グループ機能による麻酔科連絡網で夜間・休日の緊急症例を相談する功罪 .....	85
松本 渉 (呉医療センター・中国がんセンター 麻酔科) 他	
オンライン会議システム Zoom を併用したハイブリッドセミナーの これまでの取り組みと今後の展望 .....	89
中西 理 (中津市立中津市民病院 麻酔科)	
第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 Web 配信運営記録 .....	92
中西 理 (中津市立中津市民病院 麻酔科)	

ZOOM を用いた WEB セミナーにおけるハードウェアの役割 ～ソフトウェアより安心ハードウェア～ .....	97
山田 知嗣 (鹿児島大学 麻酔科)	
Zoom を用いた WEB セミナーのホストの役割とは .....	100
淵辺 誠 (沖縄赤十字病院 麻酔科)	
JSTA38 初めてのハイブリッド学会の Web 配信に携わって .....	105
淵辺 誠 (沖縄赤十字病院 麻酔科)	
寄稿：電磁力学入門 (2) .....	108
田中 義文 (京都府立医科大学 名誉教授)	
第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会抄録抜粋 .....	118
編集後記 .....	123



## 特別講演：

# ウェアラブルデバイスの現場活用・生活利用の現状とこれから

塚本 昌彦

## はじめに

ウェアラブルデバイスは、何十年も前からあるもののなかなか浸透してこなかったのだが、ここ5年ぐらいの間に急激に立ち上がってきた。市場の中心はスマートウォッチであるが、ここ数年はイヤホンが進化した「ヒアラブル」も好調である。そして、今スマートグラスが急激に立ち上がるようとしている。それ以外にも体のさまざまな場所に装着するデバイスが出てきており、クラウドファンディングなどに頻繁に現れている。これらは、実世界の中での人々の活動をサポートする新しいコンピューティングスタイルを提供するものである。結果として、人々の現場業務や日常生活を根底から変革するポテンシャルを持つ。本稿ではそのようなウェアラブルデバイスの現状とこれらについて、医療分野と絡めながら概要を述べる。

## ウェアラブルデバイスとは

ウェアラブルデバイスとは身体に装着して利用する電子機器のことを言う<sup>1)</sup>。さらに、ウェアラブルコンピューティングとはウェアラブルデバイスを使うことを言う。電子機器ではない普通の服はウェアラブルではないし、ウォッチや音楽プレーヤー、普通のイヤホンなどコンピューティングの要素が弱いものは(あまり)「ウェアラブル」とは言わない。

ここで単にウェアラブルという場合、身体に装着するというだけでなく、装着した状態で実世界活動ができることが必要である。実世界での仕事や日常の暮らしのなかでデバイスを利用できないはずなのではないかという意味である。そのため、実世界での活動を離れて架空の空間での活動を行う

VRゴーグル・グローブなどは、いくら身体に装着するからとはいえ、一般に「ウェアラブル」とは言わない。

ウェアラブルデバイスは実世界での活動を行いながら機器を利用できる点が最も重要な点であり、人々の日常の仕事や暮らしを根本から変える可能性がある。筆者はこのことを20年以上前から指摘してきた<sup>2)</sup>ものの、何年もの間そのような世界はやってこなかった。ようやくここ数年になって大きな立ち上がりの兆しが見られてきたということである。

## 最近の動向

ウェアラブルデバイス産業の最近の動向について、4つのカテゴリーに分けて概説していく。  
グラス型

2020年からのコロナ禍によって、現在、業務用スマートグラスが絶好調という。主な利用方法は遠隔作業支援である。人が移動できないので代替の人が現場作業を行う必要がある。その際スマートグラスを装着して、現場の様子をカメラ越しに見ながら遠隔から作業指示を行う。工場や保守点検、医療などの分野で盛んに使われるようになっていく。遠隔会議ツールのZOOMやTEAMSが使えるので導入も容易であることが急激な利用拡大につながっている。商品としては単眼非シースルー型のRealWear HMT-1とVuzix m-400がよく使われている。外界視野が確保されると同時に画面が見やすく、システムの性能と安定性が高いなどの理由でこれらがよく選ばれている。

一方で将来の本命と言われているのはARグラスである。ARグラスは通常は両眼シースルーで、実世界をセンシングするSLAM (Simultaneous

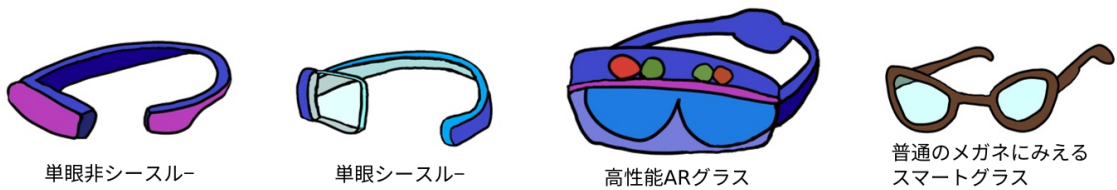


図 1．最近主流となっている 4 種類のスマートグラスの典型的デザイン．

単眼非シースルーは RealWear HMT-1, Vuzix m-400 など, 単眼シースルーは Google Glass, 山本光学 Versatile など, 高性能 AR グラスは Microsoft HoloLens 2, MagicLeap 1, Nreal Light など, 普通のメガネに見えるグラスは Vuzix Blade, North Focals などがある．

Localization and Mapping) センサやカメラを有する．現時点では軍用・防衛用と業務用によく使われている．実空間と重ねて情報や物体が見える AR は, 軍用・防衛用としては教育用や現場活動用に, 業務用としては医療や建築などの分野でよく用いられている．商品としては Microsoft HoloLens が圧倒的に強く, 高価格ではあるものの高性能であり, 現場で使いやすい点が評価されている．

ここでコロナ禍により, 民生用としてビデオ視聴用という古くて新しい流れが起きている点に注目したい．ビデオ視聴用のグラスは 1990 年代からいくつかの商品 (ソニー Glasstron, オリンパス Eyetrek など) が出ており, 古くからあるグラス利用形態であるが, これまで市場は形成されてこなかった．しかし, 長引く巣ごもり生活の中で, スマホやパソコンをソファにゆっくり座って利用したいというニーズが高まり, 動画や SNS を見るのにスマートグラスを購入するというケースが急激に増えている．複数のアプリを同時に立ち上げて, 空中に複数のスクリーンを AR 表示することができる AR グラスもこのような用途に使われている．SF 映画などでよく見かける空中マルチスクリーンのシーンが現実になっている．

図 1 に最近主流となっているスマートグラスの 4 つの典型的デザインを示す．デザインによって用途が異なる．単眼のものは主として現場業務用で, AR グラスは軍用や業務用で, 普通のメガネに見えるものは民生用で用いられる．

#### ウォッチ型

スマートウォッチはここ 5 年ほどの間で急激に市場が立ち上がった．現時点では Apple Watch が独り勝ち状態で, 金額ベースで圧倒的シェアを持つ．2015 年の発売以降, 高機能, 高性能を「売り」として, 毎年新しい機能を持つ新バージョンを出しており, 当初からのスマホ連携機能に加え, 最近では生体センサを用いた健康管理, 睡眠管理などの機能の充実が顕著である．

これに迫るのが Huawei や Xiaomi などの中国勢で, 低価格で高機能な商品を次々と展開している．Apple Watch に遜色ない機能のウォッチを半額以下の価格で展開する．1,000 円, 2,000 円の商品もあり, スマホ連携や脈拍測定などの主要機能がそろっている．

Fitbit や Garmin などの欧米企業も健康管理やスポーツなどの特定分野をターゲットとして商品展開をしている．古くからリストバンド型活動量計でトップシェアを持っていた Fitbit は Google に買収されることが決まった後, 独占禁止法・反トラスト法の関係で関連機関の審査が長引き, 実際の買収は大きく遅れることになった．Google が主導している WearOS 勢は, TAG Heuer や Fossil などの老舗高級時計ブランドを引き連れながらもさまざまな要因で苦戦している．Fitbit の買収により, 今後巻き返していくことが期待されている<sup>1</sup>．

スマートウォッチ分野で現在ホットな話題となっているものの一つが血糖値測定である．長年非侵襲での測定は困難とされてきたが, 近年さま

<sup>1</sup>その後 2021 年 5 月に, WearOS と Samsung の tizen OS との統合が発表されており, 本格的な巻き返しへの動きが進んでいくものと考えられる．

ざまな手法での測定が可能になってきている。医療レベルに達するのはまだまだ先とされているが、カテゴリーを増やすなど何らかの方法で各社から今にも商品が投入されるという噂が飛び交っている。血糖値のほかにも、血圧やアルコール濃度、体温など、さまざまな生体センシングが注目されている。特にコロナ禍で、人々は移動制限されたり、巣ごもり生活を強いられたりするなど、活動量が減っているという現状があり、運動不足で健康を害している人が増えているため、日常の健康管理のために「家にいてもウォッチを付ける」という新しい習慣が発生している。

### ヒアラブル

イヤホンやヘッドホンがセンサやタッチ入力機能を備え、また DSP のチップを搭載するなどして高度な処理機能を持つようになってきている。コンピューティング機能を強化したイヤホン、ヘッドホンは「ヒアラブル」とも呼ばれ、「聴く」ということを主体とするウェアラブルデバイスの一ジャンルとして注目されている。

ヒアラブルデバイスの中でも 2020 年 12 月に発売された Apple AirPods Max は、非常に高機能なデバイスであると同時に、他の同ジャンルの商品と比べて圧倒的に高価格だった。ノイズキャンセリングと外音取り込みが行えるが、いずれも DSP を用いてリアルタイムの音声処理を行うものである。これは音の AR などさらに高度な音声コンピューティングの可能性を予見させるものであり、今後のヒアラブルデバイスの方向性を示している。

一方で、TWS (True Wireless Stereo) と呼ばれる左右が完全に独立したイヤホン分野が急成長している。この領域においても Apple がリードしているが、多数の企業が参入している状況である。センサで機器の着脱を検出するものや、深部体温を計測するもの、活動量を計測するものなど、さまざまな機能を持つ。スマホと連携して音声翻訳をしたり、スケジュールや近辺情報の読み上げ、

周辺機器の制御を行ったりするものもある。

骨伝導イヤホンも進化している。外音と同時にスマホやパソコンの発する音を聞くのに向いているが、以前は音質が悪かった。装着位置や振動デバイスの進歩により音質は劇的に向上しており、より広く使われている。

2020 年には Clubhouse という音声 SNS が流行した。音声のみ、リアルタイムのみという使用方法の限定により、音声ならではのコミュニケーションの場が作られ、一世を風靡した。ヒアラブルデバイスを活用する方法の一つとして有効であるし、寝ていても風呂に入っている仕事でもトレーニング中でも参加できるという意味で親和性は高い。遠隔会議システムとの併用など、業務用としての利用にも価値がある。ヒアラブルデバイスの活用手段の一つとして注目したい。

### その他

指輪型デバイスは古くからあるが、小さく軽くなければならないという制約のために、限定した機能のものしか作ることができなかった。そのようななかで、フィンランド企業の Oura Health社は、小型の指輪内に複数のセンサを備えた Oura Ring というデバイスを販売していた。この Oura Ring が、新型コロナの早期検出でいち早く成果を上げ注目されている。腕時計型よりも血流のセンシング精度がよかったためであろう。

貼り付け型のものも増えてきている。体温を測るものや心拍を測るものなどがある。

靴型のもは昔からあるが、最近ではアシックスなどによるセンサ靴が目立っている。靴はある程度の重量が許容されるという意味でウェアラブルデバイスを仕込むのには向いている。これまでも電飾靴や自動調整靴など、さまざまな靴が商品として売られている。今後は衛生靴、冷暖靴が出てくるのではないかと。

直接ウェアラブルデバイスではないが、忘れ物防止タグへの注目が高まっている。Apple が AirTag (噂)<sup>2</sup> と呼ばれる UWB 通信を用いたタグを発売

<sup>2</sup>AirTag は 2021 年 4 月に発売されたがストーカー防止などのプライバシー保護の観点から「人につけるものではない」ともとされている。



図 2．内視鏡手術でのウェアラブルデバイスの使用例．

執刀医がスマートグラスを装着し、足元映像と生体センサ情報をグラス内で見ている．麻酔科医からは患者の表情を映すカメラ映像をスマートグラスで見たいという要望があった．

(協力：神戸大学医学部消化器内科)



図 3．歯科医療での使用例．

左：患者がコンピュータを操作して音声をコンピュータから出力して医師と会話する．

右：医師と患者が口腔内カメラ映像をリアルタイムに共有する．

(協力：しみず歯科医院)

するという噂が出ているためである．デバイスの正確な位置が分かれば、人が装着して迷子や徘徊の防止に使ったり、従業員の位置管理に使うことができ、有用なはずである．

### 医療分野での応用

ウェアラブルデバイスは医療分野でも広く使わ

れるようになってきている．前述のデバイスの種類に分けて使い方を述べていく．

#### グラス型

スマートグラスはすでにさまざまな医療分野での活用がなされている．一つは手術支援である．臓器や操作の AR 図示，計器情報や術者の手元，患者の様子，足元や周辺状況の可視化，拡大表示

などに使われる。図 2 は 2008 年ごろに、筆者のグループが神戸大医学部と共同で行った手術支援プロジェクトの様子を示している。

遠隔作業支援、緊急医療等でのスマートグラス利用も行われているが、本格的な導入には法整備が必要とされる。特にコロナ禍のため、遠隔診療でのスマートグラス導入のニーズが高まっており、海外では実験や導入が増えている。

医師の診察時の情報参照や医師と患者のコミュニケーションにスマートグラスが使われるケースもある。実際筆者はかつて歯科医療においてスマートグラスを使用する実験を行ったことがある(図 3)。

#### ウォッチ型

患者の生体情報の常時センシングデータは、日常生活全般に関わる診察に有効である。そのためにはデバイスは医療機器認可を取得する必要がある。日常生活・医療業務の中では、危険の検知、熱中症の事前察知などに有効である。手術時、入院時の患者の見守りのために患者にバンド型デバイスを装着する事例もある。

#### ヒアラブル

必要な音だけ聞こえ、不必要なノイズをキャンセリングするようなヒアラブルデバイスは、手術のようなクリティカルな現場では有用である。人の声が聞き取りやすくなるようなデバイスは緊急医療で活用できるだろう。「超」聴診器と呼ぶようなさまざまな生体情報を可聴化することができるデバイスがあれば、診察や手術などで必要な音だけが聞こえて有効かもしれない。

#### その他

前述のように Oura Ring はコロナ早期検出での有効性が示されている。貼り付け型の体温計や水分検出ができるおむつなどは乳児の日常観察に使われている。貼り付け型は従来傷の治癒に使わ

れるものだが、センサを内蔵するのも有効かもしれない。

## おわりに

ウェアラブルデバイスは現在急激に進歩している。特にスマートグラスは 10 年後にスマホにとって代わる日常生活のキーデバイスになると考えている。筆者は、NPO ウェアラブルコンピュータ研究開発機構、NPO 日本ウェアラブルデバイスユーザー会という 2 つのウェアラブル推進非営利団体の代表を務めており、それぞれの NPO で YouTube チャンネル「ウェアラブルチャンネル」<sup>3)</sup>、「わぐちゃんねる」<sup>4)</sup>を通じてウェアラブル関連の情報発信を行っている。最新情報についてはそちらを参照されたい。

また、筆者の所属する神戸大学塚本・寺田研究室<sup>5)</sup>では、ウェアラブルや IoT にかかわるシステム、デバイス、インタフェースからその応用として、健康・医療、環境・エコ、エンターテインメントなど、生活のさまざまな側面を革新する技術開発を行っている。広く共同研究を募集している。

最後に、近年筆者は、「10 年以内に私はサイボーグになる」と宣言し、ウェアラブルの発展形としてインプラント型のデバイス、ロボットアームの装着、脳接続などの研究へと進んでいきたいと考えている。医学分野のパートナーを探している。

## 参考文献

1. 塚本昌彦, トコトンやさしいウェアラブルの本, 日刊工業新聞社, 2021
2. 塚本昌彦, モバイルコンピューティング, 岩波科学ライブラリー, 2000
3. ウェアラブルチャンネル <https://www.youtube.com/channel/UCA2MKr5OFn-ZuxeKUbsfbcw>
4. わぐちゃんねる, <https://www.youtube.com/channel/UC7q2hNFUsMD0TvOSif6D6jQ>
5. 神戸大学塚本・寺田研究室, <https://tt-lab.jp/>



## 自動記録から自動麻酔へ:

# 麻酔科医の野望「全身麻酔の自動制御を実用的な形で実現する」

長田 理

### はじめに

「全身麻酔を実現するためには、麻酔を専門とする医師が継続して麻酔薬の投与を調節しなければならない」というのが、私が大学を卒業した当時の考え方であった。その後、1995年に静脈麻酔薬プロポフォールが承認され、全静脈麻酔 (total intravenous anesthesia, 以下 TIVA) が普及することになった。当時はパソコンが普及しつつある時期で、コンピュータ技術が進歩することで電車や飛行機、自家用車が自動制御できるようになる、と多くの人が期待していた時期でもある。中学生の頃からプログラミングに慣れ親しんでいた私は、全身麻酔に求められる状態となるよう麻酔薬 (プロポフォール、フェンタニル、ベクロニウム) を閉ループ制御で投与調節すれば良い、この技術はそれほど困難なものではなからう、と感じており、事実 2000 年までにプロポフォール、フェンタニル、ベクロニウムの自動制御による全身麻酔維持システムを完成させることができた<sup>1)</sup>。それから 20 年が過ぎ、ようやく TIVA の自動制御システムが実用化されることとなった。

### 黎明期の静脈麻酔薬の自動制御システム

1990 年代の TIVA 黎明期は、静脈麻酔薬だけで安全で確実な麻酔を行うことが困難とされていた。これは、当時使用されていた鎮痛薬がフェンタニルで、術中に十分な鎮痛薬を投与すると手術後に効果が残存してしまい覚醒が遅延することが問題とされていたからである。そこで当時は「滴定」という概念で説明されるように、必要最小限でありながら確実に薬物効果が得られるよう、適切に鎮痛薬鎮静薬そして筋弛緩薬を投与することが

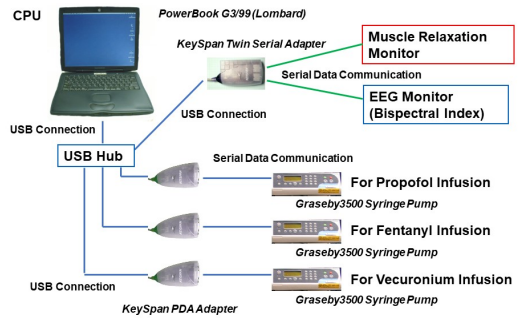


図 1 静脈麻酔の自動投与と制御システム



図 2 術中患者とコントロールシステム

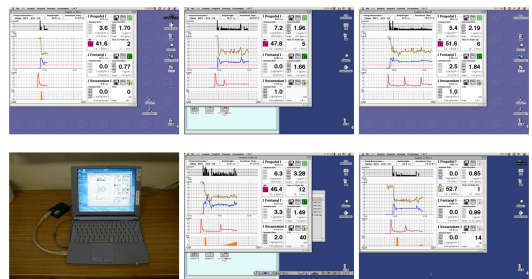


図 3 集中モニター画面

目標とされていた。一方、Bispectral Index(以下 BIS) で評価すると十分な鎮静状態であっても鎮痛・筋弛緩が不足すると手術中の循環動態の変動や体動が生じることから、単に BIS だけを指標に全身麻酔を調節することは不十分であることが知



山藤克之、長田 理、磯山裕子、尾崎 眞：BISによるプロポフォール投与制御システムはどこまで実用的か？-生体情報モニタリングシステムの検討、麻酔・集中治療とテクノロジー2002、19-24、克誠堂出版、東京、2002

図4 重篤な合併症を持つ患者での自動制御

られていた。私が1998年に作成した静脈麻酔薬の自動調節システムは、現在と同様の構成でシリンジポンプを制御するパソコンと制御されるシリンジポンプをケーブルで接続したものである<sup>2)</sup>。生体情報モニターとしては今と同じようにBISモニター、そして筋弛緩モニターから得られた数値を制御情報として薬物投与速度を計算・制御する<sup>3)</sup>ことで安定した全身麻酔の状態を提供していた(図1-3)。このように20年前から基本的な部分は完成していたのであるが、現在と異なる点は制御対象薬がプロポフォール、フェンタニルそしてベクロニウムであった点である。現在よりも規制が緩やかであったため、ASA PS 1 または 2 の症例だけでなく腎不全・肝不全の患者にも試用する機会が得られた(図4)。実際にその場を経験した麻酔科医は、麻酔薬の投与調節を機械に任せることができたおかげで自分は循環動態・輸液の管理に専念することができた、更に本症例では全身麻酔からの覚醒が非常に良好であった、と感想を述べている<sup>4)</sup>。

### 超短時間作用性鎮痛薬の出現と情報技術の進歩

全身麻酔を自動調節するためには、全身麻酔に求められる要素(鎮痛、鎮静、筋弛緩など)を調節するための薬物が重要である。現在では短時間に薬物効果を調節できる静脈麻酔薬は、鎮静薬は20年前と同様のプロポフォールであるものの、2000年代になって発売された超短時間作用性オピオイド・レミフェンタニル、そして拮抗薬スガマデクスが利用可能なロクロニウムが臨床現場で主役となっている。

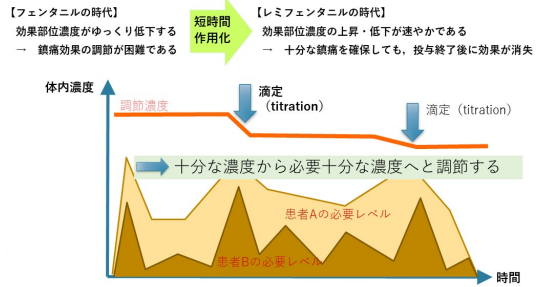


図5 鎮痛薬の効果調節が実用的になる

適切な麻酔管理の目標となる具体的な指標が開発されることで、その状態が得られるように薬物投与を調節できる。レミフェンタニルを利用することで、フェンタニルの時代には利用できなかった十分すぎる鎮痛状態を手術中に確保しながら、手術終了と同時に鎮痛効果が速やかに消失すると共に呼吸抑制を来さずに覚醒させることが確実かつ容易となった(図5)。十分すぎる鎮痛状態では鎮静薬の必要濃度が低下するため、手術終了後に鎮静薬の投与を終了すれば短時間のうちに患者を覚醒させることができるようになった。

一方、工学的な視点から考えると、鎮静状態の指標である脳波モニター BIS が生体情報システムに、筋弛緩状態の指標として簡便な筋弛緩モニターモジュールが生体情報システムに組み込まれたことで、包括的な情報収集・表示・保存、そして薬物投与調節への利用が可能となった。薬物投与と情報に基づきリアルタイムに薬物動態シミュレーションを行う機能が手術(麻酔)部門システムに搭載されることで、麻酔科医のみならず機械が薬物投与調節の目標を体内濃度として設定することが可能となった。この結果、薬剤を投与する際に「持続投与速度」を調節する方法から「薬物体内濃度」を調節するという考えが普及し、全身麻酔薬の投与調節精度の向上に寄与している。制御用コンピュータの高速化・小型化と共にこのような改善が積み重なり、閉ループ制御の全身麻酔の自動制御を実現する環境が整った<sup>5)</sup>。

### 科学に基づく機器の開発とは

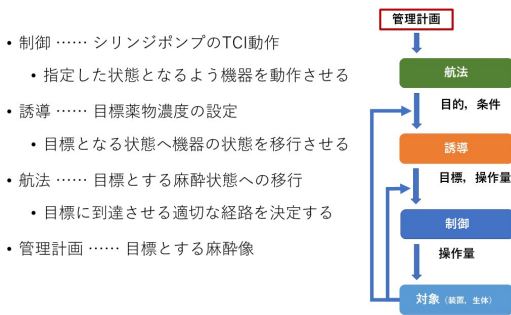


図 6 制御から誘導・航法へ

自動制御システムを開発する場合、我々は医学に基づいて患者というヒトを対象とする麻酔科医であると共に、機械を作成する立場からは工学者として振る舞うことになる。ヒトは目に見える情報、たとえば単回投与量・持続投与速度などを信頼しがちであるが、一定の持続投与であっても薬物濃度が変化するため安定した薬物効果が得られないことは薬物動態学によって説明されており、薬物効果を安定的に制御するためには体内濃度を調節する目標制御注入法 (target-controlled infusion, 以下 TCI) が合理的である。全身麻酔の自動調節を実現するには、対象 (生体) における薬物効果を「制御」するだけでは不十分であり、状況に応じて目標とする薬物濃度を的確に推定してその値に「誘導」することが必要である。一方、単純に安定した麻酔状態を維持するだけでは全身麻酔の導入・覚醒を実現することができないため、事前に決められた「航法」に従って状況を移行させる必要がある。更に、手術中に十分な鎮痛を確保するのか、必要最小限の鎮痛を確保するのかなど、全体の麻酔計画を決めるのが自動制御の「管理計画」に相当する。このように、ひとことで自動制御システムの開発といっても単純な閉ループ制御だけで実現することはできず、細部まで検討した工学的な設計が求められる (図 6)。

また、科学は民主的なものではなく、科学は絶対的な事実に基づいていることは自明である。この例として、最速効果問題を考えるとわかりやすい (図 7)。点 A から点 B に重力下に移動する時に最短時間で到達する経路は、単純に A と B を

・「与えられた二点 A, B を滑らかな曲線で結んだとき、重力の元で A から出発した球が B に最短時間で到達するような曲線を求めよ」

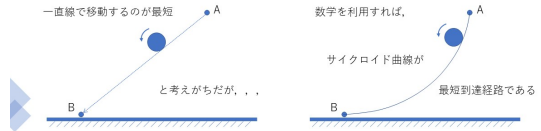


図 7 事実のみから考えることは難しい

直線で結んだものではなく、サイクロイド曲線となるのが数学を用いて説明できる。これと同様、我々が理想的と考える自動制御を実現するために、単純な思いつきだけではなく様々なアルゴリズムを考案・検討しており、最終的に残った形が現在のものである。

別の視点として、苦勞して開発した自動制御システムが期待通り動作しているのかを、麻酔科医の感覚ではなく客観的データに基づいて評価することが必要である。そこで我々は、適切な全身麻酔状態の評価として例えばデータが欠測している時間、データが目標とする範囲から外れた時間などから不適切な管理であった時間を全体から除した時間の割合 (適切時間割合) という指標を考案した。この数値を比較することで、適切な全身麻酔状態を提供する精度について議論することが可能となった。

### 自動制御システムは眼前の患者を冷静に制御する

実際に自動制御システムを開発して臨床使用してみると、予想していなかった様々な現象に遭遇する。目標とする状態になるまでの過程や薬物投与終了後の過程は比較的画一化できるものの、安定した鎮静状態を得るための鎮痛薬の使用方法には想像以上に麻酔科医の好みが存在している。また、安定した麻酔状態の定義自体についても、安定した血圧・脈拍で判断する麻酔科医もいれば、脳波パラメータ、更には脳波波形にこだわる麻酔科医もいる。筋弛緩状態については、必要最低限に止める、十分量を投与する、など安定した筋弛緩状態以外にも麻酔科医の好みが存在している。



とはいえ、良質な麻酔の定義は定まっていない現状で、我々が開発した自動調節システムが最適な麻酔を提供することができるかどうかを検討することができず、言い換えると我々が考える麻酔制御アルゴリズムが最高のものであるかどうかを議論することもできない。

我々が考える自動制御の本質は、「私たちが感覚的に安心する」と考えるものではなく、「眼前の患者状態をそのまま事実として受け入れて麻酔薬の投与を調節する」と表現できるかもしれない。それは、あたかも「悟りを求める自己を消滅させる、すなわちあらゆる自我意識を捨て世界をそのままに受け止める境地」と言えるであろう。これは永平寺の開祖・道元が悟りを開いた時のキーワード「心身脱落」と相通じるものであり、我々は本システムの開発コードを Dogen project と名付けた。今後、多くの麻酔科医の要望を満たしながら全身麻酔状態を維持することが自動制御システムに求められるのか、それとも最善の制御方法を装備した自動制御システムが開発されて麻酔科医が

それに従うのか、麻酔管理の哲学の領域に踏み込む形で自動制御システムが発展するものと期待している。

## 引用文献

1. Osamu Nagata: A computer-assisted system for total intravenous anesthesia (CAS-TIVA) : man-machine interface and clinical practice. State-of-the-Art Technology in Anesthesia and Intensive Care, No. 1168, p155-162, Elsevier Science B.V., Amsterdam, Netherlands, 1998
2. 長田 理, 磯山裕子, 尾崎 眞: 全静脈麻酔を想定した麻酔器の試作. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2001, 5-9, 克誠堂出版, 東京, 2001
3. 長田 理: 完全静脈麻酔用コンピュータ制御システムへの生態情報取得および利用アルゴリズムの開発. 福田記念医療技術振興財団情報: 45-52, 1999
4. 山縣克之, 長田 理, 磯山裕子, 尾崎 眞: BIS によるプロポフォール投与制御システムはどこまで実用的か?-生体腎移植患者の麻酔管理症例の検討- 麻酔・集中治療とテクノロジー 2002, 19-24, 克誠堂出版, 東京, 2002
5. 長田 理, 重見研司: クローズドループ制御による麻酔管理の将来. 麻酔 70(3): 281-288, 2021

## 自動記録から自動麻酔へ：

### 現場医師の立場から：不得意なことや問題点の洗い出し

#### －対応策や考え方－

松木 悠佳

#### はじめに

我々が開発しているロボット麻酔システムは、患者情報及び連続的に取得する手術中の生体情報を基に、目標とする状態が得られるように静脈麻酔薬の至適投与量、至適維持濃度を滴定し、各薬剤がセットされたシリンジポンプを制御する。このシステムは利点だけでなく欠点も存在する。ロボット麻酔システムの概要、利点と欠点について説明する。

#### ロボット麻酔システムの概要

ロボット麻酔システムは、鎮静薬としてプロポフォールを、鎮痛薬はレミフェンタニル、筋弛緩薬はロクロニウムを使用し、それぞれ通信機能付きラック (TE-RS800N, テルモ株式会社) に搭載したシリンジポンプ (TE-SS835T および TE-SS835N, テルモ株式会社) で投与する (図 1)。生体情報モニタとしては、脳波から得られる BIS 値 (BIS モニタ, アスペクト社)、筋弛緩モニタから得られる単収縮高 (% T1) または四連反応数 (Train of four count: TOFC) を用いる。プロポフォールの投与量調節のアルゴリズムは、プロポフォール効果部位濃度  $Ce^1$  と BIS 値の用量反応関係を S 状曲線で近似して、BIS 値が 45 となる  $Ce$  (esTEC-P)<sup>2</sup> を求めた後、プロポフォール濃度が  $Ce$  となるよう投与調節を行う。レミフェンタニルは、鎮痛と鎮静の相互作用を基にプロポフォールとのバランス (esMIC)<sup>3</sup> で投与調節する。ロクロニウムは、挿管量を投与して気管挿管した後、定期的に神経



図 1. ロボット麻酔システムの概要

表 1. ロボット麻酔システムの利点と欠点

利点	欠点
<ul style="list-style-type: none"> <li>・医療安全の向上</li> <li>・業務負担の軽減</li> <li>・全身麻酔の均霑化</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>・先行麻酔ができない</li> <li>・脳波モニタ・筋弛緩モニタの不具合</li> <li>・薬剤の希釈方法の違い</li> <li>・薬剤の搭載の違い</li> <li>・輸液回路の不具合</li> <li>・血圧、心拍数、輸液は別に調節する必要</li> <li>・停電</li> <li>・ヒューマンエラー</li> </ul>

刺激し、外科的筋弛緩状態を示す閾値が得られた  $Ce$  を目標値として設定し投与調節できる。

#### ロボット麻酔システムの利点

ロボット麻酔システムには、利点もあれば欠点も存在する (表 1)。まず、ロボット麻酔システムの利点としては、以下の 3 点が挙げられる。1. 医療安全の向上、2. 業務負担の軽減、3. 全身麻酔の均霑化である。深夜の手術や長時間手術などマンパワーの低下する状況において、本システムであれば一定のパフォーマンスを発揮し、ヒューマン

福井大学学術研究院医学系部門医学領域器官制御医学講座 麻酔・蘇生学分野

<sup>1</sup>Concentration in effect-site

<sup>2</sup>estimated Target-Effect-site Concentration-Propofol

<sup>3</sup>estimated Maximal Individual Concentration

エラーを軽減する。また、長時間にわたって、麻酔を一定に維持するため、麻酔科医の精神的肉体的負担を大幅に軽減する。麻酔科医は、この余裕をヒトでなくてはできない医療行為に振り向けることができる。すなわち、患者やその家族と対話すること、術前術後の診察に時間を割くことができる。また小児麻酔や心臓麻酔、重症症例など、より手間を要する症例に充分時間をかけることができる。全身麻酔の均霑化については、機械である程度のレベルの麻酔をいつでも提供できるようになるため、均霑化に貢献できる。昼でも、夜でも、休日でも、過疎地でも、発展途上国でも静脈麻酔が可能となり、宇宙ステーションでも戦地や災害地においても、人種や性別、貧富の差に関わらず、比較的質の高い麻酔を提供できる。

## ロボット麻酔システムの欠点とその対策

一方、先行麻酔が行えないことや脳波モニタや筋弛緩モニタからの情報が得られない場合は稼働できないなど欠点も存在する。手術開始前は刺激がないため、本システムでは鎮静薬や鎮痛薬の投与量を少ない状態で維持するが、執刀開始時にはその情報がないため執刀後に鎮静薬や鎮痛薬の必要量が増え、体動を生じることがある。また、電気メスの影響や手術中に両手が巻き込まれる場合、脳波モニタや筋弛緩モニタのデータを安定して取得できない状況もある。このシステムは、薬剤を希釈しシリンジポンプで投与するが、薬剤希釈やシリンジをポンプに搭載する作業は麻酔科医が行うため、この部分で間違いを起こすこともある。点滴が漏れたり、メインの輸液がなくなっている

ことに気づかなかつたり、点滴回路が閉塞すれば、薬剤の投与が停止してしまう。また、電子機器であるため、停電も致命的である。

対策については、以下のように変更した。先行麻酔が行えないことについては、タイムアウト時に、レミフェンタニルを  $0.5 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$  に引き上げ、その後 esMIC の自動制御がはじまるように変更した。これにより体動を起こす症例は減った。また、esTEC-P の計算は、通常 6 秒ごとに計算をし、値を更新する。しかし、電気メス等の影響で  $\text{SQI} < 80\%$  では、esTEC-P の計算を行わない。そのため、3 分が経過しても計算を行わない場合は、安全確保のために esTEC-P を  $0.1 \mu\text{g}/\text{ml}$  ずつ上昇することで対応した。

また、自動化においては一般的なことであるが、従来伝承されてきた伝統的な技術が廃れてしまうことが危惧される。特に、機械が故障して手動に切り替わった場合、従来の技術が必要になるが、それに備えるには、日常的にシミュレーションなどによって訓練しておく必要がある。また、本システムは、操作方法に習熟する必要があり、予想外の外乱によって停止した場合への対応も必要であるため、その対策を組み込んだ運用体制についても不備のないものにしなければならない。

## 結 語

開発中のロボット麻酔システムの利点と欠点を提示し、その対応策を講じた。これら利点や欠点を理解し、適応症例を選択した上で、適切に本システムを運用し、安全で快適な麻酔を提供していきたい。

## 自動記録から自動麻酔へ：

### 自動麻酔：保険収載および保険診療の観点から

岩瀬 良範

#### はじめに

本番発表では、現地および Web 会場のハイブリッド開催により、自動麻酔制御の可能性、実際および問題点に関して夢のある発表と討論がなされた。一方、自動麻酔を用いて保険診療を行う日が来るのか?そして、そこに至る道程は現段階ではどのようなものになるのか?を、社会保険に大きな興味を持つ本学会会員の演者が、実例に基づいて現実的に論じた。

構成は、

1. 手術ロボットダビンチは、なぜ保険収載できたか
2. 新型コロナウイルスワクチンの緊急承認
3. 医療機器承認から保険収載までの手順
4. 用語の重要性とそこに潜む落とし穴
5. 自動麻酔の保険収載は実現するか?

である。

1. 手術ロボットは、なぜ保険収載できたか

da Vinci<sup>®</sup>(Intuitive Surgical, USA)などのいわゆるロボット手術(正式には、「内視鏡手術用支援機器を用いるもの」)が2012年に腹腔鏡下前立腺悪性腫瘍手術に保険収載以来、適応術式は拡大され2020年の改定では全20術式が診療報酬点数表の第10部手術に保険収載されている。

まず、医療機器承認までの道程を表1に示す<sup>1)</sup>。手術用ロボットは、手術の補助装置として1980年代から開発が始まった。本学会の創設が1983年で、この時代のパソコンの進歩は急速ではあったが、8-16ビットCPUが主流の時代である。医療機器として初の承認を受けたのはComputer Motion社の腹腔鏡手術補助装置、AESOP(イソップ)1000という機種で、その命名の意図は想像をかき立てる。Intuitive Surgical社から発売されたda Vinci<sup>®</sup>が初のFDAの承認を受けたのは2000年で、2003年のComputer Motion社との吸収合併を経て、2009年11月18日にda Vinci<sup>®</sup>は日本での医療機器承認を受けた。この段階では、日本では医療機器として認められたが、保険収載で

年	内容
1980年代	ナビゲーション手術装置や内視鏡下手術の補助装置として開発開始(各社)
1994年	Computer Motion社腹腔鏡手術補助装置 AESOP1000 FDA承認 内視鏡の安定性や必要人員の削減などのメリットが報告
2000年	da Vinci Standard Intuitive Surgical社 FDA承認
2001年	マスタースレイブ型の手術支援ロボット ZEUS FDA承認 婦人科領域で臨床応用
2003年	Computer Motion社はIntuitive Surgical社に吸収合併
2009年 11月18日	DaVinci 日本での医療機器承認

表1 手術用ロボット開発の年表 (文献1より改変)

表2

DaVinciの審査結果報告書(抜粋)(2009/8/18) 文献2, 3
審査結果
以上、医薬品医療機器総合機構における審査の結果、本品を次の承認条件を付与した上で、以下の使用目的で承認して差し支えないと判断し、医療機器・体外診断薬部会で審議されることが妥当と判断した。
使用目的
<da Vinci サージカルシステム> 本品は、一般消化器外科、胸部外科（心臓外科を除く）、泌尿器科及び婦人科の各領域において内視鏡手術を実施するに際し、組織又は異物の把持、切開、鈍的／鋭的剥離、近置、結紮、高周波電流を用いた切開・凝固、縫合及び操作、並びに手術付属品の挿入・運搬を行うために、術者の内視鏡手術器具操作を支援する装置である。
承認条件
1. 適切な教育プログラムの受講により、本品の有効性及び安全性を十分に理解し、手技等に関する十分な知識・経験を有する医師及び医療チームによって適用を遵守して用いられるように必要な措置を講じること。
2. 適応領域の治療に関する十分な経験のある医師を有し、本品を用いた手技に伴う緊急時の対応を含めた十分な体制が整った医療機関で、本品が使用されるように必要な措置を講じること。
承認年月日は2009年11月18日

はない。

表2にダビンチの審査結果報告書の重要点を抜粋する。この報告書はPMDA(独立行政法人医薬品医療機器総合機構)のホームページから閲覧可能である<sup>2)</sup>。審査結果は、「本品を次の承認条件を付与した上で、以下の使用目的で承認して差し支えないと判断し、医療機器・体外診断薬部会で審議されることが妥当と判断した。」とある。この文章も、後述するが含蓄に富んだ日本語になっている。

使用目的は、あくまでも「術者の内視鏡手術器具操作を支援する装置」と規定されている。主体は「術者」であり、ロボットという単語はない。次に承認条件は「適切な教育プログラムの受講」と「十分な経験のある医師を有し、本品を用いた手技に伴う緊急時の対応を含めた十分な体制が整った医療機関」が掲げられている。審査報告書の日

付は2009年8月18日、医療機器承認の日付は2009年11月18日で2か月を要していた。

今回、演者自身が驚いた発見は、審査結果の文章で、「審査」と「審議」の違いをさりげなく表示していたことである。日本語辞書と行政用語ではそれぞれニュアンスは異なる。しかし、医療機器や医薬品は、「審査」すなわち詳しく調べて適否を決めるだけでなく、「審議」すなわち説明を聞き質疑し討論し表決するプロセスがあることが判明した。

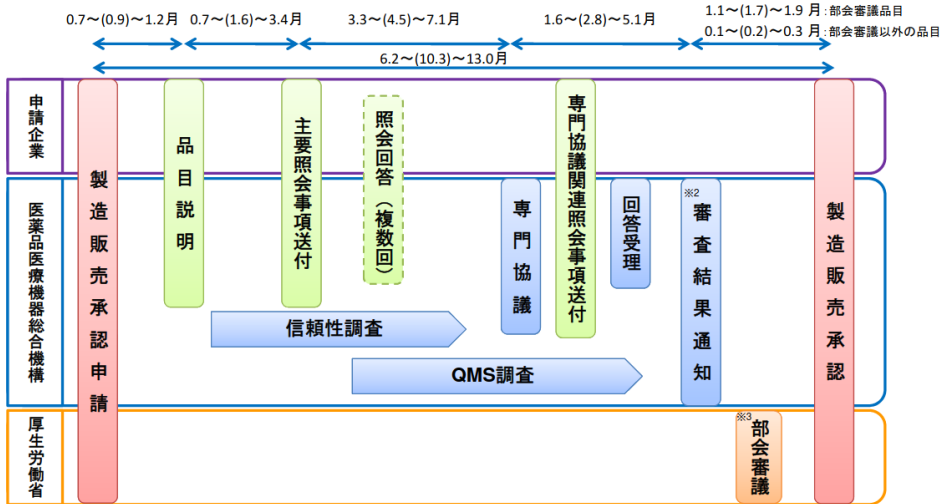
また、表決はどこで行われるのだろうか? PMDAから得られた図1<sup>3)</sup>を見て初めて理解できた。タイムラインの終盤に厚生労働省の「部会審議」がある。それも小さな文字で「医療機器・体外診断薬部会」と表示されている。ご存知の方には「常識」だろうが、演者は「トラップに引っかかった印象」を禁じ得ない。

新医療機器に係る承認審査の標準的プロセスにおけるタイムライン

以下のタイムラインは、審査において特段の問題がなかった場合のプロセスについて、平成16年度以降に申請された新医療機器(通常品目)における審査実績(平成21年度～平成24年度承認)<sup>※1</sup>を、申請受付から承認までの審査プロセス毎の審査期間(行政側期間と申請者側期間の合計)について示したものである。

(※1 優先審査品目、迅速審査品目、承認申請から承認までの間に申請区分の変更が行われた品目及び申請者側期間が申請後10ヶ月を超えて経過している品目は除外する。)

上段の数値は、「25%タイル値」～「中央値」～「75%タイル値」を示す。



※2 総合機構から厚生労働省に対する審査結果通知日(総合機構における審査業務が終了した日)。  
 ※3 薬事・食品衛生審議会医療機器・体外診断薬部会における審議。先発品が再審査期間中である品目の承認申請及び再審査期間中の一部変更承認申請については、部会審議を原則として行わない。

図1 表決の行われるところ 文献3

2. 歴史的な大事件新型コロナウイルスワクチンの緊急承認

本発表の準備中だった2021年2月12日金曜日は、10時25分に同ワクチン第一便が日本に到着し、18時から厚労省の薬事・食品衛生審議会の専門部会の緊急審査が開催された。会議後に、「14日日曜日にも特例承認の見通し」と、田村厚生労働大臣の記者団への説明があった。演者は、なぜ大臣は審査完了と同時に承認しないのかが不思議だった。第三波も収束方向の感もあるが、緊急事態宣言の最中であり、まだ新規感染者は毎日千人単位で、一刻の猶予もないはずだ。

もう少し掘り下げてみると、業界紙ミクスOnlineは、2月8日月曜日の段階で、部会が開かれることと、その後の流れについて以下のように報道していた<sup>4)</sup>。

『厚労省は、「審議の結果、承認して差し支えない旨の結論が得られた場合には、委員からの指摘等を適切に反映した上で、速やかに承認を行う

見通し」としている。

「一般的に承認が了承されても、委員の意見や指摘を踏まえ、添付文書の表現ぶりを変えるほか、申請企業に注意喚起の資料作成を企業側に求めることがあるという。委員からの指摘を踏まえ、必要に応じて一部修正などの作業を行った後、「速やかに承認する」ということになる。」

次に厚労省の薬事・食品衛生審議会のページにアクセスすると、この記事が2月8日の公示<sup>5-7)</sup>に基づいてわかりやすく配信されたことがわかった。現在では当たり前のコロナワクチン「コミュニティ筋注」を議題にした会議を非公開で行うことが公示されていた。

透明性と情報公開をモットーにワクチン承認は進んでいるはずだが、承認完了までは多くがベールの内側だった感がある。おそらく、厚労省内部では公文書への記載や能書のチェックなどが大車輪で進められたと思われる。

こうして見てみると、緊急と通常という違いは

表3 「内視鏡手術用支援機器加算」の保険収載告示と留意事項

告示	留意事項
K939-4 内視鏡手術用支援機器加算 54,200点 注 区分番号K843に掲げる手術に当たって、別に厚生労働大臣が定める施設基準に適合しているものとして地方厚生局長等に届け出た保険医療機関において、内視鏡手術用支援機器を使用した場合に算定する。	区分番号「K843」前立腺悪性腫瘍手術において内視鏡手術用支援機器を用いる場合のみが保険給付の対象となる。それ以外に用いた場合については、その手術を含む診療の全体が保険適用とならないので留意されたい。

あるが、審査完了から承認まで「ダビンチは2か月、コミナティーは2日」ということになる。これは決して皮肉ではなく、国益に関する事例であっても、行政手順を経ると最速でも2日を要するというのである。

ダビンチに対する期待感は、2009年当時、緊急ではないにしろ、医療界および世論ともに相当の追い風があったと記憶している。それでも審議には2か月を要した。コミナティーに関しては、全国民に関わる緊急の場合は2日でできたという素晴らしい前例として記憶しておくべきだろう。

### 3. 医療機器承認から保険収載までの手順

医療機器として承認を受けたら、すぐに保険適応となるわけではない。ダビンチの場合は、単回使用の医療器具とは異なり、高額な再利用の機器で、いわば「使用料」を計算する作業になる。この場合は、適応術式として医療費が設定されたわけである。術式として設定すれば、個人負担の範囲が明確になるだけでなく、各種の制限（「縛り」という）を明確にできる利点がある。

術式の保険収載も簡単なハードルではない。2009年の機器承認から2012年に前立腺全摘が収載されるまでの経過を推察してみよう。社会保険は2年に1度の改訂があり、2010年の改訂が5か月後だったが、2009年11月からの準備では間に合わない。おそらく最初から2012年の改訂に照準を合わせていたと思われる。そのために、保険外診療ではあるが、先進医療として機器承認条件を満たした施設で症例数を積み重ねたと思

われる。それから、諸外国のエビデンスレベルの高い資料集めが必要で、これは医療技術評価提案書に添付される。エビデンスレベルが高いのは、RCT(二重盲検研究)で、それもインパクトファクターが高いものがより有効とされる。取りまとめ機関への医療技術評価提案書の提出は遅くとも2011年6月頃だったと思われ、その後、厚労省のヒアリングや中医協での審査が目白押しになる。これを通過できると、晴れて保険収載が実現する。

2012年2月、前立腺悪性腫瘍手術にダビンチの内視鏡手術用支援機器加算が保険収載されたが、その告示と留意事項はかなり厳しいものだった。ダビンチを前立腺悪性腫瘍手術以外に使用した場合は、診療全体が保険適応にならない、と明記されルールの逸脱禁止を強く戒めていた(表3)。

### 4. 用語の重要性とそこに潜む落とし穴

ここに至るまでも公的事項には、用語および文章の使い方がとても重要なことはお気づき頂いていると思う。さらに、ここで用語の重要性とそこに潜む落とし穴について解説したい。いわゆる「ロボット手術」は保険診療では「内視鏡手術用支援機器を用いた内視鏡手術」という名称になっている。

しかし、ダビンチの一般的名称は「手術用ロボット手術ユニット」である。さらに使用目的又は効果はあくまでも「術者の内視鏡手術器具操作を支援する装置」として承認されている。すなわち、主体はロボットではなく術者として厳然と定義されている。

これは申請側の、あるいは承認側のどちらの意

表4 保険収載の変遷

年\部位	泌尿生殖器	胸部・心臓	腹部
2012年	腹腔鏡下前立腺悪性腫瘍術		
2016年	腹腔鏡下腎悪性腫瘍術		
2018年 (11術式)	膀胱悪性腫瘍手術、子宮悪性腫瘍手術、腔式子宮全摘術	胸腔鏡下良性縦隔腫瘍手術、肺悪性腫瘍手術、食道悪性腫瘍手術、胸腔鏡下弁形成術	腹腔鏡下胃切除術、噴門側胃切除術、胃全摘術、直腸切除・切断術
2020年 (7術式)	腎盂尿管吻合術（腎盂形成術を含む）仙骨腔固定術	肺悪性腫瘍手術 区域切除 拡大胸腺摘出術（重症筋無力症に対する）	食道悪性腫瘍手術（消化管再建を伴う）（頸部、腹部の操作）臍頭十二指腸切除術 臍体尾部切除術

志なのかは判らないが、2018年および20年の改定で多くの術式が収載された背景には、従来から内視鏡手術として収載済の術式が、上記の「使用目的」により内視鏡手術支援機器で行っても差し支えない、という解釈の追加で認められたと推察できるわけである。

保険収載の年表を示す(表4)。2020年には全20術式が認可され、多くの診療部門を網羅しているように感じる。おそらく、どこの施設も診療科ではなく病院で購入しているので、外科系の多くに使用できる機会を設けたものとも推察できる。

ここまでの道のりは、「ロボット手術を日本でも早く認めて欲しい」という世論の追い風があっても、要望側と承認側の慎重だが激しい議論が推察される。すなわち、「医療技術についても、ロボット支援下内視鏡手術や粒子線治療といった高額な技術が臨床応用されているが、平成30年度診療報酬改定において、既存技術と同等程度の医学的有効性及び安全性を有すると認められた疾患への適用については、既存技術と同じ診療報酬点数で保険適用を行った。」という厚労省<sup>6)</sup>および

中医協<sup>7)</sup>の議論と結果が公開されている。

#### 5. 自動麻酔の保険収載は実現するか？

自動麻酔が保険収載できるかを、ダビンチを例にして考察する。

保険収載の準備は、医療機器承認が得られて先進医療として臨床応用が可能になると同時に開始すべきである。実際の準備は、ダビンチで説明した手順になるだろう。

あえてエビデンスの項目に記入したが、自動麻酔は「麻酔科医の代りを求めるのか?」それとも「より良質な麻酔管理を目的とするのか?」でスタンスが異なる。すなわち、前者は人件費を大幅にカットされるリスクが大であり、後者は現段階ではエビデンスの立証が困難だからである。

次に用語である。自動麻酔の主体はロボットなのか麻酔科医なのかをはっきりさせるべきだろう。ダビンチの例で説明したように現段階では、「自動麻酔制御」よりも「麻酔科医支援」の方が適切と思われる。

そして本番の申請になる。申請および採用の可能性が高くなると学会の総意を背景にした交渉力



が求められる。本件は麻酔の診療報酬の値崩れを防ぐ強固な論理的な防御が必要だと思われる。なぜなら、採用者側は、医療費抑制かつ質の向上が至上命題ともいえるからである。ちなみに、外保連麻酔試案で用いられている全身麻酔の単人件費は、技術度 C、専門領域の専門医取得レベルを中心に構成されており、人事院勧告をベースにした計算方法で 1 時間当たり 55860 円である<sup>8)</sup>。

自動麻酔の保険収載は実現するだろうか? 演者は実現可能と考える。しかし、実現には麻酔診療報酬の引き下げのリスクが伴う可能性がある。2021 年現在は、「自動麻酔制御」よりも「麻酔科医支援」の方が適切だろう。何よりも、自動麻酔が保険収載されるためには、受益者である患者と国民、医療提供者の幅広い支援が不可欠である。

### 参考文献

1. 橋谷一郎, “ロボット支援手術の現状,” 内分泌外会誌, 第 37 巻, 第 1 号, pp. 2-6, 2020.
2. 独立行政法人医薬品医療機器総合機構, “審査報告書,” 18 8 2009. [オンライン]. Available: [https://www.pmda.go.jp/medical\\_devices/2009/M200900004/340216000\\_22100BZX01049000\\_A100.1.pdf](https://www.pmda.go.jp/medical_devices/2009/M200900004/340216000_22100BZX01049000_A100.1.pdf). [アクセス日: 1 3 2021].
3. 独立行政法人医薬品医療機器総合機構, “新医療機器に係る承認審査の標準的プロセスにおけるタイムライン,” [オンライン]. Available: <https://www.pmda.go.jp/files/000218333.pdf>. [アクセス日: 1 3 2021].
4. ミクスオンライン, “2 月 12 日に第二部会 ファイザーの新型コロナワクチン「コミナティ筋注」を審議,” ミクス, 8 2 2021. [オンライン]. Available: <https://www.mixonline.jp/tabid55.html?artid=70611>. [アクセス日: 1 3 2021].
5. 厚生労働省, “薬事・食品衛生審議会 医薬品第二部会を開催します,” [オンライン]. Available: [https://www.mhlw.go.jp/stf/newpage\\_16614.html](https://www.mhlw.go.jp/stf/newpage_16614.html). [アクセス日: 1 3 2021].
6. 厚生労働省保険局, “医療保険制度に関する主な論点 (第 111 回社会保障審議会医療保険部会資料 平成

- 30 年 4 月 19 日,” 19 4 2019. [オンライン]. Available: [https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-12601000-Seisakutoukatsukan-Sanjikanshitsu\\_Shakaihoshoutantou/0000204029\\_1.pdf](https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-12601000-Seisakutoukatsukan-Sanjikanshitsu_Shakaihoshoutantou/0000204029_1.pdf). [アクセス日: 1 3 2021].
7. “科学的な根拠に基づく医療技術の評価の在り方について (第 416 回中医協総会資料),” 12 6 2019. [オンライン]. Available: <https://h-crisis.niph.go.jp/wp-content/uploads/2019/06/000517314.pdf>. [アクセス日: 1 3 2021].
8. 外科系学会社会保険委員会連合編, “手術試案第 9.2 版適応人件費,” 著: 外保連試案 2020, 医学通信社, 2019, p. 26.

### ABSTRACT

The Automated Anesthetic Management: An aspect of social insurance approval and coverage

Yoshinori Iwase, M.D.

Will the day come when we will practice with an automated anesthetic management system under social insurance coverage? And what is the path to that point at this stage? We discussed it with successful examples as follows;

1. Why was the surgical robot da Vinci successfully approved and covered by social insurance in Japan?
2. Urgent approval of the new coronavirus vaccine
3. Procedure from medical device approval to social insurance listing
4. The importance of terms and their pitfalls
5. Will insurance coverage for automatic anesthesia be realized?

The conclusion was affirmative. However, numerous social and financial risks must be considered.

*Saitama Medical University Hospital  
Moroyama, Saitama 3500495, Japan*

### 心電図学教室：

## 心電図は心臓の細胞外電位測定である

田中 義文

### はじめに

P, QRS, T 波で表現されている心電図の教科書において, QRS の波形については平均電気軸や刺激伝導系を含めて詳しく述べられている. 一方, ST セグメントや T 波については系統立てた理論の記述に乏しく, 主に波形変化と診断的要素のみ書かれているにすぎない. ゆえに心電図学は理論無視で暗記だけの学問と揶揄される原因があると思われる. 本稿では新しい観点から心電図の理論を構築し, 特に ST セグメント, T 波についての理解を深めていただくことを目的とする.

心電図は標準四肢誘導の第 II 誘導が基本波形として解釈されているが, 加えて胸部誘導の発生原理を考察すると心電図の理解が一層深まる.

### 間違いの興奮電流

図 1 上図は Dubin 著: 図解心電図テキストからの引用である<sup>1)</sup>. 心室筋の左側方向は心内膜側, 右側方向は心外膜側と考える. 図に示す心室筋の左側部分は心筋興奮状態で, 脱分極のために+に帯電して幅が太くなっている. 右側部分は静止状態で-に帯電して幅は薄い状態である. 矢印は興奮の方向を示しているが, 興奮電流というものを想定し, +電流が右端の皮膚+端子に入力されて心電図は+に振れると説明している. なるほど, これであれば心筋興奮が伝達する間は+のパルス波が生じ, R 波に相当すると考えてもよい. しかし, 生理的条件下では心筋間に興奮電流なるものは存在しない. また心電計は電圧計であり, 電流計ではない. すると, 右側-の静止状態の心筋は興奮が心外膜表面に到達するまでは-の電位を保つ

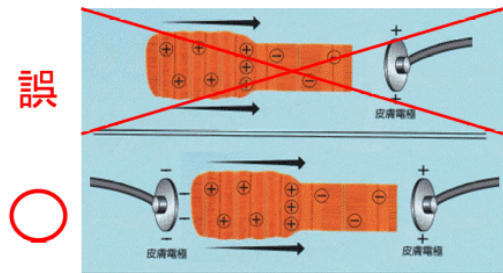


図 1 間違いの興奮電流.

上図: オリジナルの図. 興奮電流が+極に向かうから心電計は上に振れる. 心電計は電流計と解釈し, また細胞外電位の存在を考慮していない.  
下図: 心電計は双極誘導電圧計であり一極を配置している. 興奮心筋周囲の細胞外電位は-に帯電し, -端子に-電位が入力されて心電計は+に振れる. +電極は心筋興奮が表面に達するまで同一の静止細胞外電位が保たれる.

たままであり, 心電計は+に振れることにはならない.

一方, 図 1 下図では心内膜側に-の電極を装着し, 心筋興奮の細胞外電位は-に帯電する. -の電極は右肩 R 電極に相当し, 心電計の-端子に接続される. したがって, -端子に-電位が帯電されるために心電図は反転出力により+に振れる. 他方の+電極周囲の細胞外電位は静止状態のままであるから+電極に電位変化は生じない. 繰り返しになるが, +極に+の電流が流れるから心電計は+に振れるのではなく, -極に-の細胞外電位が帯電されるために心電計は+に振れるのである.

### 心室興奮の 6 ステージ

図 2 は心筋興奮の 6 ステージと心電図との関係を描く. 心筋の活動電位と細胞外電位の極性は常に逆である. A. 静止状態を示し, 心筋は-, 細

京都府立医科大学 名誉教授  
連絡先: tanaka@koto.kpu-m.ac.jp

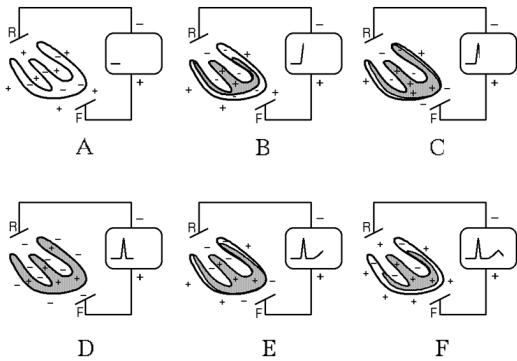


図2 心室興奮の6ステージ

左側に心室筋の静止、興奮状態を示し、右側に心電図を示す。A 静止状態。B 心内膜側心筋の興奮。C 心外膜側心筋の興奮。D 全心筋の興奮。E 心外膜側心筋の再分極。F 心内膜心筋の再分極

胞外電位は+に帯電し、心電図は基線を描く。B. 心内膜が興奮すると、心腔内細胞外電位は-になり、-極のR端子に帯電し、心電図は反転出力によりR波の上行部分を描く。C. 心室筋の興奮が心外膜に到達すると、その部分の細胞外電位が-に帯電し、その電位が+極のF端子に帯電され、R波の下行部分を描く。D. 心筋すべてが興奮すると心収縮が始まり、心電図ではSTセグメントを形成する。STセグメントの電位は心内膜側、心外膜側活動電位2相の電位差を示すのであって、基線に近づくが、静止時の基線とは意味がまったく異なる。E. 再分極は心外膜側心筋より始まり、その部分の細胞外電位が+に帯電され、T波の上行部分が形成される。F. 再分極が心内膜側心筋に及ぶと心腔内細胞外電位の+の変化がR極で検出され、反転出力によりT波の下行部分が形成される。そして再びステージAに戻る。これが図1に示した測定原理を応用した心電図の全経過である。

### 反転波形の反転計測

活動電位の反転波形どうしの引き算操作は理解に苦しむため、図3に示すように心電図入力を反転すると、細胞外電位を反転して活動電位のように解釈して考えることができる。つまり、逆の逆は真りの理屈である。したがって、反転波形で

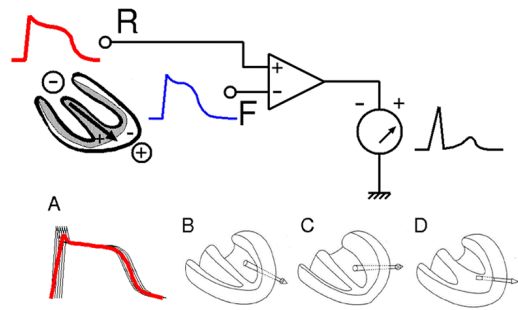


図3 反転波形の反転計測

上図：赤線は心内膜側細胞外電位の反転波形、青線は心外膜側細胞外電位の反転波形、心電図の電極は反転接続する。下図：Aは活動電位の平均値、Bは正常心臓、CおよびDは左室肥大を示す。

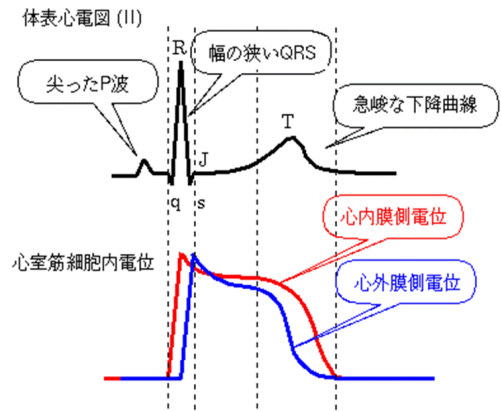


図4 心電図と心室筋活動電位の時相  
上に正常心電図、下の赤線は心内膜側活動電位、青線は心外膜側活動電位。

考えると心内膜側活動電位から心外膜側活動電位を引けば体表心電図が生まれることになる。

この活動電位様の波形は細胞個々の活動電位ではなく、図3下図Aに示すように細胞全体の活動電位の平均値であり、0相は脱分極が伝播するために立ち上がりは鈍る。同時に3相再分極波形も鈍ることになる。同図Bは正常心臓であるが、心肥大になると、CやDに示すように心内膜側表面積に比べて心外膜側表面積が大きくなり、その分、心外膜側活動電位の総和も大きくなる。

### 心電図と心室筋活動電位の時相

図4は心電図と心筋活動電位を時相を合わせ

て表示している．図2を参考にすると理解しやすい．心電計は赤線で示す心内膜側電位から青線で示す心外膜側電位を引いた結果を表示している．赤線の立ち上がり(0相)で心電図のR波の立ち上がり部分を形成する．心内膜側電位はその後平坦相(2相)に移行し、+電位を維持するが、心内膜側の心筋興奮は心外膜側に伝播し、青線で示す心外膜側電位の脱分極(0相)が始まる．ここで心外膜側電位の低下が始まり、F極である+端子の電位低下となる．その結果、心電図R波の下行部分が形成される．心外膜側の興奮が平坦相(2相)になって心筋全体に興奮が及ぶとSTセグメントが形成される．心筋再分極は心外膜側心筋から発生し、青線の下行部分(3相)に移行する．活動電位では電位低下であるが、細胞外電位は反転波形であり電位上昇を意味する．その結果、T波の上行部分を形成する．次いで、赤線で示す心内膜側電位の再分極が始まり、心室腔細胞外電位が+に変化し、-端子であるR極がその電位を検出してT波の下行部分を形成する．こうして心収縮の1周期は完成する．T波は心臓の再分極波形と呼ばれるが、実際は心内膜側電位の3相の始まりから心外膜側電位の3相の終了までの心電図波形である．同様にR波も心内膜側電位0相の始まりから心外膜側0相の終了までの心電図波形であり、決して心筋興奮のパルス波形などと解釈してはいけない．

### ストレインT波

図5は94才女性、高血圧性心不全患者末期<sup>2)</sup>のストレインT波を示す．V<sub>5</sub>、V<sub>6</sub>のT波形に特徴が現れているが、R波波高が高くなり、数ヶ月で平坦T波から陰性T波、そしてST低下を伴った上に凸のSTセグメント、陰性T波と特徴的なストレインT波を示している．ストレインT波を見つけたから心肥大だと単純に考えるのではなく、慢性的な心不全が継続してきたためにストレインT波を示すほどの心肥大になったと診断すべきである．

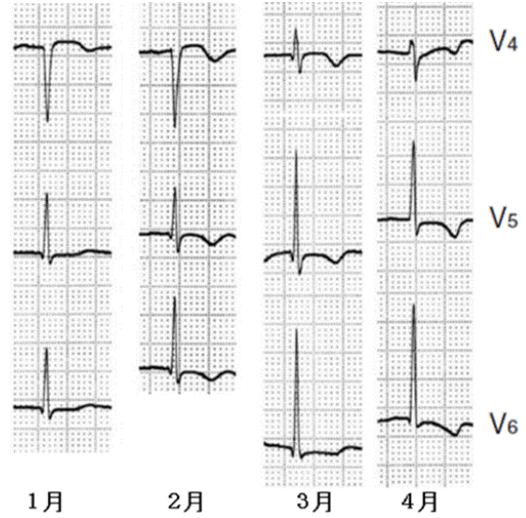


図5 94才高血圧性心不全のストレインT波

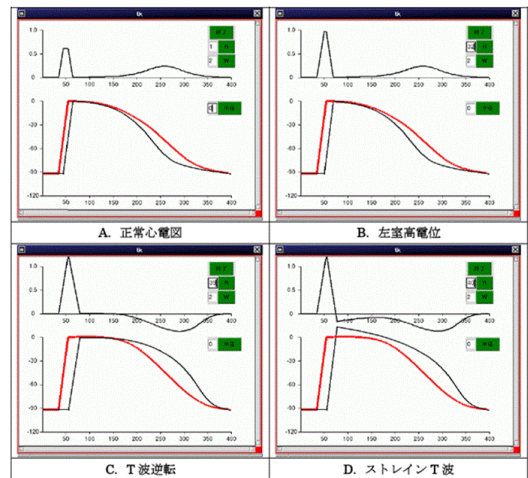


図6 心肥大のシミュレーション<sup>3,4)</sup>

上図：心電図，下図：赤線は心内膜側細胞外電位の反転波形，青線は心外膜側細胞外電位の反転波形で赤線より青線を引けば心電図になる．A. 正常心電図，B. 左室高電位，C. T波逆転，D. ストレインT波．

### 心肥大のシミュレーション

一般に心電図の逆問題は解けないといわれている．つまりI, II, III誘導で得られた波形からR極，L極，F極の入力電位は計算できないという意味である．しかし図3に示すように心内膜側，心外膜側細胞外電位を入力すればあらゆる心電図波形を擬似的に再現することができる．図6は上



に心電図，下の赤線は心内膜側細胞外電位，青線は心外膜側細胞外電位でそれぞれ反転波形を示している．図3の原理に示すように赤線から青線を引けば心電図波形になる．A. は正常心電図を示し，B. に示すように心外膜側細胞外電位を少しだけ右方移動すると，R波の間隔が広がり，同時に波高が高くなる．T波は平坦に近づく．C. に示すように心外膜側電位を更に右に移動すると，R波は益々高く，T波は反転する．心肥大のために心内膜側から心外膜側への興奮伝播時間が延長したためである．更に心肥大が進むと心臓の表面積が増加し，心外膜側細胞外電位が大きくなる．D. はその状態を示し，青線の電位を大きくしている．したがって，引き算結果はST低下，凸状のSTセグメント，陰性T波のストレインT波が形成される．

### ストレイン T 波の発生メカニズム

心電図は心内膜側電位から心外膜側電位を引いた結果を示している．図7Aに示すように，P，QRS，T波と心電図を読むことが一般的であるが，成因を考えると，R波の上行部と下行部は生成の意味が異なる．青色で示すR波の下行部からSTセグメント，T波の上行分の反転波形は心外膜側活動電位を表すことになる．このように心電図を読み解くと，STセグメントは基線に戻る線と単純に考えることはできない．若い心機能の良い成人はST部分が基線より高い症例が多く見られ，BSE (benign ST segment elevation) と呼ばれる．この心電図は別名 BRE (benign early repolarization) と呼ばれ STセグメントが十分に基線に戻らずにT波に移行する．この理由は心室表面積がそれほど小さくなくても心機能が正常に作動すると考えればよく，そのために心外膜側細胞外電位を引き算した結果が基線まで届かなかったと容易に推察できる<sup>5)</sup>．

一方，心機能が低下し肥大化した心室を持つようになると，心外膜側表面積が大きくなり，その分心外膜側細胞外電位が大きくなる．従って，図

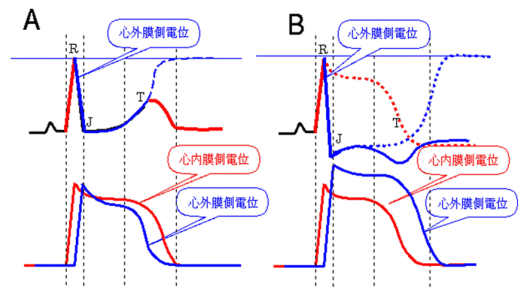


図7 ストレイン T 波の発生メカニズム  
A は正常心電図，下の赤線は心内膜側細胞外電位の反転波形，青線は心外膜側細胞外電位の反転波形．B は青線の電位を大きくしてストレイン T 波を形成する．

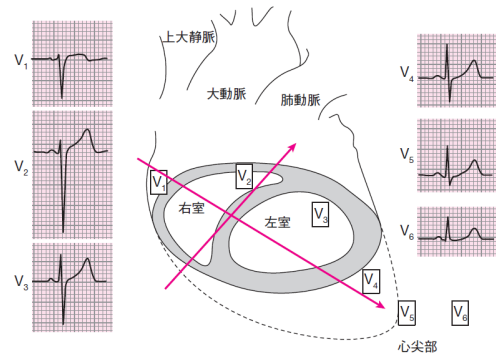


図8 正常胸部誘導と電極位置関係  
V<sub>1</sub> 誘導を除いて，V<sub>2</sub> から V<sub>5</sub> 誘導では STセグメントがなく，QRS波の終了時よりT波の上向線を描く．また，V<sub>2</sub> より V<sub>6</sub> 誘導までのT波の波高は減衰している．水平なSTセグメントとして認識できるのは V<sub>6</sub> 誘導のみである．

7Bに示すように青色で示す心外膜側電位の引き算が大きくなり，ST低下，上に凸のSTセグメント，反転T波のストレインT波が形成される．

### 胸部誘導

標準四肢誘導が心電図の垂直断面分析を示すのに対し，胸部誘導は心電図の水平断面分析を示す．また，四肢誘導が双極誘導に対して胸部誘導が単極誘導とよばれているが，これは正しくない．V電極は+電極に対して R，L，F 極の3電位の平均値を-電位として測定しており，やはり正しく双極誘導で測定している．図8に心臓に対する電極配置と各胸部誘導の正常波形を示す．

図8 V<sub>1</sub> から V<sub>6</sub> の QRS 波形を比較すると, V<sub>1</sub> では小さな r 波が V<sub>6</sub> に移動するに応じて大きな R 波に変化する. S 波を見ると, 逆に V<sub>1</sub> では大きい V<sub>6</sub> になると小さくなり, R/S 比は V<sub>3</sub> と V<sub>4</sub> の中間である. ST セグメントと T 波を見ると, 残念ながら診断に重要な水平 ST セグメントは V<sub>6</sub> 誘導以外には見られない. V<sub>1</sub> では盛り上がった平坦な波形であり, V<sub>2</sub> より V<sub>5</sub> までは下に凸波形を示す上行する ST セグメントである. しかし, 電極が V<sub>6</sub> 方向に向かうほど ST セグメントの傾斜は緩やかになり, 陽性 T 波の波高も低下する. V<sub>1</sub> ~ V<sub>3</sub> 誘導の ST 上昇については心電図診断基準で 2mm 程度の上昇は正常範囲内と記載されており, 四肢誘導ほど厳しくはない.

胸部誘導の波形解釈は右室自由壁を考えると複雑になるが, その影響は右脚ブロックの特殊な場合だけと割り切り, 通常波形では前胸部を覆う薄い右室自由壁の興奮電位は無視してよい<sup>1</sup>. すると左室興奮は中隔心筋, 心尖部, そして左室自由壁の順に伝播するものと単純化できる<sup>6)</sup>. したがって, V<sub>1</sub> や V<sub>2</sub> の小さな r 波は中隔心筋の外向きの興奮を検出し, 大きな S 波は心尖部, 左室自由壁の興奮を反映すると考えられる. V<sub>3</sub> や V<sub>4</sub> では中隔心筋と心尖部, 左室自由壁の興奮が同程度に反映し, V<sub>5</sub> や V<sub>6</sub> では心尖部, 左室自由壁の影響が強く表れると考えれば胸部誘導 QRS 波形の変化は納得できる (図8 中央の電極配置参照). 実際, 中隔梗塞では V<sub>1</sub> や V<sub>2</sub> の異常 Q 波, 梗塞が前壁に及ぶと V<sub>3</sub> や V<sub>4</sub> に異常 Q 波が発生し, 側壁梗塞, 高位側壁梗塞では V<sub>5</sub> や V<sub>6</sub> に異常 Q 波が表れる. 以上が QRS スパイク波をベクトルの想定した考え方であるが, これだけでは ST セグメントや T 波についての説明ができない.

胸部誘導測定のための電気配線を図9に示す. 本来ならば, + 電極は胸部誘導電極に, - 電極は R, L, F の 3 電極を 5K の抵抗を介して平均電

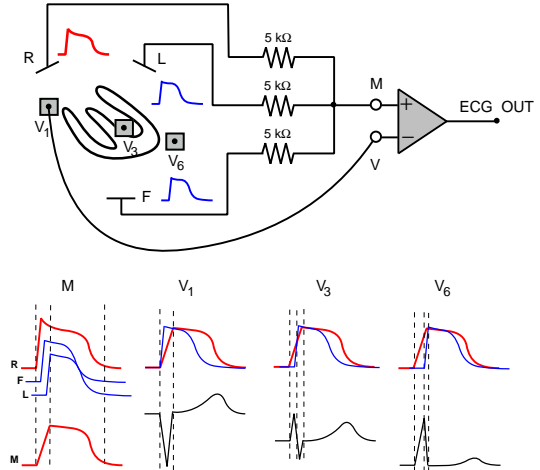


図9 胸部誘導発生メカニズム

ECG アンプの+入力端子を逆に接続して心筋活動電位で表示している. R(赤),L(青),F(青) は四肢誘導電極. それらの信号を 5K の抵抗で接続して平均電位 (M) を得る. 下段は M 電位波形, V<sub>1</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>6</sub> 波形を示す. M の 0 相勾配は V 誘導よりなる. そのため引き算すると S 波から R 波まで変化する. また M と V との再分極の時間差により ST セグメントは右上がり陽性 T 波から水平陽性 T 波に変化する. 同じく T 波の波高も低くなる.

位 (M) を作成するが, 各電極の細胞外電位の反転波形を表示するために図3の表記法に従った. 心室興奮の順序を考えると, 始めに心内膜側, 次に心尖部, 最後に左室側壁の順になる. したがって, M は図9下図左端に示すように, R, F, L の順に時相が遅れ, M の 0 相は緩やかな上昇線になる. また, 3 相の再分極線も R 極電位の影響を受けて, 最もなだらかで遅く再分極が終了する. 胸部誘導 V<sub>1</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>6</sub> も同様の順に心外膜側に興奮が伝播すると考えられ, 図9下図に時相を考慮して, それぞれの活動電位, その下に電位差 (体表心電図) を表示した. 赤色で示す M 波形より青色で示す V<sub>1</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>6</sub> 波形を引き算すると, V<sub>1</sub> は 0 相が M 波より早く立ち上がり, 大きな S 波を示す. M 波の 0 相は S 波の立ち上がり部分を形成する. ST セグメントは V<sub>1</sub> の 2 相が短いた

<sup>1</sup>右脚ブロックの rSR' は通常 V<sub>1</sub> より V<sub>2</sub> の方が S 波も R' 波も大きく振幅する. R' 波の波高が高くなる理由は, 右室自由壁が V<sub>2</sub> 電極の直下に存在することと右室興奮の時相が左室興奮に比べて遅れるためである. この事実から正常心電図では右室自由壁の興奮は左室興奮の S 波に吸収されており無視してよい. また左室高電位の診断に V<sub>2</sub> の S 波+V<sub>5</sub> 又は V<sub>6</sub> の R 波 ≥35mm が使われていることも右室自由壁の興奮電位が無視できる理由になる.

めに非常に短くなり、 $V_1$  の 3 相立ち下がりで大  
きな上行性の T 波が形成される。 $V_3$  波形は始め  
は M の 0 相で QRS の立ち上がりが形成される  
が、途中で  $V_3$  電位の 0 相が交差するために 2 相  
性の QRS が形成される。ST セグメントは M 波  
の 2 相と  $V_3$  波の 2 相の一致する部分が多くなり  
なだらかな上行性の T 波が形成される。 $V_6$  誘導  
は M 波の 0 相で R 波の立ち上がり、 $V_6$  波の 0 相  
で R 波の立ち下がりが発生し、正常の R 波が形  
成される。2 相も互いに一致する部分が多くなり  
平坦な ST セグメントと波高の低い T 波が形成さ  
れる。この胸部誘導の発生原理を理解すると図 8

に示す胸部誘導の各波形が興味深く観察できると  
共に、心電図学書に書かれていない  $V_2$  から  $V_5$   
までの ST セグメントや上行性の T 波の理解の参  
考になる。

余談になるが、III 誘導の T 波は陰性 T 波であ  
っても正常である。その理由は図 9 に示す L 波より  
F 波の 3 相での引き算が-になるためによる。ま  
た、I 誘導や II 誘導で陰性 T 波が異常波形である  
ことも理解できる。

### 墓石様波形

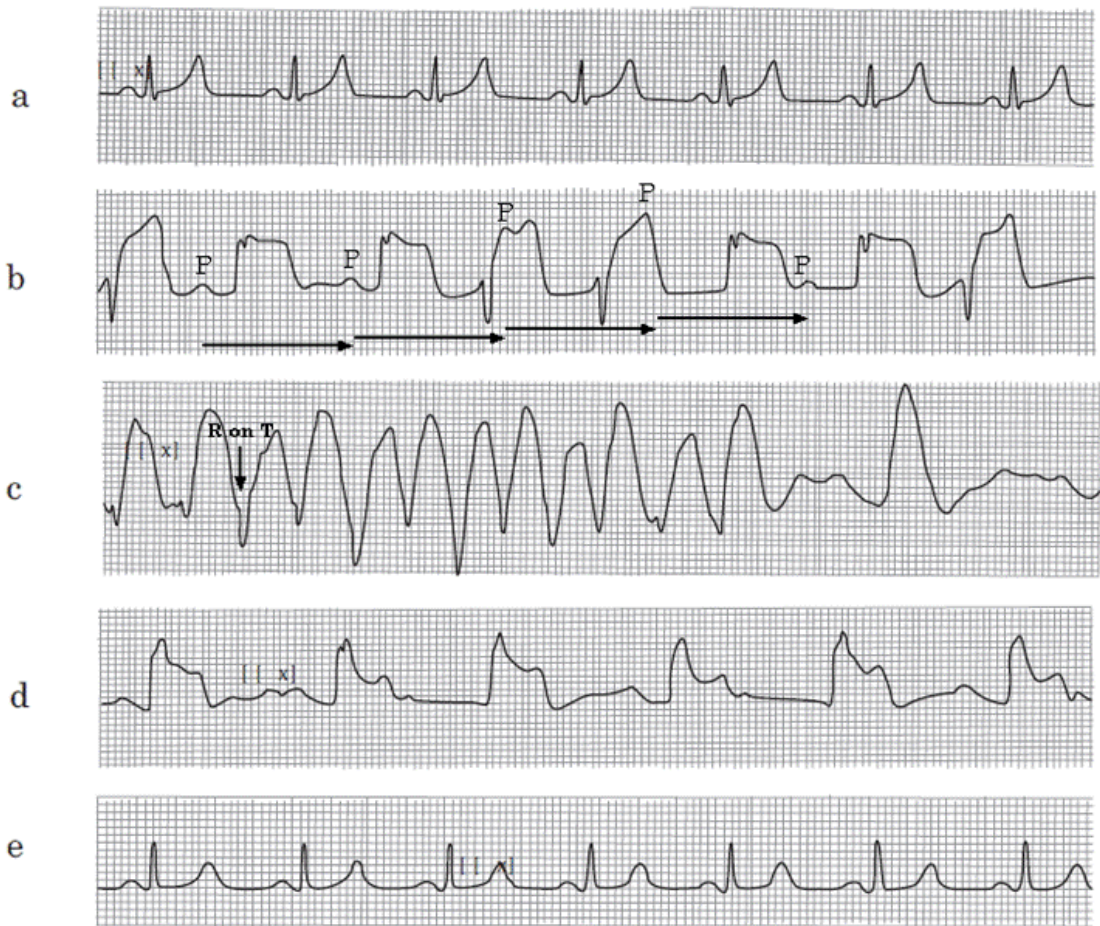


図 10 墓石様波形

a. 手術開始時, b 墓石様波形, c R on T より VT, d ジルチアゼム, ニコランジルなど  
により改善, e 正常心電図に戻る<sup>7)</sup>。



心電図計測の原理に戻って、心内膜側、心外膜側細胞外電位が心筋活動電位に似た波形であることの実証は図 10 に示す墓石様波形で確かめられる。52 才男性の手術中に発生した冠動脈攣縮発作の記録である<sup>7)</sup>。手術開始時は a の波形、突然 ST 上昇が始まり b 波形に変化。P 波とは 3 度 A-V ブロックの状態では心筋活動電位に似た墓石様波形が記録された。c で R on T により VT に変化し、d にジルチアゼム、ニコランジルを投与し、ST セグメントに窪みが現れ、e の正常心電図に戻った。b の墓石様波形は心内膜側細胞外電位そのものを表し、d の ST セグメントの窪みは心外膜側心筋の興奮が正常に戻っていく過程で心内膜側細胞外電位からの引き算波形と考えられる。b の 1, 4, 5, 8 心拍の下向きの R 波は心室の補充調律で発生した波形と考えられ、また d の R 波の先端で発生する斜め上に向かう波形は心内膜側心筋の興奮伝導の遅延と考えられる。

e と a を比べると a は明らかに T 波が高い。これは虚血により心外膜側心筋の興奮収縮時間が短縮した結果である。

### 冠動脈攣縮から見える心電図の原理

冠動脈攣縮や心筋梗塞の発生初期過程では墓石様波形になることが知られている。これは極端な ST セグメントの上昇で T 波と融合し、まるで心筋活動電位のような波形を示し、非常に重篤な状態となり、VT や VF に移行する。図 11 に正常心電図 A より墓石様波形 E までの変化過程を示すが、図 3 や図 4 に示す心電図の原理より墓石様波形は心内膜側細胞外電位を表していることがわかる。B に示す T 波の増高は心外膜側心筋の興奮収縮時間が短縮すると解釈すればよい。これは高 K 血症ではなく、虚血により十分な心筋収縮時間が得られなくなった状態であろう。下図に示すように R 波の下行部、ST セグメントと T 波の上行部までは一連の波形であり、心外膜側細胞外電位の反転波形を印象づける。心外膜側心筋の興奮低

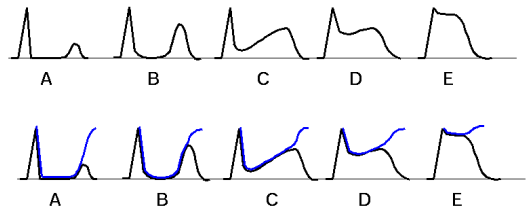


図 11 正常心電図から墓石様波形への変化  
A 正常心電図, B T 波増高, C D は ST セグメント上昇, E 墓石様波形. 下図は R 波の下行部, ST セグメントと T 波の上行部までを太線で示し, 心外膜側細胞外電位の反転波形を印象づけている (文献 8 より改変)。

下に伴って ST セグメントの窪みが浅くなり、興奮が消失すると墓石様波形になる。これも図 3 や図 4 の心電図発生原理に合致する反応であることを証明している。

### おわりに

心内膜側より心外膜側への興奮電流が対面の+電極 (F 極) で検知され、その結果、心電計が+に振れるという理論は誤りである。心電計は電流計ではなく電圧計である。また心筋興奮電流は生理学では存在しない電流である。右肩に装着した R 電極は心内膜腔細胞外電位を検出し、心内膜側心筋が+に興奮すると、その細胞外電位は-になり、その電位が心電計+端子に入力され、反転電位となって心電計は+に振れる。その間、心外膜側 F 電極では興奮が心外膜に到達しないために心外膜側細胞外電位に変化はない。R 波の下行波形は心外膜側心筋が興奮するために細胞外電位が-になり F 極に接続された心電計の+端子の電位が下がるためである。心内膜側細胞外電位の波形は墓石様波形で観察できる。心外膜側心筋が休止状態から改善するに従って、活動電位の 2 相平坦部が陥凹していき、ST セグメント、T 波が再び観察される。R 波の上行過程、下行過程、T 波の上行過程、下行過程、すべて成因が異なっているのであって、R 波を心室の興奮パルス波としたり、T 波をくくりの再分極波形だと思っている間は、墓石様波形の成因は絶対に理解できないであろう。



正常心電図の発生原理については上記の解説で終了する．心筋梗塞で発生する ST 上昇や異常 Q 波の発生原理は文献 9 を参考にしてもらいたい．また，後壁梗塞で発生するミラーイメージによる  $V_1$  誘導の増高 r 波については掲載予定の文献 10 を参考にしてもらいたい．

### 引用文献

1. Dale Dubin : 図解心電図テキスト. 分光堂, 2007 .
2. 下窪 徹, 迫田耕一郎: 入院中に心電図所見がストレンパターンに変化した超高齢心不全の 1 例 . 心臓 43:43-48, 2011.
3. 田中義文: 成り立ちから理解する心電図波形: 心筋の活動電位を読み解く . 学研メディカル秀潤社, 2012
4. 田中義文: <http://www.jsta.net/txt/new-ecg.php>, 心室心電図簡易シミュレーション
- プログラム
5. J H O'Keefe, K A Bybee: ST-Segment Elevation: Defined by the Company It Keeps Mayo Clin Proc, 87(7):610-613, 2012.
6. Durrer D, van Dam RT, Freud GE, et al. Total excitation of the isolated human heart. Circulation 1970;41:903
7. 中尾慎一: 予期せぬ致死的不整脈の対処法 . Anet 17:17-22, 2013.
8. F Morris, W J Brady: ABC of clinical electrocardiography: Acute myocardial infarction - Part I. BMJ 2002; 324 <http://www.bmj.com/content/324/7341/831.full>.
9. 田中義文: 心筋梗塞で発生する異常 Q 波の新しい考え方 . 麻酔・集中治療とテクノロジー 2020, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 . 41-43, 2021.
10. 田中義文: 梗塞波形で見られるミラーイメージの解釈 . 麻酔・集中治療とテクノロジー 2022, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 . 掲載予定, 2022.

# Nociceptive Response (NR) の問題点と対策

廣瀬 宗孝

## はじめに

全身麻酔下の侵害受容をモニターする指標として、Nociceptive Response (NR) 開発し、2018年5月から臨床使用を開始した<sup>1-3)</sup>。NR値は心拍数 (heart rate: HR)、収縮期血圧 (systolic blood pressure: SBP) 及び灌流指標 (perfusion index: PI) を用いて以下の式で計算する 0~1 の無次元数である。

$$NR = -1 + \frac{2}{1 + e^{-0.01HR + 0.02SBP - 0.17PI}}$$

しかし実際に臨床で使用してみると、以下の問題点が明らかとなった。① NRは侵害受容だけを表しているのか、② 意識下でNRが高値となるのは何故か、③ どこの施設でも使用可能か、④ 血

圧測定が5分毎の場合にNRは意味があるのか、⑤ 循環動態が変動した場合どうなるのか、である。本項ではそれぞれの対策について述べる。

## NRは侵害受容だけを表しているのか： 数理モデルによる解析

NR値は当初、手術による侵害受容 (nociception) と麻酔による抗侵害受容 (anti-nociception) のバランスを表す侵害受容モニターとして開発した<sup>1,2)</sup>。しかしその後、侵害受容と抗侵害受容のバランスを示す値 (S) と、Sに対する自律神経応などの生体反応 (R) の関係を数理モデルで解析すると、NR値の意味がSではなくRであることが明らかとなった<sup>3)</sup>。図1はSとRの関係を示すが、その解析方法は以下の通りである。

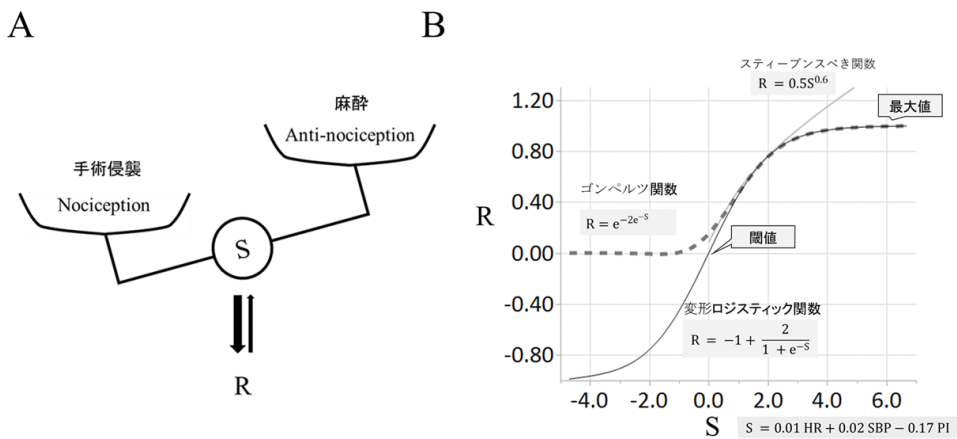


図1 数理モデルを用いたNR値の意味の解明  
無意識の全身麻酔下における侵害受容の刺激の強さ (S) と生体反応 (R) の関係 (A)、およびその数理モデル (B) を示す。

即ち、SとRの関係を、指数関数的な増加を示すスティーブンスべき関数と、微分方程式に抑制系の要素を含みシグモイド変化を示すゴンペルツ関数およびロジスティック関数で表し、NR値の意味を検討した(図1)。その結果、NR値を示す方程式は、閾値と最大値を持つ変形ロジスティック関数に相当し、NR値は「手術侵襲による侵害受容と麻酔による抗侵害受容のバランスを示す $S(S = 0.01HR + 0.02SBP - 0.17PI)$ に対する生体反応Rを数値化した値」であることが明らかとなった<sup>3)</sup>。

意識下でNRが高値となるのは何故か：

「NR-0.01BIS」の試作

NR値は、全身麻酔導入前と覚醒後の意識下で0.9前後の高値を示す。その理由は「NR値が0.9辺りの高値を示す場合は、侵害受容刺激が体性感覚神経系を介して大脳皮質まで届いている状態を表す」と考えてきた<sup>1)</sup>。

一方、京都府立医科大学麻酔科学教室名誉教授の田中義文先生から、「BIS値を基準にして考えてみたらどうか」とのご提案いただいた。これはNR値が意識レベルを含む指標ではないか、との指摘であると考えた。そこで無次元数同士のNR値からBIS値を引き算した式「NR-0.01×BIS」を試作することにした。

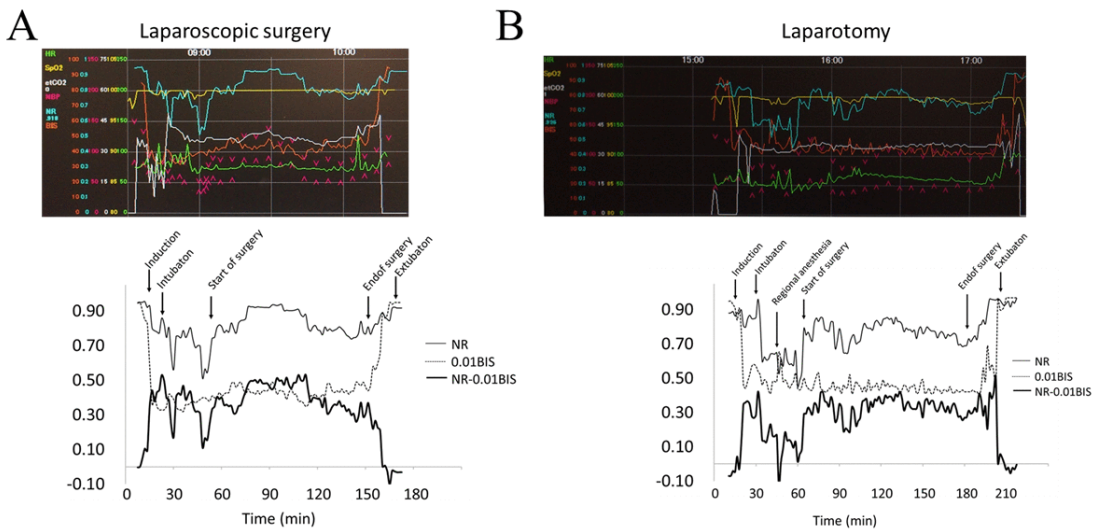


図2 NR-0.01BIS値の変化

NR, 0.01BIS および NR-0.01BIS のそれぞれの値を、腹腔鏡下手術(A)と開腹術(B)の症例で示す。SBPは非観血的血圧測定による5分間隔の測定である。

図2は腹腔鏡下手術と開腹術におけるNR値、0.01×BIS値およびNR-0.01×BIS値の1分毎の変化を示す。「NR-0.01BIS」は侵害受容のみを表しているように見える。しかしよく見ると麻酔導入から気管挿管までの間に「NR-0.01BIS」値は高値になっている。これは血圧測定がマンシェットによる非観血的測定で5分間隔であるため、NR値の計算は同じSBP値を5分間使用す

ることが原因であると考えられる。NR値が意識レベルを含む指標である可能性をさらに検討するために、麻酔導入前からSBPを連続測定する必要がある。観血的血圧測定もしくはSBPを連続測定する機器を使用した症例で、今後、検討したい。

どこの施設でも使用可能か：  
汎用性NRの開発

NR はパルスオキシメータで測定する PI 値を使用するため、PI 値を測定できない施設では使用できない。もし術前の患者情報と HR および SBP のみを用いて NR の近似値を得ることができれば、どこの施設でも計算が可能となる。そこで人工知能を用いて汎用性 NR の開発を開始した。詳細は追って報告する。

血圧測定が 5 分毎の場合に NR は意味があるのか：

### リアルタイム測定の必要性

上記の図 2 で、麻酔導入から気管挿管までの間に NR-BIS 値は高値になっているのは、血圧測定が 5 分間隔であることが原因であると指摘したが、NR を全身麻酔中のモニターとして使用するのであれば、血圧を連続測定し、NR の計算も現在の 1 分毎ではなく、数秒ごとにリアルタイムで計算することが理想である。NR をリアルタイムに計算し表示するアルゴリズムの開発を、現在検討している。

一方、これまで手術開始から手術終了までの NR の平均値 (術中平均 NR 値) と重篤な術後合併症の発症の関係を検査してきた<sup>4,5)</sup>。術前に重篤な併存疾患がない腹腔鏡下消化管手術患者の場合は、術中平均 NR 値 0.85 の患者に重篤な術後合併症が有意に多いことを報告した<sup>1,4)</sup>。また緊急手術や ASA-PS IV で術前に重篤な併存疾患をもつ患者を含む消化管手術コホートにおいても、術中平均 NR 値 0.83 で重篤な術後合併症が増加することを明らかにした<sup>5)</sup>。さらにこの報告では、血圧測定が 5 分間隔の症例のみでも同様の結果を得た<sup>5)</sup>。このことから、現在の 1 分間隔の測定間隔 (血圧測定が 5 分間隔の場合はその間の値を使用する) でも、術中平均 NR 値と術後合併症の関係は維持されることが明らかとなった。全身麻酔中に NR を 0.83 未満に維持する麻酔管理が、術後合併症予防に有用である可能性を検討するため、ランダム化比較試験を行っている。

循環動態が変動した場合は？：

## NR の解釈の変化

NR を算出する数式の変数の HR, SBP, PI は、循環動態の変動の影響を受けるため、循環作動薬の使用やショック状態などの影響を避けることができない。当初、NR は手術侵襲の侵害受容と麻酔による抗侵害受容のバランス (S) と考えていたが、上記で述べた通り現在は S による生体反応 (R) を表すと考えている。NR が S を表すと考えると、循環動態の変動は単なるアーチファクトを生むのみだが、NR の意味が全身麻酔下の手術侵襲による生体反応 (R) を数値化したものに変化したため<sup>3)</sup>、NR は循環作動薬の使用やショック状態なども含む生体反応を示す数値と考えるに至った。このため術中平均 NR 値が術後合併症と関連がある<sup>5)</sup>と考える。

## まとめ

NR は全身麻酔下の手術侵襲による生体反応を数値化した無次元数であり、術中 NR の平均値の高値は、術後合併症の発症と関連を示すことから、全身麻酔管理中のモニターとなる可能性がある<sup>5)</sup>と考える。また NR は意識レベルの要素を含む可能性があり、今後の検討が必要である。現時点の NR の問題点は、リアルタイムに測定できないことと、どこの施設でも使用が可能でないことであり、解決策を進めている。

## 引用文献

1. 廣瀬宗孝．全身麻酔中の痛み評価：麻酔科医の直感を数値化する試み．日本麻酔・集中治療テクノロジー学会誌 2020: 28-30.
2. Hirose, M., Kobayashi, Y., Nakamoto, S., Ueki, R., Kariya, N., Tatara, T., Development of a hemodynamic model using routine monitoring parameters for nociceptive responses evaluation during surgery under general anesthesia, Med. Sci. Monit., 24 (2018) 3324-3331.
3. Ooba, S, Ueki, R., Kariya, N., Tatara, T., Hirose, M., Mathematical evaluation of responses to surgical stimuli under general anesthesia, Sci. Rep., 10 (2020) 15300.

4. Ogata H, Nakamoto S, Miyawaki H, et al. Association between intraoperative nociception and postoperative complications in patients undergoing laparoscopic gastrointestinal surgery. *J Clin Monit Comput* doi: 10.1007/s10877-019-00347-3, 2019.
5. Ogata H, Matsuki Y, Okamoto T, Ishimoto D, Onoe K, Ueki R, Kariya N, Tatara T, Shigemi K, Hirose M. Intraoperative nociceptive responses

and postoperative major complications after gastrointestinal surgery under general anaesthesia. *Eur J Anaesthesiol* 2021 (in press).

連絡先：

廣瀬宗孝

〒 663-8501 兵庫県西宮市武庫川町 1-1

兵庫医科大学麻酔科学・疼痛制御科学講座

TEL: 0798-45-6392

E-mail: mhirose@hyo-med.ac.jp

## ロボットを利用した術前外来支援システムの開発

今井 桃花<sup>\*,†</sup>, 加島 有紀<sup>†</sup>, 眞一 弘士<sup>†,‡</sup>, 山下 咲良<sup>§</sup>, 増井 健一<sup>†</sup>

### 背景

麻酔科医の日々の診療において術前診察の負担は年々増加している。手術件数やハイリスク患者の増加に伴い、術前情報の収集、全身状態の評価、麻酔の説明に非常に多くの時間が必要になっている。昭和大学病院の術前外来においては、紙による情報収集に加えて薬剤師および看護師による診察を行っているが、全身状態の情報収集・評価や麻酔の説明に長い時間が必要になることも多くあり、麻酔科医の負担はいまだ大きい。近頃、タスクシフトが注目されており、麻酔科医のルーチンで行っている質問や麻酔の説明業務支援のため、ロボットを利用した術前外来支援システムを開発した<sup>1,2)</sup>。

### 開発環境と開発の経緯

問診と麻酔説明を行うロボットはシャンティ社の開発したタピア(株式会社シャンティ, 東京)を利用した。タピアは、タピアという名前のロボットとタピアを制御するラズベリーパイおよびラズベリーパイに接続されたポータブルプリンターから構成される。タピア, ラズベリーパイ, ポータブルプリンターはローカルネットワーク上でWIFI接続されている。タピアは身長 245 mm, 幅 220 mm, 重さ約 2.5 kg の卵型ロボットで、5.0 インチタッチパネル式液晶画面(1290 × 720 px), カメラ, 距離センサ, マイク, スピーカ, WIFI 等を内蔵している(図 1)。テキスト文字列を自動で読み上げる機能が搭載されており、音の高さと読み上げ速度の調節ができる。これらの仕様により音声, 文字, 画像での説明・質問が可能である。



図 1. ロボット タピア

ラズベリーパイにはタピアに表示させるコンテンツを開発・制御するプログラムであるパラメディ S が入っている。パラメディ S は web アプリ型のプログラムで、これを用いて問診および麻酔説明内容を開発することができる。

今回、問診と麻酔説明をタピアで行う開発を進める上で留意したことがいくつかある。当院よりも先にロボットを導入した戸塚共立第 2 病院麻酔科での術前使用経験を踏まえて以下のように作成した。

#### ① ロボットに求められる事項

今回のシステム開発ではロボットに、問診と麻酔説明のうち全患者に共通する部分を担当させることとした。ロボットによる問診・麻酔説明には「わかりやすさ」「どのような患者にも対応できること」が求められる。そのためには使いやすく、親しみを感じてもらふ必要があると考えた。

\*東京労災病院麻酔科

†昭和大学医学部麻酔科学講座

‡戸塚共立第 2 病院麻酔科

§株式会社シャンティ



親しみを感じてもらえるようロボットに名前をつけ、麻酔の説明のはじめに自己紹介させることにした。高齢者でも聞き取りやすいよう音量を大きく、トーンをやや低く、スピードを遅めにした。モニター上に笑顔などを表示させロボット底部の回転板を回転させることで見回す動作をつけて躍動感を出し、患者の緊張がほぐれるようにした。

### ② 問診事項に関して

問診における質問は音声による説明と画面への文字表示により行うこととした。初期バージョンでの問診では、特に高齢者の場合に、質問の文が長いと全く関係のない回答をする、ロボットへの回答を途中で放棄するといったケースがみられた。そのため、質問文を短くし、表示の改行位置を工夫して質問の文意を理解しやすいようにした。回答は二者択一式または絶対数となるように編集した。質問事項は麻酔科医がルーチンで行う一般的かつ単純なものに絞り、既往歴などの回答が複雑なものは組み込まないこととした。(図 2)

### ③ 麻酔の説明に関して

文字が読みやすいよう、また理解が進むよう、画面にはイラストと大きい文字の説明文の両方を表示することとした。音声は画面に書かれていることを読み上げることを基本とした。各麻酔方法の説明では、施行方法と合併症は別の画面に分け、一画面の情報が過多にならないようにした。イラストは適切かつ可愛いものを選び、親しみを持ちやすいようにした。また、説明時間が長くなると患者の集中力・注意力が低下して理解を妨げる可能性があることを鑑み、合計説明時間が5分程度となるようにした。

開発当初はそれぞれの患者が受ける麻酔方法について必要な部分のみ聞けるようプログラミングしていた。しかし、ロボットの問診・説明は麻酔科医の面談の前に行うため、ロボットの説明時に麻酔方法は決定していない。このため予め各々の患者に個別の麻酔方法を選択して説明することはできない。そこで、全ての患者に全身麻酔・硬膜外麻酔・脊髄くも膜下麻酔・神経ブロックのすべ

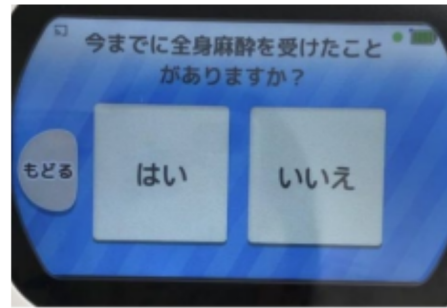


図 2. 単純な質問表示

での説明を行うこととした。

次に麻酔の説明に関して、一般的な麻酔法とその合併症について説明する標準バージョンと、さらに細かく説明する詳しいバージョンの2パターンを用意した。標準バージョンは初めて麻酔を受ける方向けに、詳しいバージョンは詳細を知りたい方向けに作成した。作成後、非医療職へのモニタリングを行った。結果、麻酔の細かい説明をされても理解できず、全体的な流れや起こりうる一般的な合併症について知ることができれば良く、標準バージョンで十分だという意見を得た。中には標準バージョンでは説明が不足すると感じる方もいるが、後に続く麻酔科医との面談で疑問点は解決できるので、詳しいバージョンは必要ないという結論に至り、麻酔説明は標準バージョンを採用することとした。

以上①から③を統合してロボットを用いた術前外来支援システムを開発した。

## 術前外来における運用

開発したシステムは、現在術前外来において次のように運用されている。

- (1) 術前外来事務員が画面上のボタンを押してプログラムを起動し患者に手渡す。
- (2) ロボットが YES・NO や数字で答えられる10の問診をする。喫煙歴や動揺歯、全身麻酔歴やPONVの有無、頸椎の状態や内服薬の有無などについて回答する。なお、喫煙歴がある場合はその喫煙本数や年数に関する問診事項が追加される。問診への回答が終わったら、全身麻酔・硬膜

外麻酔・脊髄くも膜下麻酔・神経ブロックの説明を行う。

- (3) 問診および説明が終了すると、問診への回答が WIFI 経由で小型プリンタに送信・印字される。
- (4) 印字結果は従来の紙アンケートとともに薬剤師、看護師、麻酔科医に回覧され、人による問診・説明の情報源として用いられる。
- (5) 回答の記録はスキャナを用いて電子カルテに取り込む。

### 導入後の病院スタッフの感想等

麻酔科医からは問診事項の聞き漏らしが減った、麻酔説明の時間を省略できたという意見を得た。患者からはロボットへの良い印象が聞かれた。事務員からは術前の患者の緊張がほぐれることがあった、との意見があった。これまで数百人に使用しているが、操作が難しくてできない、プログラムの誤操作・誤動作といったトラブルは今のところない。

### 考察と結語

これまで術前の問診・麻酔説明・同意の取得は当院では麻酔科医が行ってきた。しかし、術前外来で麻酔科医が使用できる部屋が一つしかない、という場所の制約から、術前外来担当麻酔科医の負担は大きかった。術前外来支援ロボットに麻酔科医がルーチンで行ってきた簡単な質問や麻酔説明をタスクシフトすることで、術前業務が軽減できた<sup>1,2)</sup>。ロボットによる問診及び説明の時間は10分程度で、患者のロボット使用による負担は大きくないと考えられた<sup>2)</sup>。

今回開発したシステムには、開発当初予想していないメリットがあることもわかった。これまで事務員は、患者の紙アンケートの記入を終えたタイミングを把握するために患者の様子を確認す

る必要があった。今回のシステムではロボットの説明の音声は事務員に聞こえ、ロボットによる説明終了後にはプリンタが動作するため、患者への次の案内をスムーズに行いやすくなった。また、薬剤師からの要望で、シーズンを限定して予防接種の質問を追加し、薬剤師の業務軽減にも貢献している。データを電子カルテと連携できることが望まれるが、経済的な観点から現状はスキャナを用いて情報の保存を行っている。一方で、病院のネットワーク環境を必要とせず、独立したローカルネットワークを使用するため、院内ネットワーク環境の状態に左右されないというメリットもある。ロボットにはマイクが内蔵されているので、問診の回答を音声入力にするという方向性も考えられるが、音声認識には良い医学専門辞書や、高性能の認識エンジンの使用には web 接続が必要なこと<sup>3)</sup>、などのハードルがあること、ロボットの使用時間を長くしたくないこと、などの理由から現状では音声入力は考えていない。

術前外来支援ロボットおよび支援システムは術前業務の負担を軽減しうると考えられた。今後はアンケートの集計や他職種との議論などにより、システムのブラッシュアップを計画している。

### 参考文献

1. Howell M, Hood AJ, Jayne DG: Use of a patient completed iPad questionnaire to improve pre-operative assessment. *J Clin Monit Comput* (2017) 31:221-225
2. Taylor SD, Andrzejowski JC, Wiles MD, Bland S, Jones GL, Radley SC: A prospective observational study of the impact of an electronic questionnaire (ePAQ-PO) on the duration of nurse-led pre-operative assessment and patient satisfaction. *PLOS ONE* (2018) <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0205439>
3. 眞一 弘士, 増井 健一: 医学における自然言語処理と専門辞書の重要性. *麻酔* 2020; 69: 443-449

## 汎用 Macintosh 喉頭鏡ブレードに 3.9mm 細径カメラを装着した ビデオ喉頭鏡・録画システムの試作

中尾正和，新澤正秀，本多亮子，村上俊介，石橋優和，河本佐誉子，  
佐々木陽子，宮地くる実，本池芹佳，満谷尚子，前 雄平，望月さや，  
渡辺るみ，原田 彩

### はじめに

われわれはこれまでも通常の Macintosh 喉頭鏡に先端径 6mm のカメラを装着し，ビデオ映像をモニター／録画する方法を考案し，研修医の基本教育にも利用してきた<sup>1)</sup> (図 1)．すでにわれわれの施設では，指導者がリアルタイムに指導やフィードバックを行なう上では，欠かせないものとなっている．6mm のカメラは当時としては最細であったが，直視視野をやや邪魔している欠点は残っていた．

2020 年になって，先端径 3.9mm ペンシル型デジタルビデオカメラシステム (耳かきや外耳道観察用として 1 万円以下でネット通販)(図 2) を入手できたので，このカメラを汎用喉頭鏡へ装着する方法を考案・試作し，ビデオ観察／録画システムとしての実用性を検討した．

### 方法と結果

ネット通販で入手したカメラは 2 種類で，ほぼ同じ形状だったが，USB 接続して WindowsPC や 안드로이드スマホに接続する NTE390 は 3 千円，専用 4.5 インチモニター画面のついた本体に接続して利用する MS450-NTE は 7 千円であった (図 2)．先端カメラは画素数 1080 × 720P で，IP68 防水仕様，アルコール消毒が可能，PSE 認定とあった．視野角は水平 60 度，垂直 40 度で，基本部分は同一ユニットと考えられた．

カメラ部は長さ 9cm の直型で，X-線撮影すると，先端径 3.9mm カメラ (18mm 長) は外径 7mm



図 1 これまで使用してきた喉頭鏡ブレードに装着するビデオカメラシステム<sup>1)</sup>



図 2 3.9mm みみかきカメラシステム MS450-NTE (通販サイトで購入)

アルミパイプに嵌合され，電気回路に結線された構造と判明した (図 3)．直型のままでは直視視野には邪魔となるが，喉頭鏡のカーブに沿って湾曲させれば直視視野も邪魔せず有用と考えた．このアルミパイプ部をブレードに装着できるように，万力 (ホームセンターの大型の金工用を無料利用) で湾曲させた (図 3)．さらにブレードへの接触面

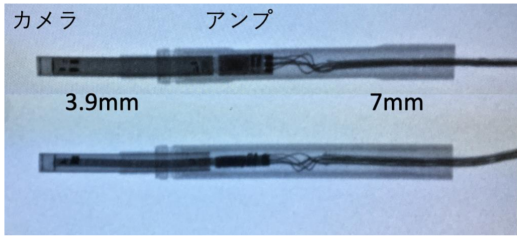


図 3 X-線撮影画像



図 4 万力で喉頭鏡のカーブに沿って湾曲させる



図 5 アルミ製洗濯ばさみを利用して薄型ブレードに装着できるプロトタイプ

を平面に切削し、装着時にカメラが回旋せず視野が安定するようにした。試作では超強力多用途両面テープ KPG-12(3M 社) を用いて、ビデオ視野と直視視野のバランスを調整した。これまで利用してきた RF 社 LF-7 や自作カメラではブレードにネジ固定していたが<sup>1)</sup>、利用者(研修医)は固定時に過剰に締めつけてしまいクランプ部が頻回に破壊されてきた。そのため、ブレードに挟む方式に変更した。プロトタイプはブレードの厚みの薄いウエルチアリン社ブレード用とした。加工がしやすいアルミ製洗濯ばさみにカメラを両面テープ(同)で接合しブレードに挟みやすいように洗濯ばさみをラジオペンチで修正して固定した(図 5)。



図 6 厚みのあるブレードにも対応できる汎用クリップ型と 4.5 インチモニターの録画器本体

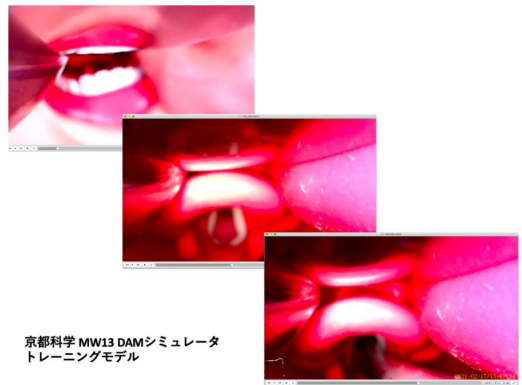


図 7 喉頭展開画像の例

厚みある他社のブレードにも対応できる汎用型としては、開き角の大きいステンレス製洗濯ばさみを利用し両面テープでカメラをゆるく接合した。アルミ、ステンレスいずれの洗濯ばさみでもブレードサイズ#3 と#4 に対応できた(図 6)。挟む形式にしてから装脱着も容易となり、ユーザーや指導者からの評判も良かった。

画質：高画質(1080 x 720p)カメラとあったが、本来が耳観察用のためかカメラ焦点は先端から 2~3cm であり喉頭視野 3~4cm での画質はやや鈍かった。それでも従来コンポジットビデオよりは解像度は良好であった(図 7)。

MS450-NTE のモニターは電源とレコーダーも兼ねた一体型のため、従来のカメラ、カメラ電源、ビデオ録画器の組み合わせと比べて、操作性も改



善した．1．電源SW，2．モード切り替え(カメラモードからビデオ録画)，3．録画開始，4．もう一度押すと録画停止，と操作性は容易で，画面は4.5インチのIPS液晶で視認性も良かった．動画は汎用の.mov形式で，microSDカードに録画され，再生にも4.5インチ画面であれば，これだけで完結できて研修医のフィードバックが即座にやりやすい．これを通常の喉頭鏡につけて利用すれば，教育効果も高いと考えられた．ACアダプタは付属していないが，スマートフォンなどのType C USBケーブルが付属しており，汎用の充電器が利用できた．

## 考 察

われわれは，これまでも教育用に細径小型カメラを通常のMacintosh喉頭鏡に固定し，得られたビデオ映像を個々の研修医ごとに，モニター録画してきた．従来機種は，基本設計が2008年頃のポータブルレコーダ(入手当時1.5万円)にアナログ(コンポジットビデオ)で，録画していたが，接続はフォンジャック(特殊な4pin)で，市販品は入手困難であり，使用とともに，機器の接触不良，基板のハンダ割れ，ケーブルの断線なども頻発したが，ケーブルは自作再生して利用を継続してきた．

5年前までは6mm径アナログカメラが一般に入手できる最小径だったが，近年はUSB接続でPCやAndroidスマホに接続する6mm径デジタル信号高精細カメラが，パイプ内部の観察用として5千円未満で入手できるようになってきた．さらに2020年になって本機のような『耳かきスコープ』とよばれるカメラの先端径が3.9mmペンシル型ビデオカメラ(HD720P 130万画素LEDライト6つ付き)がUSB接続仕様のものと，カメラをスマホのような4.5インチ画面の専用ユニットに接続して使用する単独型システムが1万円以下で入手可能となった．

PCに接続するUSBカメラタイプは3千円と安価で，試作には向いているが，使用時にはPC

ないスマホを毎回準備する必要がある．後者の単独型システムなら，単価も1万円未満であり，研修医が個別に専用所持できシミュレータでの挿管練習の学習にも利用しやすいと考えた．

汎用USBカメラタイプと今回の疑似スマホ型のカメラ部は同一基本部品で，汎用USBカメラには光量変更スイッチがあるだけだが，互換性はなかった．故障した際に専用カメラは入手できるようだが，今後の開発にあたっては，カメラが互換性・汎用性をもち，故障した際にもカメラ部ないスマホ本体側の交換が容易に可能になることを期待したい．

## 結 語

通販サイトで入手できる3.9mmの細径ビデオカメラの喉頭鏡への装着を考案した．アルミパイプ部のDIY(彎曲)というローテクのみで十分実用的なものが得られると考えられた．

## 参考文献

1. 中尾正和ら，汎用喉頭鏡をビデオ喉頭鏡に変身させる小型ビデオカメラ利用の変遷．麻酔・集中治療とテクノロジー 2013, 44-50 北斗プリント 京都, 2013

## ABSTRACT

The modification of the small-bore (OD 3.9mm) digital inspection endoscope "Otoscope video cameras" into inexpensive video-laryngoscopes system.

Masakazu Nakao, Masahide Shinzawa, Ryoko Honda, Shunsuke Murakami, Masakazu Ishibashi, Sayoko Kawamoto, Yoko Sasaki, Kurumi Miyachi, Serika Motoike, Naoko Mitsutani, Yuhei Mae, Saya Mochizuki, Rumi Watanabe, Aya Harada

Video laryngoscopes are getting popular to learn/teach skills for tracheal intubation. Realtime monitoring and recording/playback of video is very useful especially for teaching hospitals. We have been developing homemade video

laryngoscope system by using thin analog video cameras for the last 10 years. Our latest systems consisted of small-bore (6mm) composite analog video camera, the power supply for video camera and portable video recorders. While the outer diameter of this camera was thin 6mm, it hinders direct laryngoscope view to some extent.

Recently we found the family-use thin pencil shaped camera system for ear wax removal is available on the internet at reasonable price, less than \$100. The diameter of distal camera tip was 3.9 mm, and the camera cable was connected to smartphone-like body unit which provides 4.5 inches color LCD display and power for camera. The digital camera of 720P high resolution is connected to amplifier in 6mm aluminum pipe according to X-ray photography. We bent this aluminum pipe with vise into the curvature of laryngoscope blade and filed the lateral

side of pipe to sit on the wall of laryngoscope blade. Camera was fixed with stainless wire pinch (clothes pins) by using double-sided adhesive tape (KPG-12, 3M). New thin 3.9mm video camera could provide better view, handling and visual quality.

With small modification, the ear wax removal camera could be converted to inexpensive video laryngoscope system.

**Key words:** tracheal tube intubation, multi-purpose digital inspection endoscope, Otoscope, video-laryngoscopy, education.

*Division of Anesthesia and Pain Control  
Hiroshima General Hospital  
1-3-3 Jigozen, Hatsukaichi City,  
Hiroshima, 738-8503, Japan  
masa.nakao@nifty.ne.jp*



## 麻酔の現場で使える薬剤情報検索アプリの開発

鈴木 聡，夏井 淳一，寺本 雅裕，  
鈴木 哲也，小澤 礼里，讃岐 美智義\*

### 背景

今後、高齢化社会が進む中で、手術へのニーズは更に高まっていくことが考えられる。手術件数が増えている中で、周術期を担う麻酔科医の役割は非常に重要なものとなっている。多数の手術を担当する麻酔科医は現場での業務の効率化を求めている。しかし、臨床の現場で使用する麻酔薬の知識と使用の際のノウハウなど麻酔分野の情報は複雑で広範囲なものである。麻酔科医のみならず、研修医や最近登用が進んでいる麻酔看護師、集中治療室に所属する薬剤師、麻酔科医への支援を行う企業人など、麻酔分野に関する知識の重要性は高まっている。

そうした背景の中で、讃岐美智義先生が麻酔現場での有用な知識やノウハウを長年かけてまとめられた、膨大なデータベースである「麻酔と救急のために」の冊子は30年以上も麻酔分野での「虎の巻」として広く活用されている。

「麻酔と救急のために」は、讃岐美智義先生が研修医時代に薬剤準備を行うナースのために作成された資料がベースとなり、広島大学大学院蘇生学教室内の広島麻酔学会「麻酔と蘇生」編集部から別冊として出版されたのが始まりである。薬効毎に解説された章構成や、救急の現場で 사용되는重症度スコアが体系的にまとまっており、最新版第8版まで累計15万部以上販売され、麻酔の知識を学習する上で優れた冊子として広く活用されている。

### 目的

「麻酔と救急のために」をさらに発展させ麻酔薬や周術期に関する知識の普及を考えておられる

パーズ・ビュー株式会社  
\*呉医療センター・中国がんセンター 麻酔科



図 1. 同じ薬効分類での薬剤情報遷移

讃岐先生とともに、「麻酔と救急のために」のアプリ化を進めている。讃岐先生監修の下に我々が目指すのは、「麻酔と救急のために」アプリのスマートフォンでの利用により、いつでもどこでも必要とする人に情報を簡単に提供できることである。

「複雑さを簡単に！」を合言葉にアプリを開発する我々のコンセプトは以下のようなものである。

- ① わずか数タップで欲しい情報に到達できる  
「シンプルな操作」
- ② 使えば使うほど使いやすく便利になる  
「育つアプリ」
- ③ スマホアプリの配信の仕組みを利用した  
「麻酔トレンドの反映」

### スマートフォンアプリの特長

「複雑さを簡単に！」を実現する我々のアプリの特長について、利用シーンを事例として示して紹介する。



図 2. 検索対象の絞り込み



図 4. 全情報からの検索



図 3. 薬剤名・一般名検索



図 5. 付箋薬剤登録

① 少ない操作で目的の薬剤情報に到達

- \* 麻酔現場で薬剤情報の参照をする時
- \* スマートフォンで薬剤検索できることは便利である．さらに、最短で必要な情報に到達したい
- \* どの画面からも参照したい薬剤の情報に数タップで移動できる

例えば、薬剤詳細画面から同一薬効分類の薬剤

に 1 タップで到達 (図 1. 参照)

② 複数の検索機能で的確に情報を絞り込み

- \* 併用禁忌や徐脈の副作用などから、該当する薬剤を絞り込む時
- \* 簡単に、だが的確に情報を絞り込みたい
- \* 複数の選択機能を用意 (薬効分類、キーワード検索、付箋登録薬でのフィルタリングなど)

例えば、「気管支喘息」とキーワード検索して、禁忌薬剤を絞り込む (図 2. 参照)

③ UX/UI<sup>1</sup>へのこだわり：最新 UI を採用

- \* 緊迫した状況で薬剤情報の検索をする時
- \* 疲れのない外観やストレスがない操作が望まれる

(紙媒体にはないアプリならではの特長)

- \* 最新 UI である「ニューモルフィズム」を採用  
凹凸のあるリアルな質感とフラットデザインのシンプルさを併せ持つ
- \* 電波の届かない場所でもオフラインで動作する  
ストレスの無い反応性を実現

本アプリの機能紹介

① 薬効分類検索

麻酔薬は薬効によって体系的に分類されている．この薬効分類の画面が本アプリのホーム画面となっており、名称ではなく薬効から薬剤情報に到達する．

② キーワード検索

薬剤名・一般名での検索と薬剤の全ての情報をキーワードで検索する 2 つの方法を提供している．

\* 「薬剤名・一般名」では

<sup>1</sup>UI : User Interface 画面上の情報やデザインおよび操作性を示す．

UX : User Experience UI を含めたユーザによるシステムの使用体験を示す．



図 6. 参照履歴



図 7. 投与速度計算

薬剤の名称の頭文字 1 文字を入力して行くと、候補の薬剤が表示され、文字を入力して行くと徐々に薬剤が絞り込まれる。(図 3. 参照)

- \* 「全ての情報から」モードでは任意のキーワードを含む薬剤を検索することができる。例えば、「ショック」と入力すると、「ショック」を含む薬剤のリストが表示される。(図 4. 参照)

③ 検索対象の絞り込み (フィルタリング)

薬剤情報の特定の項目に入力したキーワードを含む薬剤のみを検索対象としてフィルタリングできる。例えば、設定画面で「禁忌」の項目に「気管支喘息」と入力すると、禁忌に気管支喘息を含む薬剤のみ検索の対象となる。

④ 付箋薬剤登録

頻繁に参照する薬剤に付箋を付ける機能。付箋を付けた薬剤のリストに登録され、付箋登録薬剤をタップするだけで薬剤情報にアクセスできる。(図 5. 参照)

⑤ 参照履歴

ユーザが参照した薬剤情報は「参照履歴」として登録される。参照履歴をタップするだけで薬剤情報にアクセスできる。(図 6. 参照)

⑥ 表・スコア

周術期に必要な情報を整理した表やスコアを讃岐先生に厳選して頂き、アプリに実装している。実装する表・スコアはトレンドの変化に応じて変えて行くことを想定している。

現在実装している表・スコア：

意識障害の程度 (3-3-9 度方式), Glasgow Coma Scale, 米国麻酔学会術前状態分類, NYHA 心機能分類, Hugh-Jones 分類, APGAR スコア, Prince Henry ペインスケール, Ramsay 鎮静スコア, RASS(Richmond Agitation Sedation Scale), ショックスコア, Child-Pugh 分類, 肝障害度 (liver damage), Killip 分類, CCS の狭心症重症度分類, 麻酔診療点数 (保険請求) 上の麻酔困難な患者の分類, Surgical Apgar Score, 肺血栓塞栓症のリスク評価, 乳幼児のかげスコア, 出血・凝固に影響を与える薬物

⑦ 薬剤投与速度計算

投与速度計算画面には、対象となる薬剤に関する希釈方法と目標とする投与速度 [ $\mu$ g/kg/分] の初期値が設定されており、患者の体重を入力するだけで、投与速度 [ml/時] が算出される。また、希釈方法については独自に初期値を変更することができる。(図 7. 参照)

将来構想

「麻酔と救急のために」アプリは、讃岐先生の将来構想に従って、段階的に進化することを目指す

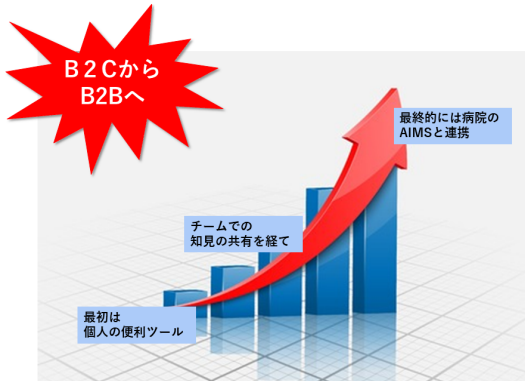


図 8. 将来構想

している。別な言葉で言えば、ビジネスの世界でいう「B to C」から「B to B」<sup>2</sup> への転換である。(図 8. 参照)

#### ① 個人への普及

麻酔薬に関する知識を中心とする麻酔分野の情報を広く普及するために、簡便な操作のスマートフォンアプリを提供する。

#### ② チームでの知見の共有

周術期をはじめ医療は、複数の医師や看護師を始めとする多職種のチームで行われるため、スマートフォンアプリの利用で蓄積された個人の知見をチームで共有する仕組みを構築する。

#### ③ 病院システム (AIMS<sup>3</sup> など) との連携・他施設研究への支援

### おわりに

最終的に、本アプリは、麻酔現場での業務・作業の効率化と臨床研究に資するシステムを目指す。具体的には、AIMS などの病院システムへの情報提供のための連携と多施設での臨床研究への情報共有のための仕組みを実現する。

また、具体的な機能や操作方法に関しては、本アプリの多職種のユーザから意見を収集し、讃岐先生の監修の下に、機能を拡充して行く、育つアプリに発展したい。

<sup>2</sup>B to C : Business to Consumer 企業が個人ユーザに商品・サービスを提供する形態

B to B : Business to Business 企業が企業に商品・サービスを提供する形態

<sup>3</sup>Anesthesia Information Management System 自動麻酔記録システム

# AYA-P と Android 端末を応用した麻酔管理支援ガジェットケース

岩瀬 良範 , 石黒 隆\*

## はじめに

演者はかねてより様々な麻酔科診療上の工夫を本学会で提案してきた．中でも近年のスマートフォン (スマホ) やタブレット端末には様々な利点がある．ここに石黒開発による小型かつ超高感度な振動センサー AYA-P(コスミック・エム・イー)<sup>1)</sup>を加えて,以下の機能を備えた表題のケースを作成してみた．

## 内容と基本的事項

### 1. AYA-P (石黒開発による超高感度振動モニター) による点滴滴下モニターおよび空液警報

点滴チャンバー近くのチューブ表面に AYA-P のセンサー部分を接触させると,滴下の振動が検知できる．これにより,Bluetooth 接続している機器から,滴下または空液の情報を処理することができ,滴下の計測や空液の警報を発生させ得る．センサーをこの位置に設置する方法だと点滴チャンバーの目視と輸液の流れに影響しないことも大きな利点である．

AYA-P は,点滴チャンバー直下から 30cm 毎に設置したが,120cm 離れたところでも滴下を安定して検知した．また,センサー部分は無指向性の振動を感知するので,例えば,神経刺激装置による四連刺激をモニターし得る．

AYA-P の滴下信号は,専用の Android アプリで受信し,表示・記録する．空液時のマナーモードの振動による警報は,点滴チャンバーが完全に空になる前に発生するので,日常診療への貢献が期待できる．(写真 1)

### 2. スマートフォン同士のビデオ通信 (IPWebcam (Pavel Khlebovich, Moscow, Russia

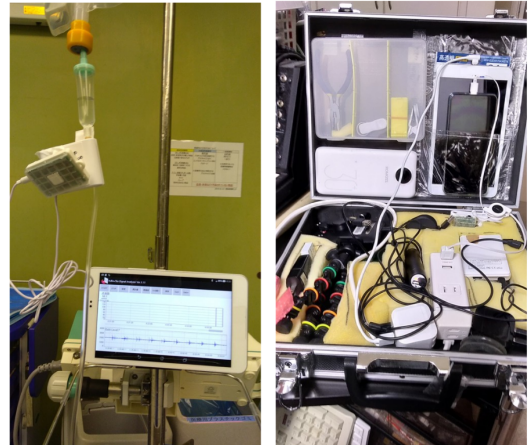


写真 1 左 AYA-P による点滴・空液モニター

点滴チャンバーより下流に AYAP を設置して,Android 端末で受信する．画面は滴下信号が表示されている．点滴滴下の目視を妨げないことも大きな利点である．

写真 2 右 現在のガジェットケース

アンドロイド端末,AYAP,電源がクッションで配置されている．安定した充電と給電が最も重要である．

作,日本語化済,無料版あり))による気管チューブの口元の監視(体位や術式による)

これは 2017 年の本学会で発表した<sup>2)</sup>．腹臥位や頭頸部手術の際の顔面,口元および気管チューブの様子を無線伝送するものである．テザリング機能内蔵(ただしインターネット接続は無効化済,HTC EVO-WiMax,2011 年発売,Android 2.3)のスマホを IPWebCam のサーバーにしてアクセスする．録画記録はタイムラプス処理や動態画像解析ソフト Kinovea(<https://www.kinovea.org/>)を用いると,予想以上に気管チューブに圧迫が加わっている様子に驚くことがある．本システムは,患者に対し完全非接触で,術式が麻酔管理領域と重複し監視不十分のリスクのある場合に限り使用している．

埼玉医科大学病院 麻酔科

\*コスミック・エム・イー



### 3. 比較的小型のアタッシュケースと電源

ホームセンター等で販売している A4 サイズのものを使用している。内部に手芸用クッションを整形して、スマホとスタンド(三脚)、バッテリー、工具等が収納できるようにする。充電用の USB 電源も収納し、コネクタに負荷がかからないように取り回す。充電はケースを閉じたまま行えないようにしている。万が一の充電中火災のリスクを減じたいからである。

### 4. スマホスタンド, すべり止め, 汚染防止用品, 吊り下げフック

これらの物品は、100 円ショップで高品質のものが手に入る。各種ラインの仕切りや簡易固定、器具の汚損防止に非常に重宝している。スマホスタンドは、「自撮り棒」から進化した優れた製品が、100 円ショップだけでなくカメラ店やパソコンショップでも、優れたものが販売されており、限られた設置環境にフィットで使いやすいものを現在も探している。

## 考察と結語

以上、日常の麻酔科診療に応用し得て有用の可能性があるガジェットを紹介した。これらの物品は、研究目的ではなく、患者周辺で使用するものであるが、その線引きは曖昧と言わざるを得ない。さらにこれが明快に示されれば、医療崩壊が叫ばれる昨今の診療補助の一助になり得ると考える。

## 発表後追記

① AYA-P による点滴滴下モニターおよび空液警報は、コスミック ME に対して埼玉県デジタル技術活用製品開発費補助事業として採択された(2021/6/8 付)。現在特許出願中である。

② IPWebCam は、全画面のモニタリングが適切と考え、有償版を購入したが、GooglePlay からのダウンロード版では Android 2.3 での動作はサポートされていなかった。新しいバージョンのスマホに変更することも検討したが、作者の Pavel

Khlebovich 氏に英語でメール連絡したところ、同版に対応する IPWebCam を準備して下さった。動作も順調であり大変重宝しており、同氏に深く感謝したい。

③ USB-typeC の PD (Power Delivery:高電流対応規格) に対応した高容量バッテリーやケーブルが急速に普及して廉価になってきた。使用頻度も増えているため、ケースを閉めた状態での高容量バッテリーからの充電を検討している。

## 参考文献

1. 石黒隆: 超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P の医療応用 (第 36 回特別講演). 麻酔集中治療とテクノロジー 2019 : 1-9, 2020
2. 岩瀬良範, 堀越雄太, 高橋正人, 長坂浩: 無線ビデオ中継の麻酔管理への応用-余ったスマホの使い道-. 麻酔集中治療とテクノロジー 2018 : 25-27, 2019

## ABSTRACT

A Gadget Case for Anesthetic Managements with AYA-P and Android Terminals.

Yoshinori Iwase<sup>1</sup> and Takashi Ishiguro<sup>2</sup>

We have proposed various clinical devices in anesthesia at our society meetings. Recent smartphones and tablet terminals have various advantages even in not latest or retired models. We added a small and ultra-sensitive vibration sensor "AYA-P" (Cosmic ME, Saitama, Japan) to compose a gadget case for clinical anesthesia with the following functions.

### [Functions]

1. DIV dripping monitor and empty alarm by AYA-P, (including NMT monitoring)

AYA-P had a very wide possibility of application detecting in fine vibration with Bluetooth data transmission.

2. Wireless video surveillance of ETT in the head and neck surgery applying "IPWebCam" (Produced by Mr. Pavel Khlebovich, Moscow, Russia, distributed through Google Play.).

This software enabled real-time ETT video monitoring between smartphone and tablets. Recorded video can be analyzed by timelapse



technique. Author would mention special thanks to Mr. Khlebovich to provide previous version of IPWebCam.

**3.** A4 sized attach case for organed storing and high-volume battery

**4.** Stands and tripod for smartphones, hygienic goods.

**[Conclusion]**

Current devices were quite useful in the limited situation under non-clinical researching purpose.

*1 Department of Anesthesiology, Saitama Medical University Hospital, Moroyama, Saitama 350-0495, Japan*

*2 Cosmic ME Inc., Higashi-Urawa, Saitama 336-0926, Japan*

# ACh 受容体数をパラメータとして人工指を駆動する 筋弛緩作用エミュレータの開発

石黒 隆, 岩瀬 良範\*, 中尾 正和†

## 背景

加速度感知型筋弛緩モニタの開発において、電気神経刺激に対する筋収縮反応を非臨床で検証する手段がない。

## 研究目的

加速度感知型筋弛緩モニタリングの非臨床評価を可能とする筋弛緩シミュレータの開発

## 方法

- ① スピーカーのボイスコイルを活用して、入力した筋収縮量に呼応して駆動する人工指を製作した。
- ② アセチルコリン (ACh) と ACh 受容体 (AChR) の結合を阻害する筋弛緩薬の作用を考慮<sup>1)</sup>して、AChR ブロック率を筋弛緩深度と仮定し、これをパラメータとして、TOF (Train Of Four) や PTC (Post Tetanic Count) などの様々な電気刺激パターンに対する筋収縮反応をエミュレートするアルゴリズムを開発した。AChR 数の初期値を 300 万 quanta<sup>2)</sup>、1 回の神経刺激で発生する AChR ブロック数を 30 万 quanta、ACh 受容体回復量の半減期を 0.3 s、1 回の神経刺激による ACh の増加量を 0.1 万 quanta、ACh 増加の半減期を 4.0 s、センサの最小感度設定値を 3 % として、筋弛緩深度 (AChR ブロック率) を筋弛緩薬の投与量に合わせて、70 90 93 96 98 99 99.5 99.9 98 90 70 % と可変した時の、非ブロック AChR 量の変化 (200Hz サンプリング) を計算、これと TOF や PTC などによって入力される電気刺激パルス量を掛けて求まる値を電流値として人

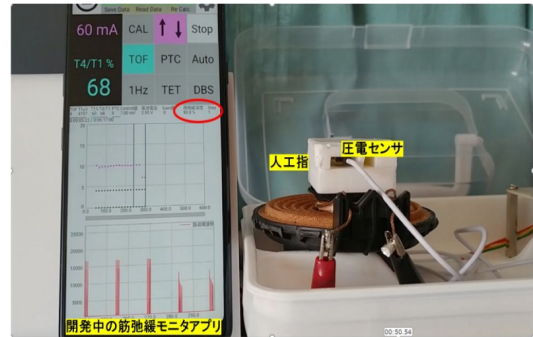


図 1 筋収縮パターンエミュレータで動作する人工指を活用した筋弛緩モニタの動作検証

工指に与えることで、筋弛緩状態における指の筋収縮反応を再現し、種々の筋弛緩深度下で、電気刺激によって起こる筋収縮パターンの変化を人工指で模擬するエミュレータを製作した。

- ③ このエミュレータを使って、開発中の筋弛緩モニタの動作検証を行った (図 1)。

## 結果

試作した人工指を上記アルゴリズムで動作させ、開発中の筋弛緩モニタのセンサを人工指に装着し、筋弛緩深度 70 % 以下で、TOF 比 100 %, 95 % で TOF カウント 3, 99.5 % で TOF カウント 0, PTC カウント 7 が観察された。筋弛緩モニタをオートモード (TOF モードと PTC モードを自動で遷移するモード) で動作させると、筋弛緩深度の変化に応じて、TOF 比モード TOF カウントモード PTC モード TOF カウントモード TOF 比モードへと自動的に遷移することを確認した。

## 考察

株式会社 コスミックエムイー

\*埼玉医科大学病院麻酔科

†JA 広島総合病院麻酔科

①人工的に筋収縮による指の動きを再現するために、様々なデバイスを検討したが、終端で発生する振動ノイズなどが高く使用に耐えなかった。そこで、リニアリティが大きいスピーカーのボイスコイルを DC アンプで駆動させる方法を着想し、指の動きを再現させることができた。

② TOF 刺激などの離散的な刺激に対する筋収縮反応は、1 回の神経刺激による AChR ブロック数と AChR 回復量の半減期をパラメータとすることでエミュレートできたが、テタヌス刺激などの間隔の短い刺激の影響を再現するためには、これに加えて、1 回の神経刺激による ACh 増加量とその半減期をパラメータとして追加する必要が生じた。しかし、1 回の神経刺激による ACh 増加量とその半減期の値に関しては、文献を見つけないことができなかったため、試行錯誤法で最適値を求め、1 回の神経刺激による ACh 増加量を 0.1 万 quanta、その半減期を 4.0 s とした。これによって、テタヌス刺激後に、神経終板での ACh 放出の一時的な増大により発生する PTP (Post Tetanic Potentiation) の効果を表現することができたが、

これらの値の意味については議論が必要と考える。

③ 開発中の筋弛緩モニタのアプリに、筋弛緩薬の投与量に合わせて筋弛緩深度を上下させる手術シミュレータモードを追加することで、1 つのアプリで、筋弛緩現象エミュレータを制御しながら筋弛緩モニタの動作検証を行うことができた。

## 結 語

① 本研究で開発した筋弛緩現象エミュレータにより、電気刺激に対する筋収縮反応を非臨床で検証する手段を提供することが可能になった。

② 1 回の神経刺激による ACh 増加量とその半減期をそれぞれ、0.1 万 quanta、4.0 s とし、テタヌス刺激を再現したが、この数値の正当性が不明である。

## 参考文献

1. 岩月賢一, 「筋弛緩薬の基礎と臨床」改定第 3 版, 1980, p.20.
2. 稲田英一, 「麻酔への知的アプローチ 問題集」2020, P.168.

# PK/PD を活用するためのシリンジポンプ制御ソフトウェアの開発

萩平 哲

## はじめに

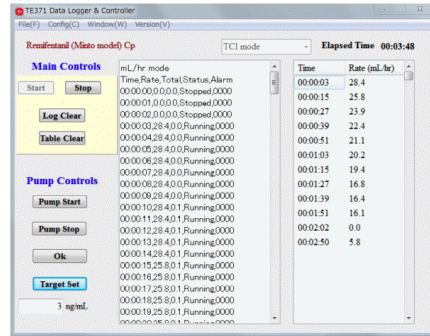
適切な全静脈麻酔 (TIVA; total intravenous anesthesia) を行うには TCI (target controlled infusion) ポンプと脳波モニターは必須の技術と考  
 えてられているが、日本で利用できる TCI ポンプはプロポフォル用の Diprifusor™ しか存在  
 しない。昨年発売されたレミマゾラム用のものはない。そこで、TCI を含め、各種静脈麻酔薬や鎮  
 痛薬の薬物動態・薬力学 (PK/PD) に基づいて、シリンジポンプの制御と薬物の推定血中濃度や効  
 果部位濃度を計算を行うソフトウェアの開発を試  
 みた。

## TCI ソフトウェアと薬事法

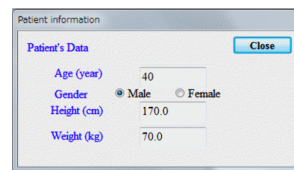
2013 年の薬事法改正により、TCI を行うソフト  
 ウェアは「医療機器」として扱われるようになって  
 いる。従って TCI ソフトウェアを作成しても  
 使用したり、配布したりすることは容易でない。  
 平成 30 年の厚労省からの「プログラムの医療機  
 器への該当性に関する基本的な考え方に付いての  
 一部改正に付いて」と言う通達では、「患者の体  
 重等のデータから麻酔薬の投与量を容易な検証が  
 できない方法により算出し、投与を支援するプロ  
 グラム」は医薬品医療機器等法に置いて医療機器  
 に該当するプログラム」とされている。一方で、  
 「輸液ポンプ等の医療機器の動作履歴や稼働状況  
 の自己点検プログラム」は医療機器に該当しない  
 となっている。

## 本ソフトウェアの概要

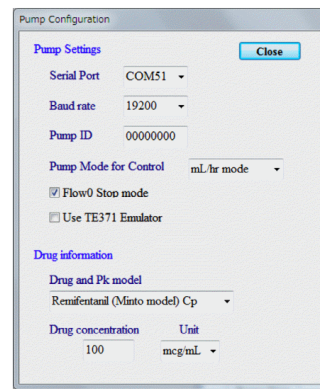
本ソフトウェアは Embarcadero 社製 C++  
 Builder XE8 で開発しており、Windows7 以降の



(a) メイン画面



(b) 患者情報画面



(c) ポンプ&薬剤情報画面

図 1 TE371Logger&Controller の画面

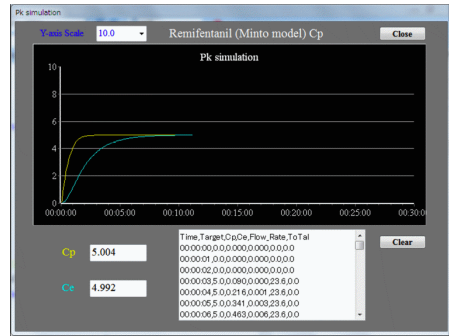
32bit もしくは 64bit OS 上で動作する。対象とし  
 ているシリンジポンプは TERUMO 社製 TE371  
 である。TE371 はプロポフォルについては TCI  
 で投与する機能を有しており、入出力インターフェ  
 イスとして RS232C ポートを持っている。本ソフ

トウェアでは RS232C ポートを介してシリンジポンプにコマンドを送信したり、データを受信したりするようになっている。シリンジポンプの制御法に関しては TERUMO 社から情報を頂いた<sup>1)</sup> 現在の Windows マシンには RS232C ポートは存在しないため本ソフトウェアを動かすには USB-erial コンバーターが必須である。時間制御に関しては時間精度を保证するためにマルチメディアタイマーを用いて時間制御を行っている。また、RS232C でのデータ受信については行区切りのコードをイベントデータとしたイベントドリブンを採用している。図 1a は本ソフトウェアのメイン画面である。左側のクリーム色が背景の部分は本システムの操作に関する部分であり、これ以外はポンプの操作に関する部分である。患者情報 (図 1b) およびポンプと薬剤に関する情報 (図 1c) はそれぞれ別ウィンドウで設定できるようになっている。また、PK/PD の計算結果は横スクロール可能なトレンドグラフとして表示されるようになっている (図 2a)。

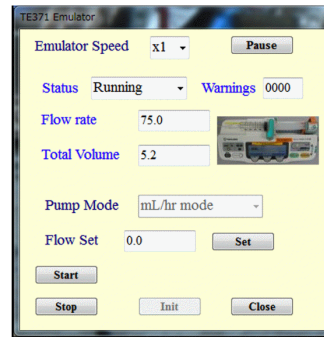
この他の特徴として本ソフトウェアは TE371 エミュレータを実装している (図 2b)。これを動かすことでシリンジポンプを接続することなく、PK/PD のシミュレーションが行えるようになっている。エミュレータ画面のうち上方はポンプの状態を示す部分であり、下側にはポンプを操作する部分を配置している。エミュレータでは最大実時間の 10 倍速で計算できるように作られている。

### 1 動作モード

本ソフトウェアは Log モード、Control モード、Scheduled モード、TCI モードの 4 つのモードを実装している。Log モードはシリンジポンプ本体の操作を逐次記録するモードであり、このモードではシリンジポンプ側の 3 つのモード (mL/hr モード、mg/kg/hr モード、TCI モード) に対応している。Control モードはソフトウェア側からシリンジポンプの流速をコントロールするもので、このモード以降のモードではシリンジポンプは mL/hr モードで動作している必要がある。Scheduled モ



(a) PK/PD のトレンドグラフ



(b) TE371 エミュレーター

図 2 PK/PD のトレンドと TE371 エミュレーター

ードは予めタイムテーブルに作られた投与計画に沿って薬剤の投与を行うモードである。Scheduled モードのための投与計画テーブルは本ソフトウェアのメイン画面に手操作で入力することも可能であるが、エミュレーターを用いて計算した結果を Scheduled モード用に読み書きする機能も備えている。TCI モードは TCI で投与を行うモードである。ただし、TCI モードに関しては特別な設定を行わない限りシリンジポンプに対しては行えないようにしている。TCI の詳細に関しては本稿では述べない。

本ソフトウェアの大きな特徴の 1 つとして、動作中に動作モードを切り替えることを可能としていることが挙げられる。従来の TCI ソフトウェアでは動作中に上記のモードを切り替えることはできなかった。つまり、mg/hr モードで開始して途中から TCI モードに変更するといったことはできないのが通例であった。本ソフトウェアで

は Control モード，Scheduled モード，TCI モードを動作中に切り替えることが可能である。どのモードでもコンパートメントモデルによる各コンパートメントの濃度を計算するようにしておくことで，このような変更を可能としている。Scheduled モードから Control モードへの変更，および Control モードと TCI モードの間の変更が可能となっている。静脈麻酔薬の応答消失時の効果部位濃度を見るためには TCI モードよりも定速投与モードの方が扱い易いが維持には TCI モードの方が優れている。動作モードの切り替えは実臨床には有用と考えている。

## 2 記録されるデータ

本ソフトウェアでは，シリンジポンプの状態や PK/PD で計算されたデータを 1 秒ごとに記録するようになっており，これ以外に TE371 に送受信したパケットの内容もオプションで記録できるようになっておりソフトウェアの動作状態を検証可能である。また，コメントウィンドウが作られていて各種イベントが的確に記録できるように作成している。

## 3 利用な薬剤および PK/PD モデル

現在のところ，プロポフォールの Marsh モデル<sup>2)</sup>と Short モデル<sup>3)</sup>，レミマゾラムの Doi モデル<sup>4)</sup>と Schüttler モデル<sup>5)</sup>，フェンタニルの Shafer モデル<sup>6)</sup>，レミフェンタニルの Minto モデル<sup>7)</sup>，ロクロニウムの Wierda モデル<sup>8)</sup> が利用可能である。Open TCI のように任意のパラメータが使用できるようにはしていない。

なお，本ソフトウェアは 1 種類の薬剤しか同時に設定できないが，このソフトウェアを複数起動することで複数の薬剤に対応可能である。

現在では多くの電子麻酔記録に PK/PD のエミュレーションを行う機能が実装されているが，ほとんどのものは分単位でしか時刻を設定できず，秒単位での計算は行えない。これではレミフェンタニルのような急激に濃度が変化するような薬剤に対しては大きな計算の誤差が生じてしまう。本

ソフトウェアではこれを考慮して秒単位で計算するようにしている。

## 4 TE371 特有の問題

TE371 をリモートコントロールするにはいくつかの問題点がある。1 番目は，ポンプを止めて 2 分以上操作しないと”操作忘れ”アラームが起動し，そのままでは外部からのコントロールができなくなる点である。TERUMO 社に解決策を問い合わせたが明確な回答は得られなかった。試行錯誤の結果 2 分以内に”確定”コマンドを送ると回避できることが判明した。そこで本ソフトウェアでは，1 分ごとに”確定”コマンドを送る仕様とした。2 番目は，流速を変更する際には 0.3 秒程度の時間が必要であった点である。つまり流速変更のためには約 0.3 秒間ポンプが止まることになる。PK/PD の計算をする際にはこの空白を計算に入れる必要がある。本ソフトウェアではこの対応を行っている。3 番目はディブリバン<sup>TM</sup>のプレフィールドシリンジを使用している場合には外部からの投与速度コントロールができないことである。従ってこの場合にはプロポフォールを通常のシリンジに移してから使用する必要がある。4 番目は，TE371 がすでに生産終了している点である。将来的にはソフトウェアを新しいシリンジポンプに対応しなければならない。

## 今後の発展

本ソフトウェアは TE371 専用であるが，先に述べたように TE371 は既に生産終了しているため今後とも使用していくためにはさらに新しいポンプへの対応が必要である。そこでポンプの汎用化を目指して，ポンプ駆動部分を別プログラムとしてポンプ駆動プログラムと本プログラム間の通信プロトコルを一般化させることを考えている。これができれば今後は新しいポンプに対応したポンプ駆動プログラムを構築するだけで本ソフトウェアに全く変更を加えることなく使用できるようになる。なお，2 つのソフトウェア間のデータ通信に関しては named pipe を使用することを



検討している。

## まとめ

TE371 のデータ記録およびコントロールが可能なソフトウェアを構築した。このようなソフトウェアは様々な静脈麻酔薬やオピオイドを使用して TIVA を行うのに有用であると考えられた。TCI を行うソフトウェアが医療機器とみなされているためソフトウェアを自由に配布できない点に対しては今後対応していく必要がある。

## 参考文献

1. TE371 取り扱い説明書, TERUMO 社 . 2010.
2. Marsh B, White M, Morton N, Kenny GN. Pharmacokinetic model driven infusion of propofol in children. *Br J Anaesth* 1991;67:41-8
3. Short TG, Aun CS, Tan P, et al. A prospective evaluation of pharmacokinetics model controlled infusion of propofol in paediatric patients. *Br J Anaesth* 1994;72:302-6
4. 土井松幸 . レミマゾラム . 日臨麻会誌 2014;34(7):860-6
5. Schüttler J, Eisenried A, Lerch M, Fechner J, Jeleazcov C, Ihmsen H. Pharmacokinetics and pharmacodynamics of remimazolam (CNS 7056) after continuous infusion in healthy male volunteers. *Anesthesiology* 2020;132:636-51
6. Shafer SL, Varvel JR, Aziz N, et al. Pharmacokinetics of fentanyl administered by computer-controlled infusion pump. *Anesthesiology* 1990;73:1091-102
7. Minto CF, Schnider TW, Egan TD, et al. Influence of age and gender on the pharmacokinetics and pharmacodynamics of remifentanyl. I. Model development. *Anesthesiology* 1997;86:24-33
8. Wierda JMKH, Kleef U, Lambalk LM, et al. The pharmacodynamics and pharmacokinetics of Org9426, a new non-depolarizing neuromuscular blocking agent, in patients anaesthetized with nitrous oxide, halothane and fentanyl. *Can J Anaesth* 1991;38(4):430-5

## ABSTRACT

Development of a software for data logging and infusion control of a TE371 syringe pump

SATOSHI HAGIHIRA

Here, I developed a software to record the status of a syringe pump TE371 and to control the pump. This software has been developed using Embarcadero's C++Builder XE8 and runs on Windows 7 or later 32- or 64-bit operating systems. The target syringe pump is TERUMO's TE371. This software implements four modes: Log mode, Control mode, Scheduled mode, and TCI (target controlled infusion) mode. In Log mode, this software supports three pump modes (mL/hr mode, mg/kg/hr mode, and TCI mode). In other modes, the syringe pump must be set in mL/hr mode. The scheduled mode is to administer the drug according to the administration plan made in the time table. TCI mode is the mode in which the drug is administered by TCI. One of the main features of this software is that it allows the user to switch the operation mode during operation. Another feature of this software is that it implements the TE371 emulator, which allows PK/PD emulation without a syringe pump.

This software would be useful for performing TIVA using various intravenous anesthetics and opioids, and it is necessary to address the fact that software for TCI cannot be freely distributed because it is regulated as a medical device by the government.

*Department of Anesthesiology,  
Kansai Medical University, 2-5-1  
Shinmachi Hirakata City, Osaka,  
Japan 573-1010*

## Exploring the Deep Sea of Anesthesia with Electroencephalogram

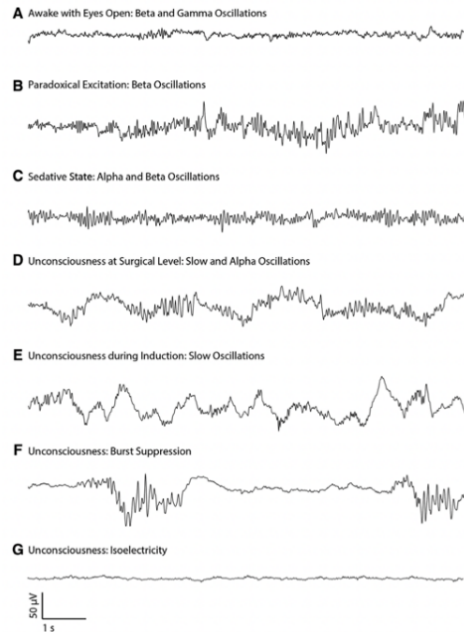
Shota Moriwaki, M.D. , Yasuko Nagasaka, M.D., Ph.D. \*

### Introduction

A few decades ago, anesthesiologists could only monitor simple biometric information such as blood pressure and heart rate to judge that the patient was completely unconscious during general anesthesia. However, with the advancement of technology, it has become possible to determine the degree of sedation by analyzing the frequency of the electroencephalogram (EEG). With the advent of the bispectral index (BIS) monitor, which was approved by the U.S. FDA in 1996 for the first time to monitor the effects of anesthetics on the brain, the EEG has been widely used to monitor the level of sedation. The Japanese Society of Anesthesiologists (JSA) now states that "EEG monitors should be used (as needed)" in one of their backbone guidelines, "the JSA Monitoring Guidelines for Safe Anesthesia (revised in 2019)".

### EEG and depth of anesthesia

There is a clear distinction between sleep and anesthesia on the EEG. Figure.1 shows unprocessed electroencephalogram signatures of propofol-induced sedation and unconsciousness<sup>1)</sup>. These include the awake state (fig. 1A), paradoxical excitation (fig. 1B), a sedative state (fig. 1C), the slow and alpha oscillation anesthetic state (fig. 1D), the slow oscillation anesthetic state (fig. 1E), burst suppression (fig. 1F), and the isoelectric state (fig. 1G). When the eyes are closed at rest, alpha waves (8-13 Hz) appear over a relatively wide



**Figure. 1 Transition of EEG morphology from wakefulness to a deep state of anesthesia (from top to bottom)<sup>1)</sup>.**

Reduction of frequency on the EEG is recorded in this sample image. A: Awake state. Beta and gamma oscillations are observed. B: Paradoxical excitation. Beta oscillations are appearing. C: A sedative state. Alpha and beta oscillations are observed. D: Unconsciousness at surgical level. The slow and alpha oscillation anesthetic state. E: Unconsciousness during induction. The slow oscillation anesthetic state. F: Burst suppression. G: The isoelectric state.

This figure has been licensed by WOLTERS KLUWER HEALTH, INC. (LICENSE# 5185290019585), for reprint use.

The Creative Commons license does not apply to this content. Use of the material in any format is prohibited without written permission from the publisher, Wolters Kluwer Health, Inc. Please contact [permissions@lww.com](mailto:permissions@lww.com) for further information.

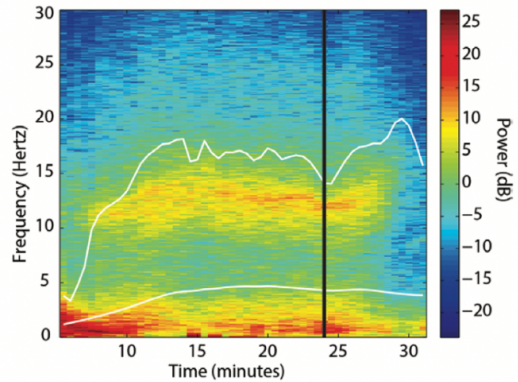
The Department of Anesthesiology, Tokyo Women's Medical University

\*Corresponding Author

area, mainly in the occipital region, but when the eyes are open, alpha waves fade, and beta waves (13-30 Hz) become significant. Alpha and beta waves are the bands often recorded during the awake state. During anesthesia, delta (0.5-4 Hz) and theta (4-8 Hz) waves with low frequencies are observed in a relatively large area of the brain. Burst suppression refers to the alternating appearance of large-amplitude, high-frequency brain waves (bursts), and flat brain waves ( suppressions) that may reflect a state of deep anesthesia. BIS digitizes these EEG waves by Fourier transform and calculates them after various analyses, yet the company does not disclose the calculation algorithm.

A spectrum displays the power content per frequency of only one segment of the EEG data. To use spectra in EEG analysis during anesthesia, it is necessary to calculate spectra on consecutive data segments. The efficient calculation of the spectra of consecutive data segments is called spectrograms. Spectrograms make it possible to see how the oscillations in the EEG change over time as the dose of anesthetic or the intensity of the arousing stimulus changes<sup>1)</sup>. The spectrogram is essentially a three-dimensional structure (time, frequency, and power), but it can be plotted in two dimensions by placing time on the x-axis, frequency on the y-axis, and power through color-coding on the z-axis (fig. 2). This two-dimensional plot of the spectrogram is termed the density spectral array (DSA). The power spectrum is encoded in different colors; blue implies minimal power, and red indicates high or maximal power. Spectral analysis can help visualize frequency distributions, especially oscillations, and detect subtle changes in frequency structure.

Nevertheless, it is essential to know both



**Figure. 2 Representative image of density spectral array.**

The three-dimensional spectrogram (time, frequency, and power) is plotted in two dimensions by placing time on the x-axis, frequency on the y-axis, and power through color-coding on the z-axis<sup>1)</sup>.

This figure has been licensed by WOLTERS KLUWER HEALTH, INC. (LICENSE# 5185290019585), for reprint use.

The Creative Commons license does not apply to this content. Use of the material in any format is prohibited without written permission from the publisher, Wolters Kluwer Health, Inc. Please contact permissions@lww.com for further information.

time-domain and spectral representations of specific behavioral and neurophysiological states induced by anesthetics<sup>1)</sup>. A recent prospective observational study reported some benefits of DSA in also 104 pediatric patients younger than six years who received anesthesia with sevoflurane. There was a significant correlation between end-tidal sevoflurane and DSA in the age groups 6-12 months ( $p < 0.05$ ) and 1-6 years ( $p < 0.0001$ ), although the relative percentages of DSA did not correlate with end-tidal sevoflurane in infants  $< 6$  months of age<sup>2)</sup>.

In this way, DSA could be clinically useful for anesthesiologists to utilize processed EEG as a tool to integrate raw EEG while administering general anesthesia.

## Evidence for BIS values

### • EEG and intraoperative awareness

Intraoperative awareness is one of the most devastating anesthesia-related complications that every anesthesiologist should make all efforts to avoid. The incidence of intraoperative awareness is about 0.1-0.2%, and it is more often seen during emergency surgery, neurosurgery, cardiac surgery, and maternal surgery<sup>3</sup>). Intraoperative arousal can lead to post-traumatic stress disorder (PTSD), that one may potentially suffer for a longer period of time (> five years)<sup>4</sup>). Although the adequate depth of anesthesia should be maintained during the operations, an overdose of anesthetics may accompany delayed recovery from anesthesia with or without postoperative delirium that may impact postoperative morbidity<sup>5,6</sup>). Therefore, it is necessary to titrate to an appropriate depth of anesthesia using an EEG monitor to ensure safety during the entire procedure.

Prevention of intraoperative awareness using EEG monitoring has been controversial.

B-Unaware trial posted in 2008 in the U.S., which included about 1,900 patients (BIS group vs. end-tidal anesthetic gas (ETAG) group), showed that the frequency of intraoperative awareness in all patients was 0.21%, and there was no effect of the BIS group in preventing anesthesia awareness<sup>7</sup>).

In contrast, a study from China reported the utility of EEG monitoring to avoid intraoperative awareness. About 5200 patients receiving general anesthesia management with total intravenous anesthesia (TIVA) were studied. The authors compared the groups without BIS and with BIS. Intraoperative awareness was observed in 0.14% of the group with BIS and 0.65% without BIS. They concluded that EEG monitoring

significantly reduced the incidence of intraoperative awakenings<sup>8</sup>).

More recent meta-analyses highlight the utility of EEG monitoring during anesthesia.

A study published in 2018 adopted five studies, compared 17432 cases of BIS-guided management vs. 16749 cases by clinical signs. Still, the association between BIS monitoring and the incidence of intraoperative awareness was not significant. However, when focusing on the two studies only for TIVA, the use of BIS significantly reduced the incidence of anesthesia awareness. BIS monitoring group showed a lower incidence of intraoperative awareness in patients with TIVA when compared with non-BIS monitoring group (OR=0.20, 95% CI=0.08-0.49, P=0.0004), whereas there was no statistically significant difference between BIS and non-BIS monitoring groups in patients with inhalation anesthesia (OR=1.13, 95% CI=0.56-2.26, P=0.73)<sup>9</sup>). The Cochrane systematic review, updated in 2019, included 52 studies with 41,331 patients. Intraoperative awareness decreased from 0.9% to 0.3%, clinical signs, vs. BIS-guided anesthesia management; Peto OR 0.35 (95% CI: 0.21-0.60). This provides less certainty evidence that BIS-guided anesthesia may reduce the risk of intraoperative awareness during general anesthesia. However, there was no evidence of a difference in incidences of intraoperative awareness according to whether anesthesia was guided by BIS or by ETAG, i.e., Peto OR 1.13 (95% CI: 0.56 to 2.26), n=26,572 participants; low-certainty evidence)<sup>10</sup>).

Taken together, EEG monitoring may significantly prevent intraoperative awareness when general anesthesia is managed by TIVA, and sedation management using EEG is significantly more useful than assessing the degree of seda-

tion from clinical findings.

Another important point is that a low BIS value does not mean that the patient is sufficiently sedated intraoperatively, and a high BIS value does not mean that the patient is awake. In fact, a small number of intraoperative awakenings at BIS<40 have been reported in the literature mentioned above. From these facts, we conclude general anesthesia should not be performed with complete reliance on sole BIS values.

#### • EEG and postoperative delirium (POD), postoperative cognitive dysfunction (POCD)

Delirium is associated with more inadequate functional recovery, more extended intensive care stay, and increased use of health care resources; it is also distressing to patients, family members, and clinicians<sup>6)</sup>. Therefore, anesthesiologists should devote everything possible to prevent postoperative delirium by avoiding a deep sedative state during general anesthesia, as deep anesthesia contributes to the POD.

A Cochrane systematic review published in 2016 discusses interventions to prevent delirium in non-intensive care unit (ICU) patients. In two studies, 2057 patients comparing BIS-guided general anesthesia with using clinical assessment without BIS, BIS-guided anesthesia significantly reduced the incidence of POD<sup>11)</sup>. In addition, a systematic review published in 2018 examined the association between EEG monitoring and POD and POCD. According to the results, five studies compared 2654 patients that underwent general anesthesia, with and without EEG monitoring. General anesthesia with EEG monitoring significantly reduced the incidence of POD by about 38% vs. non-EEG monitoring (OR=0.62; P<0.001; 95% CI:

0.51-0.76). POCD could not be verified due to the large variability among the patients<sup>12)</sup>. Subsequently, a systematic review of 14 studies with 2138 patients, published in February 2020, reported that anesthesia management with BIS reduced the incidence of delirium on postoperative day one and had a protective effect on POCD at 12 weeks postoperatively, compared with no EEG monitoring<sup>13)</sup>.

Not all large clinical studies report beneficial effects of EEG monitoring for postoperative neurological outcomes. The ENGAGES RCT<sup>14)</sup>, of 1232 adults aged over 60 years undergoing general anesthesia, reported that EEG-based anesthetic management did not reduce the incidence of POD. A meta-analysis of nine studies of 4023 patients aged 60 years and older also concluded that there was no clear evidence that BIS-guided anesthesia reduced the incidence of POD or postoperative neurocognitive deficits (NCD) in elderly patients<sup>15)</sup>.

Thus, the preventive effect of anesthesia management under EEG monitoring on POD and POCD is still inconclusive, although it is a good possibility, and further studies may prove improved patient outcomes.

#### • EEG and sedation in the intensive care unit (ICU)

Patients admitted to ICU and on ventilatory support are often given sedatives to increase comfort and ventilator adaptability. Optimizing the degree of sedation may improve mortality, patient comfort and reduce healthcare costs<sup>16)</sup>.

Currently, scales and scores for the assessment of the depth of sedation have been employed, and many of them are based on clinical criteria such as consciousness and response to instructions, i.e., Ramsay scale, Sedation-Agitation Scale<sup>17)</sup>. However, these are subjec-

tive assessment tools, and it was thought that EEG monitoring as an objective sedation assessment might improve the patient's prognosis.

A Cochrane systematic review, published in 2018, describes the clinical effects of BIS monitoring and sedation assessment in mechanically ventilated adult patients. Four studies involving 256 patients compared sedation management using BIS with sedation control using Sedation-Agitation Scale (SAS), Ramsay Sedation Scale (RSS), or traditional, subjective assessment methods such as conventional clinical signs (heart rate, blood pressure, level of consciousness, pupil size). Given the limited number of studies, the authors concluded that BIS-guided interventions were not significantly different from traditional ICU interventions regarding the ICU stay, duration of ventilation, and risk of adverse events<sup>18</sup>).

The usefulness of EEG monitoring as an assessment of sedation levels in the ICU is currently unknown.

#### • EEG and prognostic factors after cardiac arrest

As more and more people survive cardiac arrest, improvement of the neurological outcome and quality of life of the cardiopulmonary resuscitation (CPR) survivors is an important topic. Brain damage after resuscitation, a common sequela after cardiac arrest, ranges in severity from mild disability to catastrophic brain damage. Therefore, it is essential to identify patients at higher risks for poor prognosis to help health care providers and patients' families decide whether to continue or discontinue the ongoing treatment. In recent years, various approaches have been investigated to predict the neurological prognosis of post-cardiac arrest patients, and one of the most convincing monitors

is the EEG.

American Clinical Neurophysiology Society (ACNS) has proposed a standardized critical care EEG terminology to facilitate multicenter studies and maximize interrater reliability<sup>19</sup>).

A cohort study assessed whether the ACNS-defined EEG terminology reliably predicts neurological outcomes in patients who remain comatose after cardiac arrest<sup>20</sup>). This study recorded EEGs in the Target Temperature Management trial that randomized comatose patients after cardiac arrest to 33 vs. 36, then EEG specialists prospectively examined. EEGs were classified into highly malignant (suppression, suppression with periodic discharges, burst-suppression), malignant (periodic or rhythmic patterns, pathological or nonreactive background), and benign EEG (absence of malignant features), and poor outcome was defined by the best Cerebral Performance Category (CPC CPC1-2: good and CPC3-5: poor neurological outcome) score. Their measurement was continued up to post CPR for 180 days. Specificity and sensitivity on poor outcome were not significantly affected by target temperature or sedatives, but there was a significant prognostic difference according to the EEG shown by the patients. Of the 103 patients whose EEGs were recorded, 37% had a particularly high prevalence of malignant EEG, and all of them had a poor prognosis (specificity 100%, sensitivity 50%). If two malignant EEG features were present, the specificity for predicting a poor prognosis was 96%, and a benign EEG was found in 1% of the patients with a poor outcome. They concluded that a highly malignant EEG was not falsely predictive of a poor patient prognosis and also suggested that a benign EEG may predict a good prognosis.



There are other reports that indicate EEG may help predict the neurological prognosis of patients after cardiac arrest<sup>21)</sup>, but the duration of malignant EEG that leads to an actual poor prognosis for the patient is yet to be determined. In addition, the usage of and duration of anticonvulsant administration for patients with epileptiform EEG is unknown. More extensive studies are needed to adequately determine the relationship between post-resuscitation EEG patterns and unfavorable neurological outcomes.

Taken together, we wonder whether BIS monitoring actually predicts the neurological prognosis of patients after resuscitation. A retrospective study has tackled this important question to examine whether BIS values can predict neurological outcomes after cardiac arrest<sup>22)</sup>. Sixty-three patients following out-of-hospital cardiac arrest were monitored, and raw EEG from the BIS monitor was extracted at 6, 12, 18, 24, 36, and 48 hours after the start of target temperature management (TTM) of 33°C. Two neurophysiologists reviewed the EEG to detect the presence of slow diffuse rhythm, burst suppression, cerebral inactivity, and epileptic activity (defined as continuous, monomorphic, >2Hz generalized sharp activity or continuous, monomorphic, < 2 Hz generalized blunt activity). Neurological outcome was diagnosed using CPC classification (CPC1-2: good and CPC3-5: poor neurological outcome) at 180 days post-cardiac arrest. The results showed that epileptic activity within 6-12 hours predicted CPC3-5 with a positive predictive value (PPV) of 100%, and in the 18-24 and 36-48 hour time frames, it predicted CPC3-5 at 90% and 93% PPV, respectively. In contrast, slow diffusive rhythms at 6-12, 18-24, and 36-48 hours predicted CPC1-2,

with PPVs of 74, 76, and 80%, respectively. They concluded that the presence of epileptic activity and brain inactivation at any point after the end of TTM based on the simplified BIS EEG might help identify the poor prognosis of patients who are otherwise successfully resuscitated from cardiac arrest.

Since the usefulness of EEG itself in predicting neurological prognosis is still under debate, assessing brain ischemia and postoperative neurological prognosis using EEG monitoring alone seems to be a long way. On the other hand, given the advancement of recent technology, it may become a reality in the near future before we know it.

## Limitations

The evidence for EEG monitoring for various clinical topics at this time has not yet been firmly established. However, most of the studies choosing EEG for the assessment of sedation use BIS values as the index. In other words, sedation evaluation under EEG monitoring = sedation evaluation only by BIS value, which is in a black box without disclosure of the BIS index calculation algorithm. The problems for the indexed-EEG (i.e., BIS, etc.) guided general anesthesia management, in general, are considered to be the following<sup>1)</sup>.

- (i) The electroencephalogram-based indices do not guarantee the prevention of awareness under general anesthesia.
- (ii) Indexed-EEG values have been developed based on adult patients and are most likely unreliable for pediatric patients.
- (iii) Because indexed values do not directly correlate with the neurophysiology of how a particular anesthetic works in the brain, it does not provide an accurate description of the brain's

response to each drug.

(iv) Identical BIS values are assumed to represent the same levels of unconsciousness.

Thus, we believe raw EEG-guided anesthesia, either by eyeballing on the raw EEG or DSA, rather than relying solely on the indexed EEG values, accurately reflects the depth of anesthesia to ensure a higher safety level. This applies particularly among the patients at the upper/lower end of the standard deviation. Some challenges lie in the integration of the frequency and amplitude of EEG in real-time in the operating room. For example, ketamine and nitrous oxide increase EEG frequencies, and dexmedetomidine produces profound slow electroencephalogram oscillations. Furthermore, artifacts, i.e., "noise" from electrical equipment, external pacemakers, electrocardiogram, etc., interfere with the real-time EEG interpretation. Thus, we believe it essential to be aware of the potentials for misjudgments in assessing the depth of sedation or anesthesia to train anesthesiologists to understand the effects of individual effects of drugs on the EEG.

### Artifact of EEG

Although the EEG monitoring devices have a mechanism to automatically remove artifacts such as noise in electrocardiogram (ECG), etc., the BIS value may become higher than the actual depth of anesthesia. Excess depth of anesthesia can have an even more profound impact on patient care when the anesthesiologist is not aware of the artifacts that lead to potentially fatal consequences. Conversely, indexed values can be excessively low on occasions when they are not appropriate for the situation. Knowing some examples of such errors may help make judgments in clinical practice.

The basic idea is that if there is a discrepancy between BIS value and raw EEG, or between BIS value and the patient's condition assumed by the anesthesiologist, the following four factors must be examined, and this is described in detail by Cambell<sup>23</sup>; i.e., (i) EEG monitoring device, (ii) artifacts from outside the head, (iii) artifacts from the head outside the brain, (iv) artifacts within the brain.

(i) EEG monitoring device: the impedance between the electrode and the skin should be checked and kept within the acceptable range. Before placement of the sensor, the skin on the forehead should be cleaned with alcohol with gauze, and then the sensor lead should be gently pressed with for couple of seconds<sup>24</sup>).

(ii) Artifacts from outside the head: artifacts outside the head, i.e., electrical interferences from electrical scalpels, pacemakers, ECGs, and patient motion from surgery (such as hammering and drilling in orthopedic surgery), should be reduced to the greatest degree as possible. In a study examining the effect of electrocautery on BIS during general anesthesia, signal quality index decreased significantly during the use of electrocautery (mean difference: 16.9; 95% confidence intervals: 15.9-17.9;  $P < 0.001$ ). They also reported that deepening anesthesia (propofol infusion from 3 to 6  $\mu\text{g}/\text{mL}$ ) during the use of electrocautery did not change the BIS value, but a decrease in the BIS value was observed after cessation of electrocautery<sup>25</sup>).

(iii) Artifacts from the skull and muscles: electromyography (EMG) of the frontalis, masseter and external eye muscles is one of the most common factors affecting BIS values. EMG occurs between 10-300 Hz, which is similar to the frequency of EEG during wakefulness, resulting in a higher BIS value being displayed<sup>23</sup>). If the

depth of anesthesia is considered sufficient based on other clinical information, a more accurate assessment of the BIS value can be made by administering a muscle relaxant and removing the EMG. However, administration of both depolarizing and non-depolarizing muscle relaxants itself may decrease the BIS value<sup>26)</sup>.

(iv) Artifacts within the brain: this group includes a variety of patient factors and drug effects, making it difficult to identify the cause of artifacts or determine whether they are true artifacts. Therefore, it is even more important that anesthesiologists make themselves aware of the possible etiologies of artifacts. For example, a decrease in blood glucose levels increases delta and theta waves<sup>27)</sup>, which may lead to a reduction in BIS values. There is a report of BIS values decreasing due to hypothermia during cardiopulmonary bypass<sup>28)</sup>. In patients with cognitive dysfunction, it has been reported that alpha/beta waves are attenuated while delta/theta waves are enhanced<sup>29)</sup>. Regarding the effect of drugs on the EEG, ketamine increases the beta wave and decreases the delta wave<sup>30)</sup>, resulting in an increase in the BIS value, contrary to the basic response of other sedatives. It is also known that sevoflurane causes epileptiform EEG waveforms, which may increase the BIS value<sup>31)</sup>. As another example, BIS values may be low after electroconvulsive therapy due to the appearance of slow waves, even when the patient is conscious<sup>32)</sup>. As these are just a few examples, anesthesiologists need to recognize a wide variety of issues that could alter the EEG.

## Conclusion

In this article, we have summarized the utility of EEG monitoring during anesthesia and seda-

tion. We propose raw EEG-guided anesthesia as a standard practice, rather than using processed and indexed EEG information, to integrate real-time depth of general anesthesia. Utilization of density spectral array may be the next step forward to elucidate the mechanisms by which pathway anesthetics exert their effects, increase patient safety eventually, and save many lives in the future.

## References

1. Patrick L Purdon et al. Clinical Electroencephalography for Anesthesiologists: Part I: Background and Basic Signatures. *Anesthesiology*. 2015 Oct;123(4):937-60.
2. I J de Heer et al. Electroencephalographic (EEG) density spectral array monitoring in children during sevoflurane anaesthesia: a prospective observational study. *Anaesthesia*. 2019 Jan;74(1):45-50.
3. Sebel P.S., Bowdle TA, Ghoneim MM, et al. The incidence of awareness during anesthesia: a multicenter United States study. *Anesth Analg*, 2004;99(3):833-839.
4. R C Kessler et al. Post-traumatic stress disorder in the National Comorbidity Survey. *Arch Gen Psychiatry*. 1995 Dec;52(12):1048-60.
5. F M Radtke et al. Monitoring depth of anaesthesia in a randomized trial decreases the rate of postoperative delirium but not postoperative cognitive dysfunction. *Br J Anaesth*. 2013 Jun;110 Suppl 1:i98-105.
6. InouyeSK, WestendorpRG, SaczynskiJS. Delirium in elderly people. *Lancet*. 2014; 383(9920):911-922.
7. Michael S Avidan, et al. Anesthesia awareness and the bispectral index. *N Engl J Med*. 2008 Mar 13;358(11):1097-108.
8. Chen Zhang et al. Bispectral index monitoring prevent awareness during total intravenous anesthesia: a prospective, randomized, double-blinded, multi-center controlled trial. *Chin Med J (Engl)*. 2011 Nov;124(22):3664-9.
9. Wen-Wei Gao et al. BIS Monitoring on Intraoperative Awareness: A Meta-analysis. *Curr Med Sci*. 2018 Apr;38(2):349-353.
10. Sharon R Lewis et al. Bispectral index for improving intraoperative awareness and early postoperative recovery in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2019 Sep 26;9(9):CD003843.

11. Najma Siddiqi et al. Interventions for preventing delirium in hospitalised non-ICU patients. *Cochrane Database Syst Rev* . 2016 Mar 11;3:CD005563.
12. Kristen K MacKenzie et al. Processed Electroencephalogram Monitoring and Postoperative Delirium: A Systematic Review and Meta-analysis. *Anesthesiology*. 2018 Sep;129(3):417-427.
13. Tímea Bocskai et al. Is the bispectral index monitoring protective against postoperative cognitive decline? A systematic review with meta-analysis. *PloS One*. 2020 Feb 13;15(2):e0229018.
14. Troy S Wildes et al. Effect of Electroencephalography-Guided Anesthetic Administration on Postoperative Delirium Among Older Adults Undergoing Major Surgery: The ENGAGES Randomized Clinical Trial. *JAMA*. 2019 Feb 5;321(5):473-483.
15. Mengrong Miao et al. BIS index monitoring and perioperative neurocognitive disorders in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Aging Clin Exp Res*. 2020 Dec;32(12):2449-2458.
16. Daniel L Jackson et al. A systematic review of the impact of sedation practice in the ICU on resource use, costs and patient safety. *Crit Care*. 2010;14(2):R59.
17. Judith Jacobi et al. Clinical practice guidelines for the sustained use of sedatives and analgesics in the critically ill adult. *Crit Care Med*. 2002 Jan;30(1):119-41.
18. Rajesh M Shetty et al. BIS monitoring versus clinical assessment for sedation in mechanically ventilated adults in the intensive care unit and its impact on clinical outcomes and resource utilization. *Cochrane Database Syst Rev* . 2018 Feb 21;2(2):CD011240.
19. L J Hirsch et al. American Clinical Neurophysiology Society's Standardized Critical Care EEG Terminology: 2012 version. *J Clin Neurophysiol*. 2013 Feb;30(1):1-27.
20. Erik Westhall et al. Standardized EEG interpretation accurately predicts prognosis after cardiac arrest. *Neurology*. 2016 Apr 19;86(16):1482-90.
21. J Hofmeijer et al. EEG in postanoxic coma: Prognostic and diagnostic value. *Clin Neurophysiol*. 2016 Apr;127(4):2047-55.
22. Ward Eertmans et al. The Prognostic Value of Simplified EEG in Out-of-Hospital Cardiac Arrest Patients. *Neurocrit Care*. 2019 Feb;30(1):139-148.
23. Cambell Bennett et al. Practical use of the raw electroencephalogram waveform during general anesthesia: the art and science. *Anesth Analg*. 2009 Aug;109(2):539-50.
24. Jay W Johansen. Update on bispectral index monitoring. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* . 2006 Mar;20(1):81-99.
25. Matthew T V Chan et al. Performance of the bispectral index during electrocautery. *J Neurosurg Anesthesiol* . 2012 Jan;24(1):9-13.
26. P J Schuller et al. Response of bispectral index to neuromuscular block in awake volunteers. *Br J Anaesth*. 2015 Jul;115 Suppl 1:i95-i103.
27. M Bj rgaas et al. Quantitative EEG during controlled hypoglycaemia in diabetic and non-diabetic children. *Diabet Med* . 1998 Jan;15(1):30-7.
28. J P Mathew et al. Bispectral analysis during cardiopulmonary bypass: the effect of hypothermia on the hypnotic state. *J Clin Anesth* . 2001 Jun;13(4):301-5.
29. Spiegel A et al. Altered states of consciousness: processed EEG in mental disease. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*. 2006 Mar;20(1):57-67.
30. W Hering et al. Changes in the EEG power spectrum after midazolam anaesthesia combined with racemic or S- (+) ketamine. *Acta Anaesthesiol Scand* . 1994 Oct;38(7):719-23.
31. Sarkela M et al. Quantification of epileptiform electroencephalographic activity during sevoflurane mask induction. *Anesthesiology*. 2007 Dec;107(6):928-38.
32. Gunawardane P et al. Bispectral index monitoring during electroconvulsive therapy under propofol anaesthesia. *Br J Anaesth*. 2002 Feb;88(2):184-7.

**Key Words:** Electroencephalogram monitoring during anesthesia, intraoperative awareness, postoperative delirium

*Yasuko Nagasaka is appointed as a consultant for Massimo Japan, Corporation and has received an honorarium. This article, in part, was presented at the 38th Annual Meeting of Japan Society of Technology in Anesthesia. The lecture was sponsored by Covidien Japan, Corporation.*

## 麻酔科におけるテクノロジーの活用 — 周術期の脳波モニタリング —

秋吉 浩三郎

硬い頭蓋骨に囲まれる脳は、長い間、その生命がある間には中の様子を知ることのできないブラックボックスであった。1920年代、最初にそのブラックボックスを開けたのが、ドイツの神経科学者、Hans Berger が初めて成功したヒトの脳波の測定であり、頭蓋骨の外側からヒトの脳の電気活動を記録することが初めて可能となった。その後、医学の進歩とともに様々な検査方法が開発され、現在、CT や MRI が頭蓋内病変の診断に幅広く用いられ、fMRI や脳磁図などを用いて脳内の各部位の連携など脳活動の経時的・空間的变化を詳細に確認することも可能となっている。

現代の麻酔管理においても適切な麻酔深度の維持は課題であるが、その聡明期から、Guedel が提唱した瞳孔径の変化や反射の消失などの生理的な変化が麻酔深度の指標として用いられてきた。Guedel の古典的な麻酔深度評価法は近年に至るまで麻酔深度の指標として用いられてきたが、腹腔鏡手術やロボット手術など、手術術式の急激な進化に伴い、麻酔深度の指標として用いることが困難になっている。一方、脳波の解釈は難解であったが、1990年代のコンピューター性能の向上により、周波数解析やバイスペクトラル解析を瞬時に行う事が可能となると、脳波の性状を数字として表現し、麻酔深度の指標として活用される事も可能となり、広く臨床応用されるようになった。日本麻酔科学会による安全な麻酔のためのモニター指針においても、脳波モニターは “ 必要に応じて装着すること ”、と記載が追加され (2014 年改

訂版)、現在では、全身麻酔時に必要なモニタリング機器の一つとして定着している。テクノロジーの進歩と新規に開発された麻酔薬の導入により、麻酔管理が進歩している中でも、安定した麻酔深度の維持だけではなく、全身麻酔後の認知機能低下の予防や、脳梗塞などの周術期脳合併症の早期発見など、脳波モニターが麻酔・集中治療分野での脳合併症に対する安全性に寄与する可能性があることには異論がないだろう。

では、今後、我々麻酔科医はこのテクノロジーをどのように活用していくべきなのだろうか。一つの答えは“ 個別化 ”だと考えられる。現在、がん治療をはじめとする種々の医療分野では、個別化医療の導入が進んでいる。麻酔医療においても、投与した麻酔薬や鎮痛薬の効果や副作用の出現に個人差があることは明らかであり、性差や年齢差だけでなく、個々個人に対応した個別化医療が導入されていくべきであろう。レミゾラムなど新しい麻酔薬が使用可能となっているがこれらの麻酔薬の必要量は個人差が大きい。個々の患者にこれらの麻酔薬を適切に投与していくためには脳波モニターの活用が必須である。

麻酔薬の作用部位である脳の活動を捉えうる唯一の手段が脳波モニタリングである。安定した麻酔深度の維持、周術期の脳合併症の早期発見など、麻酔・集中治療分野での脳合併症に対する安全性の向上に寄与できる可能性がある。麻酔医療の個別化につながる必須のモニターとして、更なる活用が期待される。

## 筋電図方式筋弛緩モニターの活用 ~ 適正な筋弛緩管理に向けて ~

中塚 秀輝

### 要 旨

全身麻酔中の神経筋遮断状態をモニタリングする目的は、麻酔導入時の患者個体差による筋弛緩薬の効果発現を把握し、術中の至適な筋弛緩状態の維持および回復時の十分な回復を確認することにより、術中の患者安全や術後の残存筋弛緩による合併症を回避することである。2019年3月には日本麻酔学会による「安全な麻酔のためのモニター指針」が改定となり、「筋弛緩状態をモニタリング」することの重要性がさらに強調されることとなった。加えて近年、腹腔鏡下手術などの低侵襲手術の増加に伴い、筋弛緩モニターの意義が更に高まると共に、これまで使用してきた加速度方式筋弛緩モニターの後継機種が注目されている。欧米においては、筋電図方式や3D加速度方式の筋弛緩モニターが開発され、また日本でも筋電図方式による筋弛緩モニターの臨床使用が可能となった。本稿では、筋電図方式筋弛緩モニターの有用性と臨床使用上の問題点を中心として最近の筋弛緩モニタリングについて述べる。

### 筋弛緩モニターの重要性

手術麻酔時における筋弛緩薬の使用が始まって間もなく、筋弛緩薬を用いることによる残存筋弛緩の問題が懸念され、呼吸器合併症リスクが高まることに関する検討がなされてきた。一方、筋弛緩薬使用開始後に始まる外科手術発展の歴史を顧みると、この薬の果たしてきた役割は疑う余地はなく、さらに近年においては麻酔導入時の安全性向上への寄与や腹腔鏡下手術時の深い筋弛緩状態を維持することによる安全性確保や術後合併症の減少なども指摘されている。

筋弛緩使用による有害事象を極力抑え、有用性を最大限活かすためには、術中・術後の適切な筋弛緩状態の把握が重要であり、そのためには筋弛緩モニタリング、それも客観的モニターの使用による管理が必須である。決まった量の筋弛緩薬を時間を頼りに投与する方法では、効果の個体差が大きい筋弛緩薬では適正な筋弛緩状態が得られない可能性が高い。

筋弛緩薬が適正に投与されない場合には、幾つかのリスクが考えられる。まず、手術中の筋弛緩薬投与時には、過量投与リスクがある。過量投与が長時間に及ぶと、残存筋弛緩のリスクが高まる。また、逆に過少投与のリスクもあり、腹腔鏡下手術においては、術野が不良となるとともに、気腹圧の上昇により術後肩痛の発生が増えるという報告<sup>1)</sup>も見られる。さらに、筋弛緩状態からの回復時には、スガマデクスの適切な投与量の判断とともに、気管抜管しても十分な筋弛緩からの回復状態にあるかどうかの評価が必要である。不十分なリバースでは、抜管後の気道・呼吸器合併症のリスクが上昇する。最近の増加傾向にあるロボット手術をはじめとする腹腔鏡下手術においては、術中の十分深い筋弛緩状態の維持と手術終了後の速やかな回復を必要とすることから、今後益々客観的筋弛緩モニターの重要性は高まってくる。

日本麻酔科学会においては、2019年3月「安全な麻酔のためのモニター指針」が改訂され、「⑥筋弛緩のチェックについて」の項目において、それまでの「必要に応じて行うこと」から「筋弛緩薬および拮抗薬を使用する際には、筋弛緩状態をモニタリングすること」に変更されている。筋弛緩モニタリングの重要性は広く強調されているにもか



かわらず、依然として使用頻度が低いことが様々な報告<sup>2)</sup>から明らかになっている。その理由として、モニターの装着およびキャリブレーションおよびその後の測定値の安定など筋弛緩薬投与前の基準値の安定に時間を要することが挙げられる。またその様に時間をかけても、確実に装着、固定しないと信頼できる値が得られない、さらに手術術式や体位などのため装着が困難な症例もあり、正確かつ精密な結果を得られないことも指摘されている。KirmeierらのPOPULAR研究の論文<sup>2)</sup>では、筋弛緩薬の使用により術後呼吸器合併症のオッズ比は1.86と上昇し、また、主観的筋弛緩モニターの使用では呼吸器合併症の発生率は依然として高値に留まることが報告されている。また、筋弛緩薬使用による呼吸器合併症のリスクと共に加速度方式筋弛緩モニターでは過大評価が見られることから、TOF比 0.9が基準として適切ではない可能性が指摘されている。Capron<sup>3)</sup>らは精度向上のためには、キャリブレーションや正常化が必要であるとし、加速度方式による評価時にはTOF比 0.9では十分ではなく 1.0を用いることを推奨している。

### 筋電図方式筋弛緩モニターの活用

客観的筋弛緩モニターの重要性が主張されるようになるにつれて、これまで頻用してきた加速度方式の限界が明らかになってきた。TOFWatch<sup>TM</sup>の販売中止により他の筋弛緩モニターへの期待が高まり、欧米では筋電図方式や3D加速度方式の筋弛緩モニターが開発され、上市されている。リラクソグラフ<sup>TM</sup>など筋電図方式のモニターは過去には販売されていたが、微少な電位を得るために幾つもの電極を正確に貼付する必要があることから、普及には至らなかった。最近の筋電図方式筋弛緩モニターでは、BISモニターと同様にシールタイプの一体型電極を用いることで装着が容易になり、その利便性と共に電極の間隔を一定に保つことで正確な測定が可能のように工夫されている。

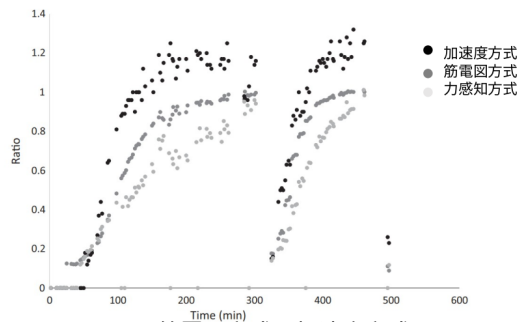


図1 筋電図方式、加速度方式、力感知方式による TOF 比比較

1人の患者における加速度方式(濃い点)、筋電図方式、力感知方式の各筋弛緩モニターによるTOF比の同時計測値。加速度方式と筋電図方式は同側、力感知方式は対側の手から得られた。(Bowdle A, et al. Anaesthesia 75;187:2020)

筋電図方式と加速度方式のTOF比の比較では、Bowdleらの報告<sup>4)</sup>から加速度方式によるTOF比(減衰)はT1(筋力)より時間的に早く1.0に達し、さらに1.0を超えた値を示すことが多い。一方、筋電図方式は力感知方式と反応が類似しておりTOF比が1.0を超えることはほとんどみられていない(図1)。

2019年に日本光電工業株式会社より、筋弛緩モジュールAF-201Pとして筋電図方式筋弛緩モニターがEMG電極NM-345Yと共に発売開始された(図2)。さらに2020年には、同社から筋弛緩モジュールを表示する筋弛緩表示ユニットVA-201Rが発売された。また、加速度方式筋弛緩モジュールとしてTOFWatchSX<sup>TM</sup>と同じ加速度センサーを使用したAF-101Pが2017年より発売されており、筋電図方式、加速度方式とも単体機を用いてモニターできるようになった。

臨床に使用するモニターとして重要な点として、データの信頼性と共に、視認性が良いこと、データの自動記録ができることが挙げられる。生体情報モニターの画面の中で同時に表示できることはモジュールタイプの利点であり、他のバイタルサインとともに常に監視可能であり、また設置場所の確保が不要である。さらに麻酔情報管理システムへのデータ転送によりTOF比が自動的に記録さ

2017年  
筋弛緩モジュール AF-101P



加速度方式

2019年  
筋弛緩モジュール AF-201P  
EMG電極 NM-345Y



筋電図方式

2020年  
筋弛緩表示ユニット VA-201R



表示ユニット

図 2 日本光電 (株) 製 筋弛緩モニター

れること、筋電図波形も表示できること、過去の測定値や波形との比較できることなどが、最近のモニターでは可能であり、筋弛緩状態評価の助けになる。持続投与等、長時間にわたる筋弛緩管理が必要であるときは、安定した測定結果が得られることとともに、必要に応じて最初の波形との比較ができることは評価の上で有用である。

加速度方式筋弛緩モニターは、評価に用いる筋、多くは母指内転筋の動きが安定するような環境に保ち、観察が可能であることが望ましい。そのため、上肢を体側に置くような手術や体位変換を伴う手術では測定が困難となる場面が多い。一方、筋電図方式筋弛緩モニターでは、電気的ノイズの影響を受けやすい、体温の影響を受けやすい導出および刺激電極の費用、等が欠点として挙げられる。

### 筋電図方式筋弛緩モニターの電極の装着

筋電図方式筋弛緩モニターでは、電極の貼付部位は Stewart らが示している<sup>5)</sup>ように筋腹と腱に導出電極を貼付し、支配する運動神経に刺激電極を貼付する。以前は心電図と同じように電極を一つずつ複数個貼付する必要があったが、近年開発された筋電図方式モニター用の電極では、刺激

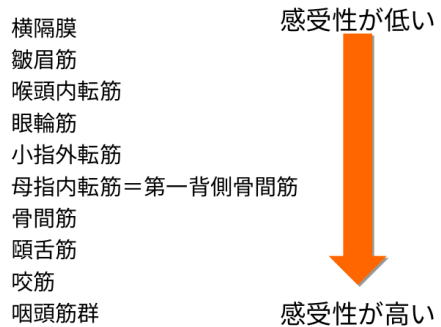


図 3 筋弛緩薬に対する各筋肉の感受性 (Phillips S, et al. Anaesthesia and intensive care. 2012;40:690 より改変)

電極及び導出電極が一体となったシート型電極となっている。アースの位置も含めて電極の配置が検討され、より有効な筋電図振幅が得やすい位置に設定された貼布用シートとなっている。

加速度方式筋弛緩モニターでよく使用されていた母指内転筋において筋電図式評価に用いる場合には尺骨神経刺激を用いていた。同じ尺骨神経支配の筋として、小指外転筋、第一背側骨間筋があるが、尺骨神経と同側に位置すること、筋形状が表面から確認でき筋腹および腱の電極貼付部位が同定しやすい等の理由から、筋電図方式筋弛緩モニターで測定する場合は小指外転筋を用いる場合が多い。ただし、これまでと異なる筋肉を用いて筋弛緩薬の作用を評価する場合には、支配筋の筋

弛緩薬に対する感受性の違いを理解しておくことが重要である。横隔膜は筋弛緩薬に対して感受性が低く、咽頭筋群は感受性が高いことはよく知られている(図3)。母指内転筋と小指外転筋、第一背側骨間筋は比較的感受性は近い。Phillipsらの論文<sup>6)</sup>ではこれらの筋肉の筋弛緩薬に対する感受性が報告されており、小指外転筋は母指内転筋よりも若干感受性が低いことが示されている。この論文では小指外転筋では貼付のしやすさとともに、TOF比の変動が少ない事が報告されており、筋弛緩状態の臨床評価に適すると考えられる。

筋電図方式では、母指内転筋や小指外転筋のほか、眼輪筋、横隔膜など筋電図が導出可能な筋肉であればどの部位でも測定が可能である。小児においての使用は電極の大きさから貼付に困難な場合もあるが、これまでの力感知方式や加速度方式モニターと比べると欠点は少なく、今後の研究が期待される。われわれの施設でも、筋電図式筋弛緩モニターを用いて、2歳未満、10kg以下の幼児において、セボフルラン麻酔における筋弛緩評価に用いることが可能であった。

### 確実な筋弛緩管理の可能性

日常的に定量的な筋弛緩モニタリングを行うには、臨床上使いやすく、正確で信頼性の高い結果が得られる事が必要である。当施設で行った同一患者で筋電図方式と加速度方式のモニターによるPTCを対比した結果(未発表)からは、筋電図方式で評価した場合にPTCがTOFWatchSX™の値と比べて若干高値を示す傾向があった。回復過程のTOF比の比較においては、これまでの報告の様に、加速度方式ではTOF比(減衰)がT1(筋力)より先に回復する傾向が顕著に見られたが、筋電図方式においてはTOF値の回復はT1に先行するものの加速度方式よりも遅くT1の回復に近い傾向が見られた。

またドリフト現象として知られるT1が開始時の100%まで回復しない現象は、加速度方式において見られることが多いとされているが、筋電図

方式においても認められることがある。この原因としては、上肢位置の変化によって見られることから刺激電極と尺骨神経の位置関係のズレ、および体温の変化等が原因として考えられている。

筋電図による筋弛緩状態の評価をまとめると、①最も生理学的かつ精密な方法であり筋力と関連する、②測定部位の位置を問わずセットアップが簡単である、③キャリブレーションが迅速にできる、④階段状変化が見られにくい、⑤低刺激電流で最大上刺激が得られる、等の利点があると考えられる。

筋電図方式の問題点としては、微少な電気信号を測定しているため、電氣的ノイズ、運動アーチファクトの干渉を受けやすいこと、体温の影響を受けること、コスト等が挙げられる。

### おわりに

最近世界で開発されてきた筋電図方式筋弛緩モニターは、シート型電極を使用することで安定した測定が得られやすくなり、臨床において筋弛緩状態の評価に有用であると期待される。筋弛緩モニタリングの重要性が認識されている中で、客観的筋弛緩モニターの日常的使用が求められる現在において、有力なモニターとなる可能性がある。

### 参考文献

1. Kim MH, Lee KY, Lee KY, et al. Maintaining Optimal Surgical Conditions with Low insufflation pressures is possible with deep neuromuscular blockade during laparoscopic colorectal surgery: A prospective, randomized, double-blind, parallel-group clinical trial. *Medicine (Baltimore)* 95(9);e2920:2016
2. Kirmeier E, Eriksson LI, Lewald H, et al. Post-anaesthesia pulmonary complications after use of muscle relaxants (POPULAR): a multicentre, prospective observational study. *Lancet Respir Med* 7(2);129-140:2019
3. Capron F, Alla F, Hottier C, et al. Can acceleromyography detect low levels of residual paralysis? A probability approach to detect a mechanomyographic train-of-four ratio of 0.9. *Anesthesiology* 100(5):1119-1124:2004

4. Bowdle A, Bussey L, Michaelsen K, et al. A comparison of a prototype electromyograph vs. a mechanomyograph and an acceleromyograph for assessment of neuromuscular blockade. *Anaesthesia* 75(2);187-192;2020
5. Stewart PA, Liang SS, Li QS, et al. The Impact of Residual Neuromuscular Blockade, Over-sedation, and Hypothermia on Adverse Respiratory Events in a Postanesthetic Care Unit: A Prospective Study of Prevalence, Predictors, and Outcomes. *Anesth Analg* 123(4);859-68;2016
6. Phillips S, Stewart PA, Freeland N, Heller G. Comparison of evoked electromyography in three muscles of the hand during recovery from non-depolarising neuromuscular blockade. *Anaesth Intensive Care* 40(4):690-696;2012

著者連絡先：  
中塚 秀輝  
〒 701-0192  
倉敷市松島 577  
川崎医科大学  
麻酔・集中治療医学 1  
Phone : 086-462-1111  
e-mail : hideki@med.kawasaki-m.ac.jp

## TOF-cuff 世界で唯一の圧感知型筋弛緩モニタ

北島 治

### はじめに

筋弛緩モニタリングは古くから行われているが、その実施率は全世界でも低いようである。TOF-cuff は血圧計のカフに刺激電極を仕込み、前腕、下肢の動きによるカフの圧変化を測定することにより、筋弛緩モニタリングを可能にした。既存のモニタに筋弛緩モニタの機能を内蔵することにより、今までの準備の煩雑さや、そのモニタリングとしての信憑性といった問題点を一興に解決した。単体機ではあるが、自動麻酔記録との接続も可能であり、TOF-cuff はその機能的特徴からも今後の筋弛緩モニタの装着率の向上も含め、非常に有用な筋弛緩モニタリング機器である。

### 筋弛緩モニタリングの種類

筋弛緩モニタリングの測定と評価方法には定性式(主観的)モニタリングと定量式(客観的)モニタリングの2つに分類される。

定性式モニタリング方法の利点は末梢神経刺激装置をつけるだけであるため、装着、操作が簡単であることと、筋弛緩薬の作用発現や麻酔維持時の、TOF カウントや PTC (Post tetanic count) 刺激を用いた評価は定量式モニタリング方法と同等であることがあげられる。しかし、欠点として TOF 比 0.4 を超えると TOF 刺激時の減衰を視覚的には感知できないため<sup>1)</sup>、回復時の評価、つまりは残存筋弛緩の判定には不適である。

定量式モニタリング方法の利点は、モニタを装着すれば定量的に評価できるため、誰が行っても評価は一定であるという点である。しかし、測定機器によっては装着が煩雑であり測定誤差を生じることとも考慮しなければならない。今まで臨床の現場でゴールドスタンダードとして使用されてき

た TOF-Watch<sup>®</sup> の販売が終了し、新たな定量式筋弛緩モニタが次々と登場してきた。新世代の筋弛緩モニタは電位感知型筋弛緩モニタに分類される SENZIME の TetraGraph、日本光電の筋弛緩モジュール AF-201P、3次元タイプの加速度感知型筋弛緩モニタの TOFscan、全く新しいタイプの圧感知型筋弛緩モニタである Tof-cuff が挙げられ、現在臨床使用されている。

### Tof-cuff の測定原理

Tof-cuff は生体モニターに接続可能な単体機であり、血圧計に刺激電極を仕込み、カフをまくことで、血圧測定と筋弛緩モニタリングを行うことが可能な機種である。

取り付け方法と測定原理：血圧計のカフに刺激電極が取り付けられているため、四肢での測定が可能であり、その測定原理はカフ圧センサータイプと呼ばれ、 $F(\text{力}) = S(\text{カフ面積}) \times P(\text{圧力})$  の原理よりカフ圧を間接的にチカラに変換し、カフ内圧を測定する。実際にはカフを 50 mmHg 以内で加圧し、電極を皮膚に密着、刺激し、刺激された神経の支配筋の反応によりカフ内圧の変化を測定し筋弛緩状態を判定する。

### Tof-cuff とゴールドスタンダードとの比較

Tof-cuff では TOF-watch と同様に尺骨神経を刺激するが TOF-watch は単一の筋つまりは母子内転筋のみの反応を測定する。Tof-cuff では尺骨神経支配筋である前腕、手掌部の筋つまりは、前腕全体の収縮が観察される。筋弛緩モニタリングは単一の神経刺激に対して単一の筋収縮を測定するのが基本であるため、TOF-cuff はその基本理

念とは若干相違が認められる．この点に関しては基礎研究でのゴールドスタンダードである力感知型筋弛緩モニタとの比較，臨床でのゴールドスタンダードである加速度型筋弛緩モニタとの比較が行われている．前者では Rodiera J ら<sup>2)</sup>により，成人 40 名，小児 20 名を対象にした比較研究であり，後者は Kameyama Y ら<sup>3)</sup>による成人 16 名での精度比較研究が行われた．両者で TOF-cuff は力感知型，加速度型ともに同等の測定結果であり精度，臨床使用ともに問題ないと認められた．Tof-cuff は血圧計と同等のカフを用いているため下腿での測定も想定されている．下腿での筋弛緩測定は短母趾屈筋 後脛骨神経筋群ユニットを加速度型では用いられる．Alexander D ら<sup>4)</sup>による研究では，下腿の Tof-cuff と前腕の TOF-Scan の導入時の TOF 比=0 %までの時間を比較しているが，圧変化を測定しているためか，有意差は認められなかった (図 1)．しかし，この研究では Tof-cuff 測定では 25 %の失敗率であった．また一般的には短母趾屈筋 後脛骨神経ユニットは母子内転筋 尺骨神経ユニットよりも回復が速いため，十分な回復を評価するには適さないとされており，下腿での回復過程の検討も必要と思われる．

### TOF-cuff と体位

先ほどの比較研究から Tof-cuff は臨床で使用する筋弛緩モニタとして，精度の面では特に大きな問題はないようである．最近では鏡視下手術やダビンチに代表されるロボット手術のニーズにより，さまざまな体位 (図 2) や深い筋弛緩が必要な術式が増加している．このような症例には Tof-cuff の特徴である測定部位がカフと一致していることが最大限に生かされると考えられる．体位については四肢に取り付け可能であり，手術の妨げにならない部位を選択し血圧が測定できる体位であれば筋弛緩モニタリング可能である．このことにより体幹に腕をしまう手術や肩，両側乳房手術などでも対応可能である．また，関節リウマチなどで

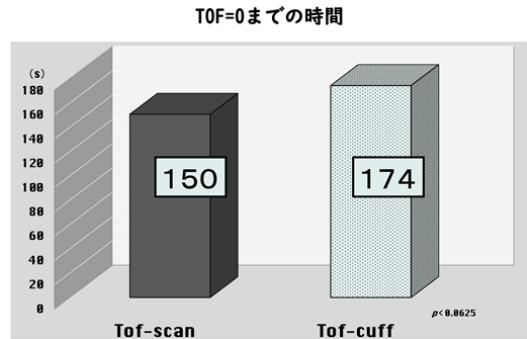


図 1：下腿に装着した TOF-Cuff と母子内転筋の装着した TOF-Scan でのアトラキリウム同量投与から TOF 比=0 %までの時間 (秒)

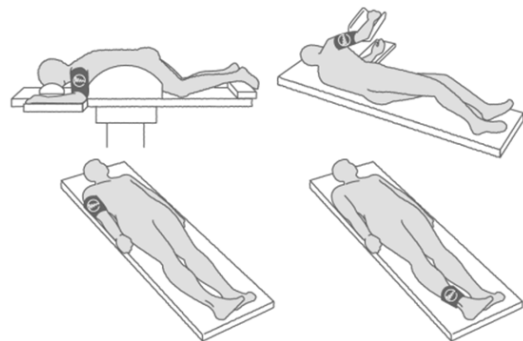


図 2：Tof-cuff の装着位置と体位

AMG が取り付けられない症例でも Tof-cuff は測定可能である．

### TOF-cuff と深い筋弛緩

現在深い筋弛緩状態が求められる術式が増えてきており，それに伴い脊椎手術での出血量減少，腹腔鏡手術やロボット手術での手術のし易さや，術後痛などの軽減などの利点も判明している．具体的に深い筋弛緩状態とは TOF カウント 0, PTC の反応数も 3 以下で示される．今まで筋弛緩モニタでは深い筋弛緩状態を維持する場合には，必要に応じて TOF 刺激を行い，TOF 反応 0 の時に PTC 反応数を確認していたが，Tof-cuff には筋弛緩状態を継続的に監視できるオートパイロットモードが装備された．

### オートパイロットモード



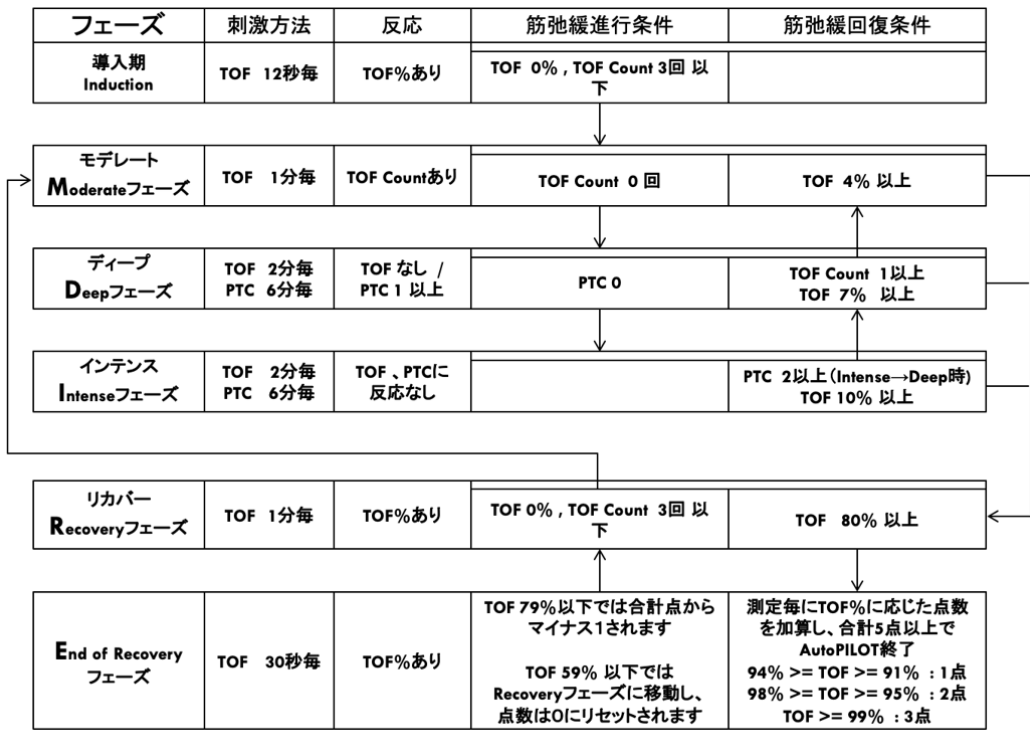


図3：スタンダードオートパイロットアルゴリズム

Tof-cuff に搭載されたオートパイロットモードは1回の操作で導入、維持、回復の過程を継続的に監視し筋弛緩状態を的確に評価することを可能にする。オートパイロットのアルゴリズムは①キャリブレーションを自動で行い、②手術中の継続測定ではTOF反応とPTC反応から筋弛緩のフェーズをモデレートフェーズ(中等度遮断)、ディープフェーズ(深い遮断)、インテンスフェーズ(完全遮断)を判定し測定間隔と刺激パターンの変更を行う。③筋弛緩からの回復をTOF%から判定し、その判定結果を点数化することでオートパイロットを終了と、なっている(図3)。またオートパイロットモードには、深い遮断を目的としたTOF%が0以下、PTCの維持での管理を目的としたスタンダードオートパイロットモードと、中等度筋弛緩遮断を目的とした、TOF%を維持した状態で管理するパーシャルブロックオートパイロットモードの2種類存在し、様々な手術に対して

必要とする筋弛緩状態を容易に維持可能である。実際に Michèle ら<sup>5)</sup>は全身麻酔下でロボット支援前立腺摘出術を受ける成人患者20人を対象にTof-cuffのオートパイロットモードを用いて深部筋弛緩(PTC 1-3)を維持することを目的とした研究を報告している。その研究方法はオートパイロットモードを使用し、気腹中に得られた筋弛緩測定値を分類し、PTCが0~3の場合は反復投与は行わず、PTCが4以上の場合、ロクロニウム10mgを投与する。評価項目としては、完全遮断(intense: PTC 0)、非常に深い遮断(profound: PTC 1~3)、深い遮断(Deep: PTC > 3)の総気腹時間の割合を定量化し、それと同時に外科医には満足度をVRS(verbal rating scale)と呼ばれる0(very poor: 非常に悪い)から4(Excellent: 非常に良い)のスコアを用いて測定した。結果は総気腹時間に対する各筋弛緩程度の割合は、完全遮断27%、非常に深い遮断50%、深い遮断23%で

あり, また外科医の満足度はすべての症例で非常に良いであるレベル 4 であったと報告している。結論として筆者らは Tof-cuff のオートパイロットモードを用いることで, 不必要に筋弛緩状態を延長させることなく高い安全性と適切な手術条件を維持することが可能であったとしている。

## ICU での COVID-19 患者管理 における TOF モニタリング

急性呼吸窮迫症候群 (ARDS) 患者の人工呼吸管理中の早期 48 時間のシスアトラクリウムの投与は, 死亡率, 圧損傷のリスクを下げ, ICU-acquired weakness を増加しないとして, 使用されてきた。現在全世界で流行している COVID 感染症では 10 日間以上も人工呼吸管理が必要な症例も認められる。そのため筋弛緩薬が長期間使用され, 世界中で筋弛緩薬の不足が起きている。ICU 領域では筋弛緩モニタの使用はまだ一般的ではないが, Tof-cuff は非侵襲的かつ普段使用している血圧カフと手間も同じなため, 導入は想像以上に容易と考えられ, このような状況で多少なりに, リソースの節約につながるのではないかと考えられる。

## 結 語

Tof-cuff を使用することで麻酔開始から終了まで継続的な筋弛緩モニタリングが容易に可能となった。今後, 手術室だけでなく集中治療の分野でもその利用が検討される。

## 引用文献

1. Viby-Mogensen J, et al. Tactile and visual evaluation of the response to train-of-four stimulation. *Anesthesiology* 1985;63:440-443.
2. J.Rodiera, et al. The cuff method: a pilot study of a new method of monitoring neuromuscular function. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2005;49(10):1552-1558.
3. Kameyama Y, et al. Efficiency of the TOF-Cuff<sup>®</sup> for the evaluation of rocuronium induced neuromuscular block and its reversal with sugammadex: a comparative study vs. acceleromyography. *Journal of Anesthesia* 2019;33:80-84.
4. Alexander D, et al. Placement of TOF-Cuff<sup>®</sup> on the lower leg for neuromuscular and blood pressure monitoring during anesthetic induction for shoulder surgeries. *Journal of Anesthesia* 2020; 34:79-85.
5. Michèle S, et al. Automated Quantitative Relaxometry for Deep Neuromuscular Blockade in Robot-Assisted Prostatectomy. *Rom J Anaesth Intensive Care.* 2020;27(1):29-34.

# AI (CNN) に麻酔中のバイタルサインチャートを読ませてみた

岩瀬 良範

## 背景

AI (Artificial Intelligence: 人工知能) のうち CNN (Convolutional Neural Network: 畳み込みネットワーク) は教師あり画像分析に最適とされる。医学においては、心電図コホートの研究で、後に心房細動へ移行した洞調律心電図を高確率で予測した Attia らの研究<sup>1)</sup>は、CNN の特長を上手に応用した事例といえよう。

これはメイヨークリニックで 180922 人の患者から得られた 649931 件の心電図検査のうち、1 か月以内に心房細動に移行したのは 8.5 %、15419 患者で、残りの 91.5 %、165503 人の患者は洞調律のままです。これを最初の心電図から心房細動になることを予測できるか、という研究である (図 1)。

すなわち、「1 か月後に心房細動になった患者とならなかった患者は確定している」わけで、このうち 80 % を教師として CNN のトレーニングに使い、次に残りの 20 % は、結果はわかっているが、CNN に予測させます。36280 例のうち、実際に心房細動になったのは 3051 例だったが、CNN は元となる洞調律心電図から、このうち 87 % を正解した、というのがこの論文の要旨 (図 2) で、解説が日本語でも多く紹介されている。

「この手法を麻酔記録に応用できないか」と考えたのが今回の着想である。コンピューターにとっては心電図も麻酔記録も一定のグリッド線上の図形で、CNN にとってデータの発生時期は関係ない。むしろ、年齢、性別、体重、術式などの属性が教師になり得る。さらに、手入力部分を一切省いたバイタルサインチャートならば、人的要因が入りにくい、などの利点がある。

麻酔中のバイタルサインチャートは、同一の書式にバイタルサインがプロットされる画像で、CNN

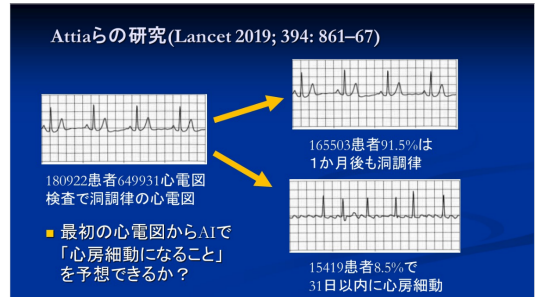


図 1. Attia らの研究 (Lancet 2019; 394: 861-67)

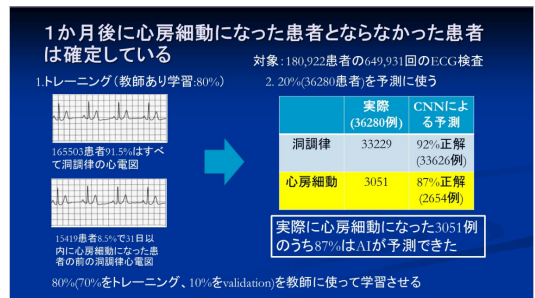


図 2. 実際に心房細動になった 3051 例のうち 87 % は AI が予測できた

で属性の違いを弁別した報告は見当たらない。自動麻酔記録システム Paperchart (故越川正嗣先生作) には、この出力機能がある。

## 方法

本研究は、当院 IRB の承認を受けている。対象症例は 2017 年 10 月から運用終了の 2020 年 2 月までの麻酔症例のうち、PaperChart のバイタルサインのビットマップ (BMP) 画像出力機能 (最大 3000 × 2000 pixel) で全記録が 1 ページに収まる記録時間 210 分以内の症例 8804 例を対象として BMP 画像を AutoIt3 (AutoIt team 作) でダウンロードの後に Irfanview (Irfan Skiljan 氏作) で PNG 形式に変換した。

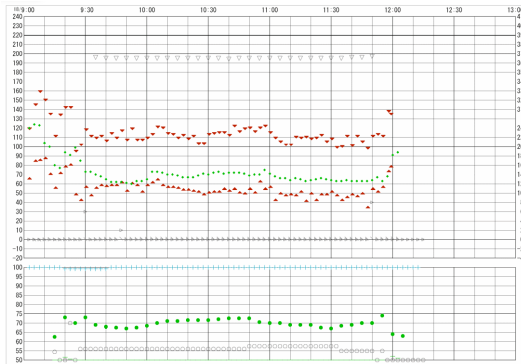


図 3. 使用しバイタルサインチャート：  
バイタルサインのみで薬物投与等の人為的入力  
は入っていない。

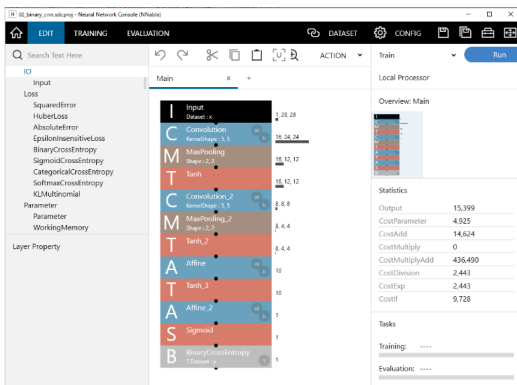


図 4. CNN の処理手順：  
AI はこのようなブロック図形で処理手順が示さ  
れることが多い。

CNN ではデータを二群に分けるため、Paperchart の一覧表作成機能でデータを分類しファイルリストを得て、x\_rename (のぼっく氏作) でファイルを 2 つのフォルダにコピーしてデータセットを作成した。

CNN は、Sony Neural Network Console 160 (Sony 提供による登録制ソフトウェアで Windows 用のスタンドアロン版は無償で使用できる) の例題を可能な限りデフォルトのまま使用した。主なパラメーターは、処理画素数 28 × 28 (カラー)、繰り返し回数 100, training data:80%, validation data 20%。

実行結果は、1. training (学習) はグラフで示され、cost, training error, validation error の 3

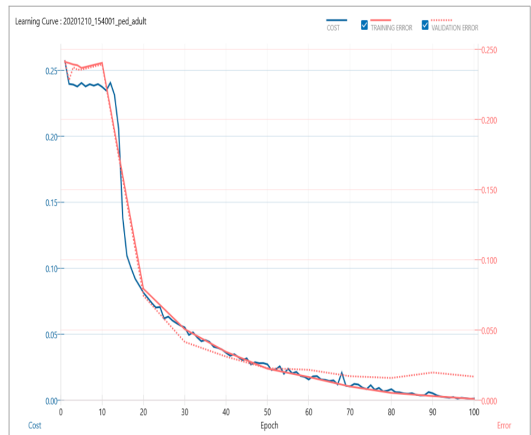


図 5. 小児 (6 歳未満 527 例) と成人  
(15 歳以上 7729 例) の比較例：  
cost, training error, validation error が右肩  
下がり収束している。

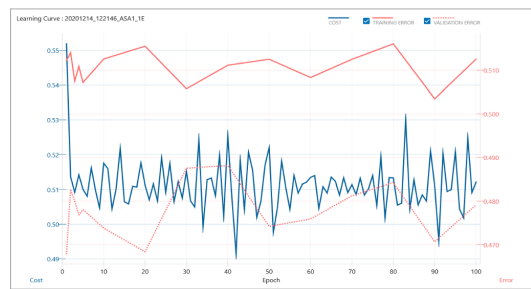


図 6. 収束しない：もともと差が存在しない  
(ASA1 と ASA1E の比較)

つのパラメーターが右肩下がり収束する双曲線となれば高い信頼度が期待でき、2. validation (検証) の真偽値表が結果になる。

## 結果

良好な結果を示した例として、小児 (6 歳未満 527 例) と成人 (15 歳以上 7729 例) の比較では、グラフの収束 (図 5) と、Accuracy=0.995, Average Precision = 0.975 が得られた。現在までの大半のデータセットは、収束しなかったり (図 6)、過学習 (図 7) に陥った。

## 考察と結語

CNN にデータを検証させる手順は、簡単ではないが一定の手順として多くの部分を自動化し得

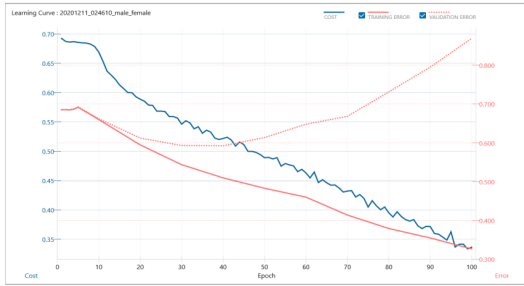


図 7. 過学習：収束はするが，validation が散大する．男性と女性の比較例

た．その結果，驚くような困惑すべき計算結果も得られている．問題は，1.CNN を本課題に適合させて適切な計算を行うパラメーターの設定方法と，2. 得られた CNN の結果が「どれほど正しいのか？」を評価する手順が広く確立していない，ことだと感じている．例えば，1 に関しては処理画素数を増加させると，先の例では学習グラフの収束は失われていった．2 に関しては，「AI はブラックボックスにも関わらず，その結果の社会的影響が大きい」ことに関与しているように思われる．

### 参考文献

1. Attia ZI, Noseworthy PA, Friedman PA, et.al.: An artificial intelligence-enabled ECG algorithm for the identification of patients with atrial fibrillation during sinus rhythm: a retrospective analysis of outcome prediction. *Lancet* 394: 861-867, 2019.

### ABSTRACT

Can Artificial Intelligence distinguish the vital sign charts during anesthetic management?

Yoshinori Iwase

### [Background]

The recent progress of AI is quite remarkable. Especially, CNN (Convolutional Neural Network) was reported good evidences in distinguishing pictorial supervised learning.

### [Objectives]

We examined whether CNN could distinguish vital sign charts during anesthetic management

from the automated anesthesia recording system in a supervised learning environment

### [Materials and Methods]

Under IRB approval, bitmap vital sign charts (3000x2000pixel) within anesthesia time under 210 minutes was downloaded from Paperchart Automated anesthesia recording system. CNN used the example of Sony Neural Network Console 160 (registered software provided by Sony, a standalone version for Windows is available free of charge) as default as possible. The main parameters are 28 x 28 processing pixels (color), 100 repetitions, training data: 80 %, validation data 20 %. As for the execution result, 1.Training is shown in a graph, and high reliability can be expected if the three parameters of cost, training error, and validation error become a hyperbola that converges downward to the right, and 2.validation (verification). ) Boolean table is the result.

### [Results]

As an example showing good results in the comparison between children (527 cases under 6 years old) and adults (7729 cases over 15 years old), the convergence of the graph, accuracy = 0.995, and average precision = 0.975 were obtained (Fig.5). However, most datasets have not converged (Fig.6) or have been overtrained (Fig.7).

### [Discussion and conclusion]

The procedure for getting CNN to validate the data was not easy, but it could be automated in many parts as a constant procedure. As a result, surprising and confusing calculation results are also obtained. The problem is that 1. The method of setting parameters that adapt CNN to this task and perform appropriate calculations and 2. The procedure for evaluating "how correct is the obtained CNN result?" are not widely established. I feel that it is. For example, when the number of processed pixels was increased for 1, the convergence of the learning graph was lost in the previous example. Regarding 2, it seems to be involved in "AI has a large social impact as a result of the black box."

*Department of Anesthesiology,  
Saitama Medical University Hospital,  
Moroyama, Saitama 3500495, Japan*

# 英文作成における Grammarly と Trinka の比較検討

森本 康裕 , 吉村 学

## はじめに

日本人にとって学術発表の最大の障壁は英語である。折角の業績も英文の雑誌に掲載されなければ世界的な評価を受けることはない。一方で多くの日本人にとって英語での学術論文作成は容易ではない。

パソコンの普及により言語を自動で翻訳する機械翻訳が注目されている。これまでの機械翻訳は実用に耐えるものではなかったが、Google の開発した Google 翻訳は近年性能が向上しある程度使用できるようになった。さらに学術論文の世界ではドイツに本拠地のある DeepL GmbH が開発した DeepL 翻訳が使用されるようになった。

一方英語と日本語変換において自動の英文校正が有用である。代表的なのはワープロソフトに付属している校閲機能であるが、より高性能のものとして Grammarly ([www.grammarly.com](http://www.grammarly.com)) がある。さらにインドで開発され昨年より日本語対応可能となった Trinka ([www.trinka.ai/jp](http://www.trinka.ai/jp)) がある。

Grammarly は文法・スペル・句読点・単語選択・表現に関して、間違っている可能性があるものを、自動的に検出するとともに文脈に沿った修正を提案する機能を持っている。また総合的な英文としての出来映えを 100 点満点で評価する。基本的に無料で使用できるが有料で機能を追加することもできる。Trinka も同様の機能を有する。どちらもインターネットのホームページ上で作業が可能である。

筆者の現在の英文作成法はまず日本語で文章を作成し、DeepL を用いて英文化する。この文章を自分で確認し気になる点を修正した後に Grammarly で英文チェックする。提案点の修正を考慮

して最終的な英文を作成、最後に有料の英文校正を依頼して投稿するという流れである。最初から

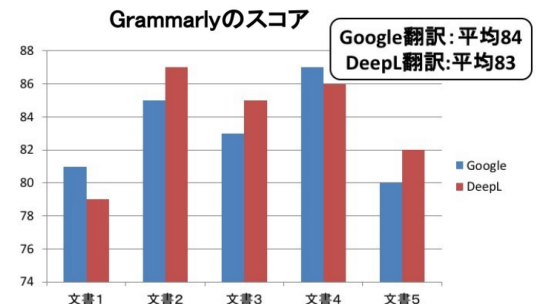


図 1 Google 翻訳と DeepL 翻訳の比較

## GrammarlyとTrinkaの修正提案数

	Grammarly	Trinka
文書1	29	20
文書2	14	2
文書3	18	14
文書4	12	5
文書5	25	5

図 2 Grmmarly と Trinka の比較

英語で書いていた頃よりも格段に短時間に英語の文章が書けるようになった。この流れの中で新しい Trinka が使えるのかということが今回の研究の目的である。

## 方法

筆者が最近書いた日本語文書(字数 1000 字程度)を 5 本使用した。これらをまず Google あるいは DeepL を用いて英語に翻訳し、Grammarly を使って評価させた(検討 1)。

次に Trinka でもチェックし Grammarly と Trinka の修正提案数を比較した(検討 2)。



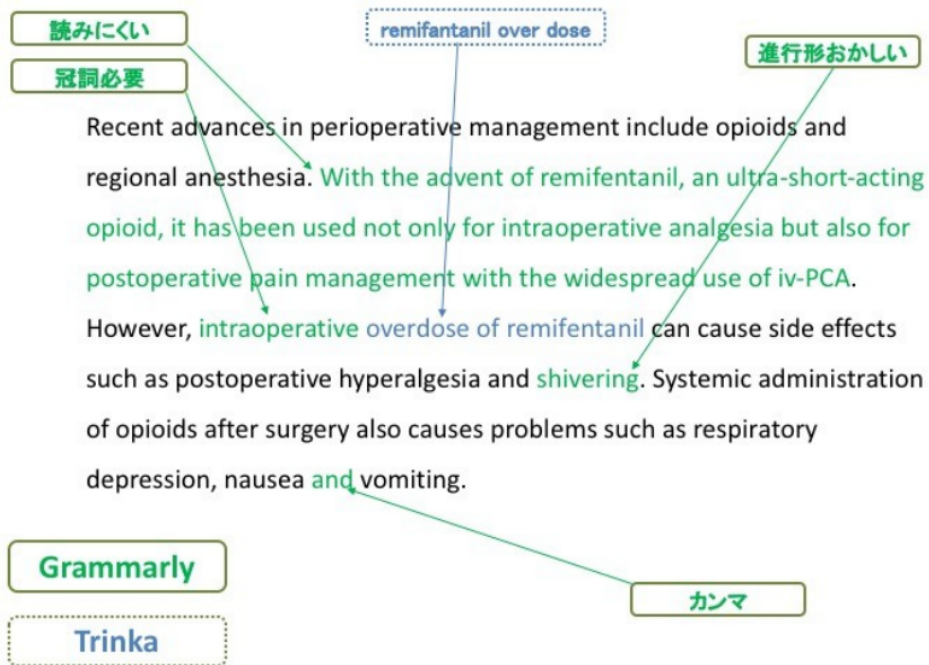


図 3 文章中での Grammarly と Trinkla の比較

## 結果と考察

### 検討 1

5本の英文を Grammarly のスコアで評価させたところ、Google での翻訳では平均 84 点、DeepL での翻訳は平均 83 点であり両者の翻訳機能はどちらも優れており同等と考えられた (図 1)。

しかし、例えば原文の区域麻酔を Google では segmental anesthesia、DeepL では regional anesthesia と訳しており専門用語については DeepL が自然な翻訳が可能な印象を受けた。

### 検討 2

Grammarly と Trinkla の修正提案数を示す。

提案数は Grammarly の方が多く現在のところ英文校正機能としては Grammarly の方が優れて

いると考えられる。しかし文章中でみると両者の提案ポイントは重複が少ない (図 2)。

両者を併用することでよりよい英文を作成することが可能ではないかと考えられる。

## 考察

機械翻訳や文章チェックは AI 技術の進歩によって飛躍的に進歩しつつある。今回の検討で DeepL で翻訳した後さらに Grammarly と Trinkla を活用することでインターネット上で無料で良質の英文を作成することが可能であることが分かった。検討は 2021 年 2 月時点のものであるが今後も性能が向上することが予想される。進歩するツールを活用することで言語の壁を取り払い、知見を世界と共有することが期待される。

# レミゾラムの予測血中濃度シミュレーション

合田 延大, 増井 健一

## はじめに

2020年8月,日本では25年ぶりに臨床使用が可能になった新しい静脈麻酔薬レミゾラムは短時間作用性であるため濃度の調節性が良い.プロポフォールや吸入麻酔薬と比較して循環抑制作用が弱く,拮抗薬があることから,循環動態が不安定な患者や高齢者などリスクのある症例において有用であると考えられる.

薬物動態シミュレーションは血中濃度変化を可視化し未来の予測血中濃度を把握できるため,適切な薬物濃度コントロールの一助となる.日本における第I相から第III相の試験のデータから作成したレミゾラム薬物動態モデルを用いて,レミゾラム血中濃度の経時変化をシミュレーションし,投与速度と血中濃度の関係を検討したので報告する.

## 方法

薬物動態モデルは,日本における治験のデータセット5つを用いて作成したプロトタイプモデルを使用した.本稿を執筆している2021年7月の段階では論文がアクセプト前であるためモデルのパラメータの詳細の掲載は控えるが,作成されたモデルは,モデルを作成したデータセットの実測濃度を偏りなく妥当に表現した.薬物動態モデルの総クリアランスは女性の方が大きかった.

今回のシミュレーションにおいてコンパートメントモデルを表現する微分方程式の数値解を求めため,Excel VBAを用いてExcelスプレッドシートに4次のRunge-Kutta法を実行するプログラムを作成した.これを用いてレミゾラムの予測血中濃度を計算した.また,Schüttlerらの研究<sup>1)</sup>を利用して $k_{e0}$ を求め,効果部位濃度も計算した.

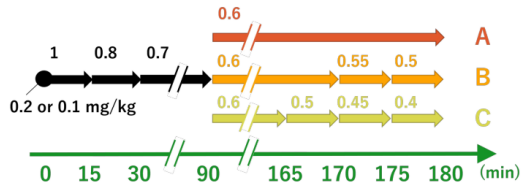


図 1. レミゾラムの投与レジメ

初期ボラスは0.2 mg/kg もしくは0.1 mg/kg, その後の持続投与 (mg/kg/h) は図の通りとした. 90分までの投与速度は投与レジメ A, B, C と同一とした

今回のシミュレーションでは40歳(中年者)または85歳(高齢者)の患者を想定した.男性と女性で総クリアランスが異なることから,それぞれの年齢ごとに男性(身長170 cm 体重70 kg),女性(身長150 cm 体重50 kg)の患者を想定した.

投与レジメは初期ボラスに続いて持続投与を行うという,レミゾラムによる全静脈麻酔を想定したものとした.ボラス投与量は0.2 mg/kg または0.1 mg/kg とし,その後の持続投与速度は1 mg/kg/h で15分まで,0.8 mg/kg/h で30分まで,0.7 mg/kg/h で90分までとし,その後は次の3通りの投与速度とした:(投与レジメ A) 0.6 mg/kg/h で180分まで,(投与レジメ B) 0.6 mg/kg/h で170分まで,0.55 mg/kg/h で175分まで,そして0.5 mg/kg/h で180分まで,(投与レジメ C) 0.6 mg/kg/h で165分まで,0.5 mg/kg/h で170分まで,0.45 mg/kg/h で175分まで,そして0.4 mg/kg/h で180分まで(図1).

## シミュレーション結果

### 1) ボラス投与量と予測血中濃度 (図 2)

0.2 mg/kg ボラス後に持続投与を行った場合,血中濃度は投与開始後1分弱で最高3.40 μg/ml まで到達し,6分後に最小値0.67 μg/ml まで減少,その後安定した.効果部位濃度は投与開始後

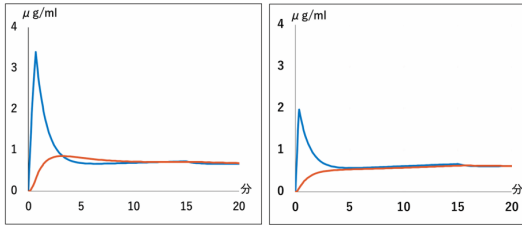


図2 ボーラス投与量の違いの影響  
(左: 0.2 mg/kg, 右: 0.1 mg/kg): 40 歳男性, 170 cm, 70kg に 0.2 または 0.1 mg/kg ボーラスし, 投与レジメに従って持続投与した. 赤線が効果部位濃度, 青線が血中濃度.

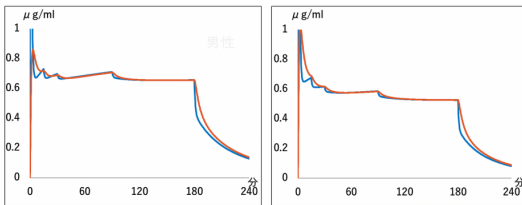


図3 性別の影響  
(左: 40 歳男性, 170 cm, 70 kg(左), 右: 40 歳女性, 150 cm, 50 kg). 0.2 mg/kg ボーラス + 投与レジメ A. 赤線が効果部位濃度, 青線が血中濃度.

3分で最高値 0.86  $\mu\text{g/ml}$  となりその後徐々に低下し 0.66~0.68  $\mu\text{g/ml}$  で安定した. 同症例でボーラス量を 0.1 mg/kg とした場合, 導入中の効果部位濃度は投与開始 3 分後で 0.50  $\mu\text{g/ml}$ , 5 分後に 0.53  $\mu\text{g/ml}$ , 10 分後に 0.57  $\mu\text{g/ml}$  と徐々に上昇した. ボーラス量における男女差, 年齢差は小さかった.

2) 効果部位濃度の性別比較 (図 3)

導入時の最低効果部位濃度は男性 0.67, 女性で 0.57 であった. 維持時の効果部位濃度は, 男性 0.65 0.68 に対して, 女性は 0.53?0.58 と, いずれも女性が約 20 % 低い結果となった.

3) 投与終了前の投与速度調整 (男性)(図 4)

投与停止時の濃度は, 持続投与 A, B, C でそれぞれ 0.65, 0.60, 0.53  $\mu\text{g/ml}$  であった. 効果部位濃度が 0.35, 0.25  $\mu\text{g/ml}$  になるまでの時間は,

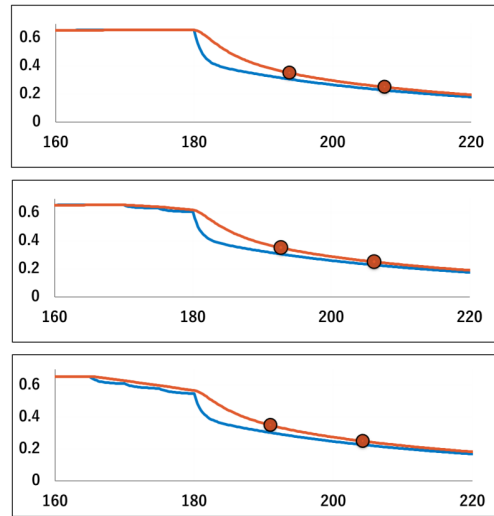


図4 投与終了前のテーパリングの影響  
(上: 投与レジメ A, 中: 投与レジメ B, 下: 投与レジメ C). 40 歳男性, 170 cm, 70 kg.

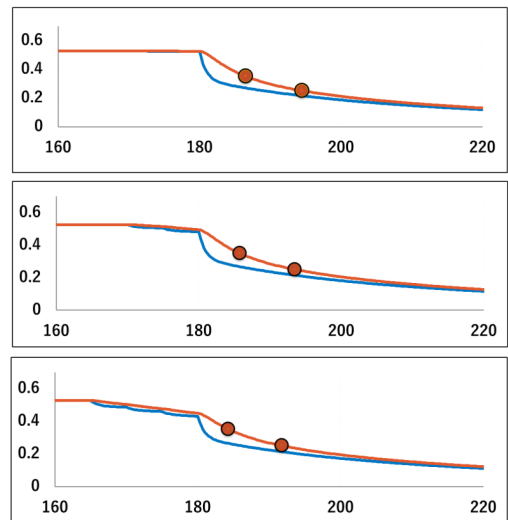


図5 投与終了前のテーパリングの影響  
(上: 投与レジメ A, 中: 投与レジメ B, 下: 投与レジメ C). 40 歳女性, 150 cm, 50 kg.

持続投与 A, B, C で (A)13.5, 26.5 分, (B)12, 24.5 分, (C)9, 21 分であった.

4) 投与終了前の投与速度調整 (女性)(図 5)

投与停止時の濃度は, 持続投与 A, B, C でそれぞれ 0.53, 0.50, 0.45  $\mu\text{g/ml}$  であった. 効果部位濃度が 0.35, 0.3, 0.25  $\mu\text{g/ml}$  になるまでの

時間は、持続投与 A, B, C で (A)6.5, 14.5 分, (B)6.0, 13.5 分, (C)4.0, 11.0 分であった。

## 考 察

麻酔導入時の濃度シミュレーション (図 2) によれば, 0.2 mg/kg ボーラス + 持続投与では投与開始 6 分後に効果部位濃度が 0.67  $\mu\text{g}/\text{ml}$  に低下しその後安定したが, 0.1 mg/kg ボーラス + 持続投与のときには効果部位濃度は投与 3 分後に 0.50  $\mu\text{g}/\text{ml}$  となり徐々に上昇するが 10 分後に 0.57  $\mu\text{g}/\text{ml}$  であった。全身麻酔に必要な鎮静レベルである modified Observer's Assessment of Alertness / Sedation score 1 点に必要なレミマゾラム効果部位濃度の平均は 0.64  $\mu\text{g}/\text{ml}$  であったとの報告<sup>1</sup>があり, 中年患者での麻酔導入時投与量は 0.2 mg/kg 程度が良いことが示唆された。年齢の影響であるが, 高齢者の効果部位濃度は中年者より高かったが, その差は 10 % 未満であった。年齢の濃度に対する影響はそれほど大きくないと考えられたが, レミマゾラムの薬力学に対する年齢の影響はまだ検討されておらず今後の検討課題である。

維持濃度についての検討では, 体重当たりの投与量を同一とすると女性での血中および効果部位濃度は男性より 2 割程度低いことが分かった (図 3)。このことから, 同一のレミマゾラム濃度を維

持するためには, 男性より女性で高い投与速度が必要となることが明らかとなった。

投与終了前の投与速度調節の影響に関して, 投与終了してから効果部位濃度が 0.35  $\mu\text{g}/\text{ml}$  に下がるまでの時間は, A と比較して B では 1~2 分, C では 4.5~6 分短縮した。今回の投与条件で覚醒濃度が 0.35~0.25  $\mu\text{g}/\text{ml}$  であれば, 投与調節は覚醒時間を最大 6 分短縮できた。一方, 覚醒濃度 0.25  $\mu\text{g}/\text{ml}$  では, 投与中止後覚醒までに 20 分以上かかった。レミマゾラムは超短時間作用性ではないため, 適正な維持濃度を術中に探す又は手術終了時の投与調節の必要性が示唆された。

## 結 語

われわれが作成した薬物動態モデルでは, 性別の薬物動態への影響は大きかった。

年齢の薬物動態への影響は導入時にはあるが, 維持時にはそれほど大きくないことが示唆された。

## 参考文献

1. Schüttler J, Eisenried A, Lerch M, Fechner J, Jeleazcov C, Ihmsen H. Pharmacokinetics and Pharmacodynamics of Remimazolam (CNS 7056) after Continuous Infusion in Healthy Male Volunteers: Part I. Pharmacokinetics and Clinical Pharmacodynamics. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists* 2020;132:636-51.

# セボフルランによる神経筋遮断作用の遷延を認めた重症筋無力症の一例

木内 直人，高木 俊一，鈴木 孝浩

## はじめに

吸入麻酔薬は濃度依存性に筋弛緩薬の作用増強作用を有し単独でも筋弛緩作用を示す．重症筋無力症 (myasthenia gravis：以下 MG) 患者において，筋弛緩薬を使用しない全身麻酔中のセボフルラン投与によって減少した TOF 比が吸入中止後に終末呼気セボフルラン濃度が 0 になったにも関わらず，長時間に渡り回復しなかった事例を報告する．

## 症 例

42 歳，女性．身長 146cm，体重 45kg．10 年来，全身性 MG で治療されており血漿交換療法など行われ寛解・増悪を繰り返したが，ステロイドのみ内服していた．今回感冒を契機とした重症筋無力症クレーゼを発症し，呼吸筋力低下に対して CPAP (continuous positive airway pressure) に PSV (pressure support ventilation) を付加した長期人工呼吸器管理を要したため全身麻酔下での気管切開術を行う方針とした．MGFA 分類<sup>1</sup>V，Osserman 分類 IV と重症であり，胸腺摘出術後であった．抗アセチルコリン受容体抗体値は 20 ~ 25nmol/L 程度であった．術前の身体所見として眼瞼下垂があり頸部前屈・膝立は行えなかったが，上肢の挙上は 90 度水平保持が可能であり筆談によるコミュニケーションをとることも可能であった．

## 麻酔経過

全身麻酔の導入維持はセボフルラン 1 ~ 1.5 %，フェンタニル 100 $\mu$ g，レミフェンタニル 0.1 ~ 0.15 $\mu$ g/kg/min で行い，筋弛緩薬は投与しなかつ

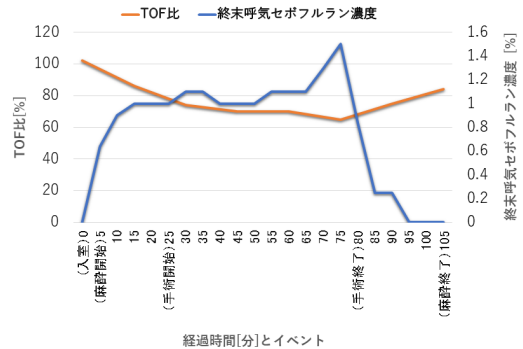


図 1 終末呼気セボフルラン濃度と TOF 比の推移

た．筋弛緩モニタリングには電位感知型筋弛緩モニタである AF201P<sup>®</sup> (日本光電社製) を用いて，尺骨神経刺激を行い小指外転筋反応を測定した．セボフルラン投与前のコントロール TOF 比が 102 % で安定していることを確認後にセボフルランの投与を 1 % で開始した．図 1 に終末呼気セボフルラン濃度と TOF 比の変化を示すがセボフルラン濃度の上昇に伴い TOF 比は最大 65 % まで減少した．手術時間は 54 分であり，術直後にセボフルランの吸入を中止し，純酸素 6L/分 で 10 分間換気したところ，終末呼気セボフルラン濃度は 0 % となり，さらに 15 分経過しても TOF 比は 84 % までしか回復しなかった．しかし，開眼，意思の疎通ができて覚醒は良好であったため手術室を退室し集中治療室にて管理した．術後も術前と同様に CPAP と PSV を併用して人工呼吸器管理を行った．その後は血漿交換療法などの加療を継続し徐々に呼吸筋力の改善を認め術後 2 週間程で人工呼吸器から離脱することが出来た．現在は気管切開孔も閉鎖し外来にて通院加療継続中となっている．

日本大学医学部 麻酔科学系麻酔科学分野

<sup>1</sup> Myasthenia Gravis Foundation of America score

## 考 察

本症例はクリーゼを発症した為に人工呼吸管理を余儀なくされ、Osserman 分類 IV、MGFA 分類 V に属し、筋型アセチルコリン受容体数はかなり減少していたと推察されるが術前 TOF 比は正常であった。

MG 患者の全身麻酔管理の際には、筋弛緩薬を投与せず、セボフルランの可逆的な神経筋抑制作用を活かして麻酔維持することが比較的多くみられる<sup>1)</sup>。これは、セボフルランの血液ガス分配係数が低く調節性の良さによるものである。

Nitahara K ら<sup>2)</sup> は 16 例の MG におけるセボフルランの TOF 比への影響を検討し、セボフルラン投与中は MG 患者とコントロール患者ともに濃度依存的な神経筋伝達の遮断作用が認められ、コントロール TOF 比 90 % 未満の場合には特に TOF 比の抑制が顕著となり、セボフルラン 1.7 % によって平均約 20 % 低下する。しかし、セボフルラン投与終了後にはベースラインと同程度の値に戻ったと報告した。

本症例では、術前 TOF 比は正常であることに加えて、終末呼気セボフルラン濃度 1 % と比較的低い値であったが TOF 比は約 35 % 抑制されたことから、術前 TOF 比が正常であってもセボフルランで TOF 比が抑制され遷延する可能性があることが分かった。

Kwak YL ら<sup>3)</sup> は、11 例の MG 患者の内 2 例は

術前 TOF 比  $>0.9$  であっても、最終 TOF 比 0.8 にしか戻らず抜管できなかったと報告した。このことから MG 患者において TOF 比の経時的観察は必須であると考えられる。

本症例では電位感知型の筋弛緩モニタを使用したが、コントロール TOF 比が 100 % に収束するため補正が必要でなく TOF 比の微細な変化を追随することができるため有用であった。

## 結 語

重症 MG 患者においてセボフルラン投与終了後に終末呼気セボフルラン濃度が検知できない状態になっても TOF 比が回復しなかった症例を経験した。MG 患者の全身麻酔管理においては、筋弛緩薬を投与しなくても、筋弛緩モニタリングは必要だと考えられた。電位感知型筋弛緩モニタは TOF 比の経過観察に有用であった。

## 参考文献

1. Kiran U, et al. Sevoflurane as a sole anaesthetic for thymectomy in myasthenia gravis. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2000;44(3):351-3.
2. Nitahara K, et al. Neuromuscular effects of sevoflurane in myasthenia gravis patients. *Br J Anaesth.* 2007;98(3):337-41.
3. Kwak YL, et al. Persistent train-of-four fade in myasthenia gravis patients after sevoflurane anaesthesia. *Br J Anaesth.* 2008;100(5):724; author reply -5.



## 侵害刺激と血管

### 血管弾性研究で分かったこと

佐伯 昇<sup>\*</sup> , 中村 隆治<sup>\*</sup> , 神谷 諭史<sup>\*</sup> , 岡田 芳幸<sup>†</sup> ,  
吉栖 正生<sup>‡</sup> , 辻 敏夫<sup>§</sup> , 河本 昌志<sup>¶</sup> , 堤 保夫<sup>\*</sup>

### 背景

鎮痛・鎮静・筋弛緩は麻酔における重要な要素であるが、鎮痛については客観的な評価法は未だ確立しておらず依然として麻酔科学のフロンティアとして残されている。侵害刺激の評価法として末梢血管の収縮を指尖容積脈波の振幅の減少として用いる方法が報告されているが、容積脈波は心臓の拍出による指尖の血液量の増加の波であることから、当然のこととして心臓の拍出の変化による影響を受けるという問題がある。

これに対し、演者らは2000年に動脈圧波形と容積脈波から末梢血管の緊張度をリアルタイム表示するモニタを開発し(図1)、2003年には血管の機械的特性であるインピーダンスを剛性/粘性/慣性の要素毎に連続的に測定する方法を開発し、2004年には人工知能による判定機能も実現した<sup>1-3)</sup>。以後、「血管弾性研究会」として約20年に渡り研究を継続している。一方、2005年には Surgical stress index などの容積脈波の振幅と脈拍などのデータを組み合わせることで、侵害刺激の指標とする方法も報告されている<sup>4)</sup>。今回、侵害刺激と血管弾性に関するわれわれの研究成果について紹介する。

### 血管弾性モニタ

手掌などの末梢循環は臨床状況に応じて蒼白・冷感～紅潮・温感まで大きな変化を示すが、これらの状態は橈骨動脈波形と容積脈波の波形の X-Y 表示により得られる1心拍の図形のみで表すことが可能である(図1)。橈骨動脈にかかる圧力に対

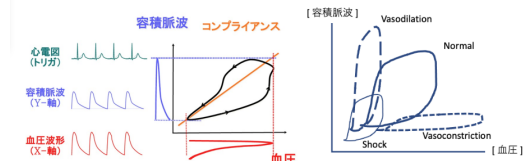


図1 血管弾性の評価  
容積脈波と血圧波形の X-Y 表示図形(左)は循環状態に応じた形状に変化する(右)。

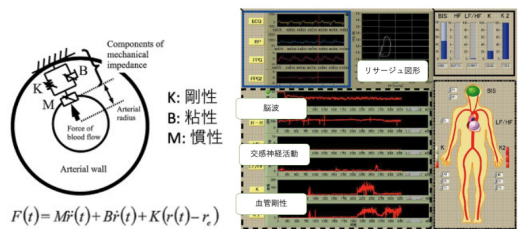


図2 血管弾性モニタ  
剛性・粘性・感性を表すモデル(左)とPC画面の例(右)。文献5)6)より引用改変

し指尖の血管がどの程度膨らむかは血管壁の特性によって変化すると考えられるが、両者を血管壁に加えられる力とそれによる血管壁の変位との関係として捉えると、これは時間(t)における血圧(入力)と容積脈波(出力)との関係式として表すことができる。(図2左)このとき、0,1,2次微分の係数はそれぞれ剛性(K),粘性(B),慣性(M)となる。次に、これらの係数を、実際に得られた橈骨動脈圧波形と容積脈波の2つの波形の形に最適にフィッティングするよう最小二乗法で計算・表示し、脳波や自律神経活動(心拍変動解析)の情報とともに画面をPC上に表示するモニタとして開発した<sup>5,6)</sup>。(図2右)

血管弾性は侵害刺激に鋭敏に反応する

<sup>\*</sup> 広島大学大学院医系科学研究科 麻酔蘇生学

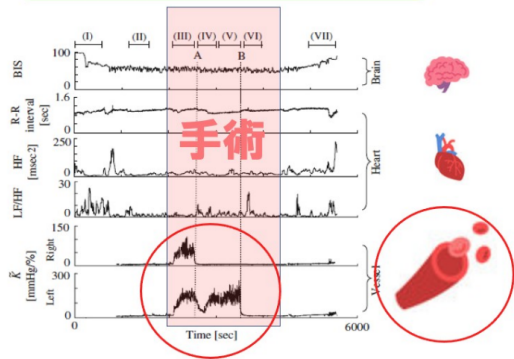
<sup>†</sup> 広島大学病院 障害者歯科学

<sup>‡</sup> 広島大学大学院医系科学研究科 心臓血管生理学

<sup>§</sup> 広島大学大学院工学研究院 生体システム論研究室

<sup>¶</sup> JR 広島病院

侵害刺激への反応：血管 > 脳波・心臓



血管の反応：血管弾性 > 容積脈波 > 血流計

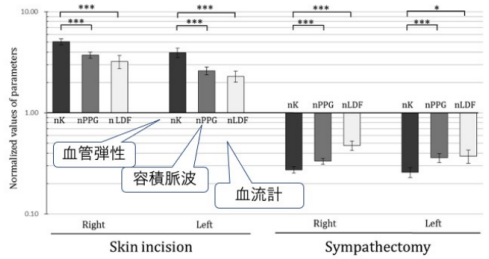


図3 血管弾性モニタの応答

血管(血管弾性)は脳(BIS)や心臓(心拍変動解析)よりも鋭敏に反応する(上)。血管の応答において、血管弾性は、容積脈波の振幅や血流計よりも(下)鋭敏に反応する。文献(6)(7)より引用改変

血管弾性は1心拍毎に結果が得られるため脳波や自律神経活動よりも即時性に優れており、また、その反応も脳波、心拍変動解析より大きいと考えられた<sup>6)</sup>。(図3上)他の血管収縮の評価法として容積脈波の振幅やレーザードプラ血流計と比較したところ、これらよりも変化が大きいと考えられた<sup>7)</sup>。(図3下)

同側の交感神経により支配される

胸部交感神経遮断術における血管弾性の変化を測定した。執刀により上肢の血管剛性が両側ともに増加したが、左右の胸部交感神経を順次遮断すると、手術が継続しているにも関わらず左右の血管剛性がそれぞれ執刀前のレベルまで順次低下した。(図4)このことから上肢の血管弾性は左右

侵害刺激 → 交感神経 → 血管

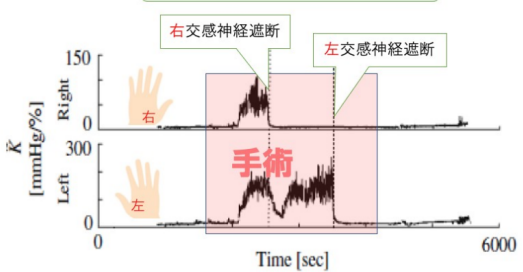


図4 交感神経の関与  
手術刺激による血管弾性(剛性)の増加は同側の交感神経遮断で消失する。文献(6)より引用改変

血管弾性は刺激強度や鎮痛薬濃度に応じて変化

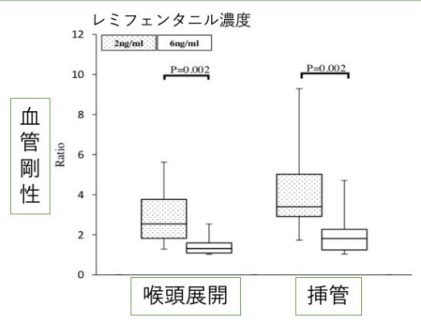


図5 侵害刺激の大きさや鎮痛薬の濃度の影響  
異なる強度の侵害刺激(喉頭展開と挿管)および、異なる鎮痛薬濃度(レミフェンタニル)の条件下における血管弾性(剛性)の変化。文献(8)より引用改変

それぞれの胸部交感神経を介して変化すると考えられた<sup>6)</sup>。

侵害刺激・鎮痛効果の定量

血管弾性が侵害刺激や鎮痛効果を定量的に示すか否かを検討した。異なる濃度の鎮痛薬(レミフェンタニル)において、異なる強度の侵害刺激(喉頭展開、挿管)に対する血管弾性の変化を測定したところ、血管弾性は侵害刺激が高度であるほど大きく増加するがその反応は鎮痛薬濃度依存性に抑制されると考えられた<sup>8)</sup>。(図5)

主観的評価との関係

血管弾性の侵害刺激への応答が主観的な「痛み感覚」と同様に変化するのであれば、血管弾性は

**血管弾性は主観的評価と相関**

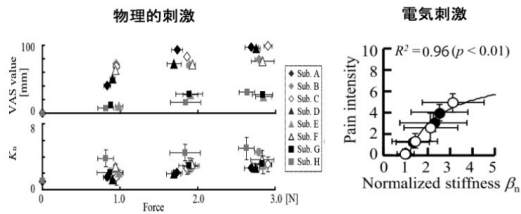


図6 痛みの主観的評価と血管弾性  
 覚醒下の健康被験者において、圧迫による物理的  
 刺激を加えた際のVASおよび血管剛性(Kn)の  
 変化(左)、および、電気刺激を加えた際のNRS  
 の変化(右)。文献9)10)より引用改変

意思疎通のとれない状況下での「侵害刺激」を評価する方法として一定の信頼性が得られる可能性がある。健康ボランティアを対象に電気刺激や圧迫刺激による「痛み刺激」を加えた時の主観的な痛み感覚(VAS, NRS)について評価を行ったところ、「痛み刺激」を加えた場合、血管弾性の変化と主観的痛みとの間に相関関係があることが示された<sup>9,10)</sup>。(図6)

**fMRIによる評価**

**血管弾性は脳機能と相関する**

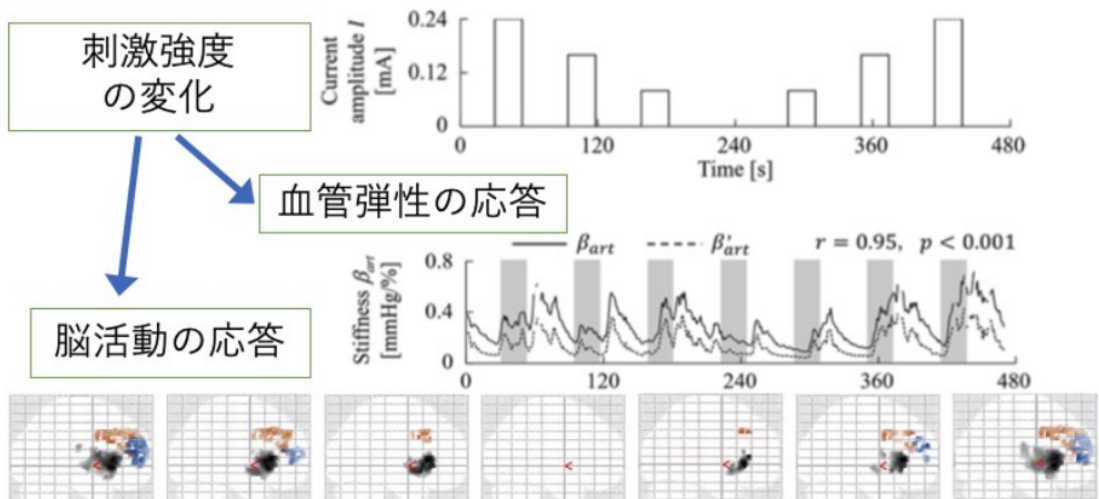


図7 侵害刺激を加えた際の血管弾性と脳活動  
 覚醒下の健康被験者に電気刺激(上)を加え血管弾性(中)とfMRI(下)を測定した。電気刺激を漸減~漸増させると、血管弾性と脳活動も同様に変化した。文献11)より引用改変

「痛み」の客観的評価としてfunctional MRIによる評価を行った。健康ボランティアを対象に電気刺激を漸減~漸増させたところ、「痛み関連領域」の脳活動も同様に漸減~漸増したことから、血管弾性は「痛み」に関わる脳活動と相関すると考えられた<sup>11)</sup>。(図7)

これらの結果より、血管弾性は1) 覚醒下の健康被験者において主観的評価(VAS)や脳活動(fMRI)により定量的に「痛み感覚」を生じるような侵害刺激に対し定量的に反応すること、2) 全身麻酔下での侵害刺激に対し大脳(BIS)や心臓(心拍変動解析)よりも鋭敏かつ定量的に反応すること、さらに、3) 鎮痛薬の効果の評価が行えること、が確認された。侵害刺激・血管弾性・主観的評価

**血管弾性評価の妥当性**

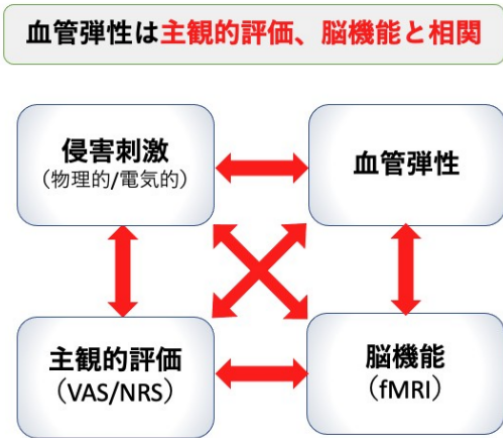


図8 血管弾性による侵害刺激の評価の妥当性  
痛み刺激に対する血管弾性の反応は、痛みの主観的評価や脳機能による評価と同様に定量的に変化した。血管弾性は「痛み感覚」の評価が困難な場合における侵害刺激の評価法として用いることが可能かもしれない。

**血管弾性は血管障害も評価可能**

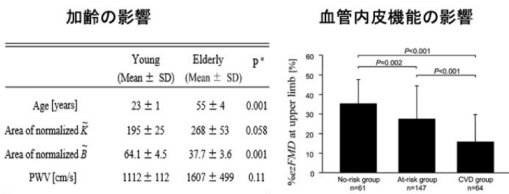


図9 加齢や心血管病変による血管弾性の変化  
加齢による血管の剛性(K)と粘性(B)の変化(左図)。心血管病変のリスクに応じた血管内皮障害(FMD反応率)の減弱(右図)。容積脈波の振幅のみでは分からない血管壁の情報が得られる。文献12)13)より引用改変

(VAS)・脳活動(fMRI)の4者がそれぞれ互いに相関することが確認されたことから、この血管弾性の応答は全身麻酔によりVASやfMRIによる「痛み感覚」の確認ができない状況であっても侵害刺激の評価方法として一定の信頼があると考えられた。(図8)

**血管病変も評価可能**

高齢者や循環器疾患のある患者においては血管が“硬く”なることが知られているが、血管弾性を測定したところ剛性値の増加と粘性の低下が認め

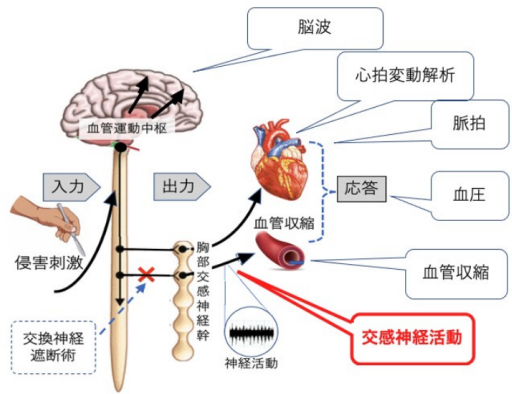


図10 侵害刺激の入力と出力  
侵害刺激への生体応答として心血管系の反応が生じるが、交感神経の効果器とも言える心臓や血管には個人差が内在する。交感神経活動そのものを評価することで効果器の個人差の影響を小さくできる可能性がある。

られた<sup>12)</sup>。これは、血管病変により血管が硬くなる一方、粘り気が失われ、脈波の衝撃を柔らかく受けとめられなくなる様子を示しているのかも知れない。さらに、我々のグループでは動脈硬化に先立つ血管内皮機能障害を評価するFlow Mediated Dilation (FMD) 反応を、超音波エコーによる血管描出技術を用いず簡便に行う方法(ezFMD)を開発している<sup>13)</sup>。(図9)

**今後の展開：侵害刺激応答の上流へ**

全身麻酔下において生体に侵害刺激が加えられると、「痛み感覚」や「逃避行動」は意識消失と筋弛緩薬によりマスクされてしまうが、血圧・脈拍の上昇・血管収縮など交感神経を介した心血管系の応答については全身麻酔中においても観察される。これまでの研究により、血管弾性は侵害刺激により大きく変化するものの、血管弾性の値には加齢や心血管病変などによる個人差の影響が含まれているため絶対値での評価は困難である。血管収縮よりも近位の反応である交感神経活動自体を評価することで、血管弾性の個人差の影響を小さくすることが可能かもしれない。現在、交感神経活動そのものの評価に取り組んでいるところである。(図10)



## まとめ

血管弾性は，侵害刺激に対する痛み感覚，脳機能と同様に定量的な応答を示すことから，全身麻酔など中枢神経が抑制された状況での侵害刺激の評価に有用と考えられる．鎮痛薬の影響についても定量的な評価が行える可能性があるが，血管弾性は加齢や心血管病変の影響を受けるため，絶対値による評価には注意が必要である．心臓・血管などの効果器は加齢や疾病などの個人差を含むことから，より上流の反応である交感神経活動の評価に取り組んでいる．

## 引用文献

1. Saeki N, Kawamoto M, et al., Quantitative view of peripheral circulation. *Crit Care Med* 2000; 28; A62.
2. 河本昌志, 佐伯昇. 特許第 3779900 号「血管の弾性の測定装置」
3. Sakane A, Tsuji T, et al., Discrimination of Vascular Conditions Using a Probabilistic Neural Network, *J Roboti Mechatron* 2004; 16: 138-45.
4. Huiku M, Minna KK, et al., A novel index of nociception correlates with remifentanyl concentrations and responds to surgical incision in general anesthesia. *Anesthesiology*; 2005; 103, A67.
5. Nakamura R, Saeki N, et al., Arterial mechanical impedance is a sensitive stress response monitor during general anesthesia. *Hiroshima J Med Sci* 2009; 8: 75-82.
6. Kutluk A, Tsuji T, et al., A novel online method to monitor autonomic nervous activity based on arterial wall impedance and heart rate variability, *Medical and Biological Engineering and Computing* 2010; 48; 351-9.
7. Sukhdorj E, Nakamura R, et al., Alteration of Arterial Mechanical Impedance Greater than that of Photoplethysmogram and Laser Doppler Flowmetry during Endoscopic Thoracic Sympathectomy, *Journal of Medical and Biological Engineering* 2017; 37: 820-5.
8. Yanabe K, Nakamura R, et al., A new arterial mechanical property indicator reflecting differences in invasive stimulus intensity induced by alteration of remifentanyl concentration during laryngoscopy. *Minerva Anesthesiol* 2018; 84: 311-8.
9. Matsubara H, Hirano H, et al., Quantitative Evaluation of Pain during Electrocutaneous

Stimulation using a Log-Linearized Peripheral Arterial Viscoelastic Model, *Sci Rep* 2018; 8: 3091.

10. Kutluk A, Hirano H, et al., Assessment of Pain with Mechanical Nociceptive Stimuli by the Change of Arterial Wall Impedance. *BMEI* 2012; 315-8, Chongqing, China, October 16-18, 2012.
11. Tsuji T, Arikuni F, et al., Peripheral Arterial Stiffness During Electrocutaneous Stimulation is Positively Correlated with Pain-related Brain Activity and Subjective Pain Intensity: An fMRI Study. *Sci Rep* 2021; 11: 4425.
12. Kutluk A, Minari T, et al., A New Approach to Evaluation of Reactive Hyperemia Based on Strain-gauge Plethysmography Measurements and Viscoelastic Indices. *ICBME2008*; 059-63, Singapore, December 3<sup>rd</sup>, 2008.
13. Tsuji T, Hirano H, et al., Enclosed Zone Flow-mediated Dilatation (ezFMD): Development of a Novel Method for Evaluating Vascular Endothelial Function through Medical and Engineering Collaboration *J Jpn Coll Angiol* 2019; 59: 2378.

## ABSTRACT

### Nociceptive Stimuli and Peripheral Arterial Stiffness

Saeki Noboru<sup>1</sup>, Nakamura Ryuji<sup>1</sup>,  
Kamiya Satoshi<sup>1</sup>, Yoshizumi Masao<sup>2</sup>,  
Okada Yoshiyuki<sup>3</sup>, Tsuji Toshio<sup>4</sup>,  
Kawamoto Masashi<sup>5</sup>, Tsutsumi Yasuo<sup>1</sup>

Nociceptive stimuli provoke peripheral vascular constriction. In 2000, the authors developed a beat-to-beat peripheral arterial viscoelastic monitoring system, which indicates real-time vascular wall mechanical properties (stiffness, viscosity, inertia) from arterial pressure waveforms and plethysmograph. Here, we present findings obtained over twenty years in studies of peripheral vascular viscoelastic properties related to nociceptive stimuli.

Subjects included volunteers and patients. Nociceptive stimuli from mechanical/electrical stimulation or laryngoscopy/intubation/surgery were examined. ECG, arterial pressure, and plethysmograph results were obtained and used to analyze vascular stiffness/viscosity. EEG and laser doppler flowmetry were monitored as required. Pain recognition was assessed using a visual analog scale (VAS), while pain-related brain

activity assessment was done with fMRI imaging. The intervention included remifentanil at various concentrations and a thoracic sympathectomy procedure.

Viscoelasticity of the peripheral artery was shown to be correlated with nociceptive stimuli, VAS, and brain activity in fMRI. Vascular stiffness increased with an increase in nociceptive stimuli intensity, while it decreased with greater concentrations of remifentanil or thoracic sympathectomy. In addition, aging and cardiovascular disease were associated with increased stiffness of the peripheral artery, and its decreased viscosity.

Based on our findings, nociceptive stimuli provoke change in vascular viscoelasticity accompanied by pain recognition in the brain. It is considered that vascular viscoelasticity may be use-

ful for monitoring of nociception during general anesthesia. As cardiovascular disease also affects vascular viscoelasticity, change in vascular elasticity rather than an absolute value should be used for assessing nociceptive stimuli. Additional investigations with direct monitoring of sympathetic activity are anticipated to provide further elucidation of these issues.

1. *Department of Anesthesiology and Critical Care, Hiroshima University*
2. *Department of Cardiovascular Physiology and Medicine, Hiroshima University*
3. *Department of Special Care Dentistry, Hiroshima University*
4. *Graduate School of Advanced Science and Engineering, Hiroshima University*
5. *Medical Corporation JR Hiroshima Hospital*



## LINE グループ機能による麻酔科連絡網で 夜間・休日の緊急症例を相談する功罪

松本 渉，讃岐美智義，白石成二，栗田茂顕，植木雅也，  
保田公子，桑原佳恵，島本葉子，片桐知明

### はじめに

これまでに経験のない手術麻酔を，夜間・休日に行わなければならない状況はしばしば起こりうる．若手医師で経験不足である場合や施設特有の方法を熟知していないなどの理由で，当直待機で不安を感じることがある．平日の日中であれば，経験豊富な上司や同僚に直接確認するのが最も簡便である．余裕があればインターネットから症例についての情報を得ることもできるが，熟読する時間的猶予がないことや論文内容と目の前の症例が同じであるという判断が難しいことなどからも不安は増大する．夜間・休日には，電話を利用するのが一般的であるが，上司への連絡は心理的ハードルが高いことも問題となる．そこで今回，麻酔科内にあらかじめ設定された LINE グループで，麻酔担当医の判断で夜間・休日の緊急手術症例について相談を行った．その顛末と功罪について考察を行なった．

### 相談内容

症例は 70 歳代男性．骨転移のある腎臓癌患者で，週 3 日慢性透析中．下肢の神経所見があったため整形外科に手術依頼があった．1000ml 以上の出血と止血困難が予想されたため，翌朝から病変周囲の脊椎動脈の塞栓術後，緊急手術の予定となった．次に，麻酔方法についての確認を行った．使用する薬剤やモニターについて，問題がないか確認を行った (図 1) ．

### グループ LINE へのメッセージ 投稿の経緯と得られた情報

呉医療センター・中国がんセンター 麻酔科

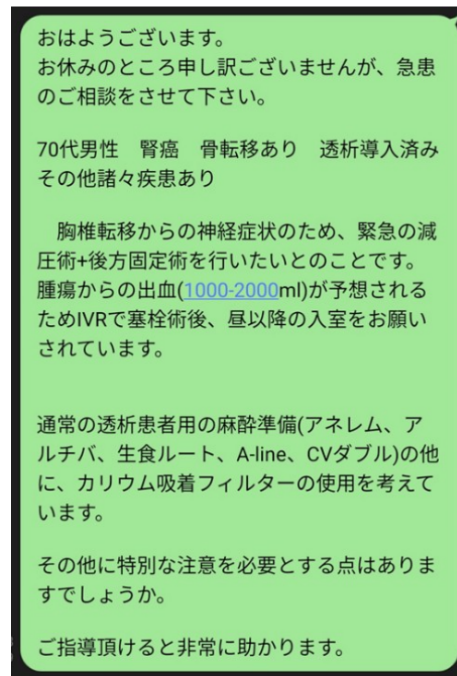


図 1 スマートフォンの相談内容のスクリーンショット

緊急症例について，病歴，使用薬剤やモニターなどの確認を行っている．

担当麻酔科医は，透析患者の手術麻酔経験はあったが，長時間・大量出血が予想される症例の経験はなかった．相談をする決定打となったのは，前日の当直者からの申し送りで，「カリウム吸着フィルター」の存在を初めて知ったことである．このことがきっかけで「他にも気を付けるべき点があるかもしれない」「今から調べたものをそのまま患者で初めて試すのか」しかし，「細心の注意を払っても漏れる情報が絶対にある」，「経験ある年長者に相談したいが，休日である」，など様々な

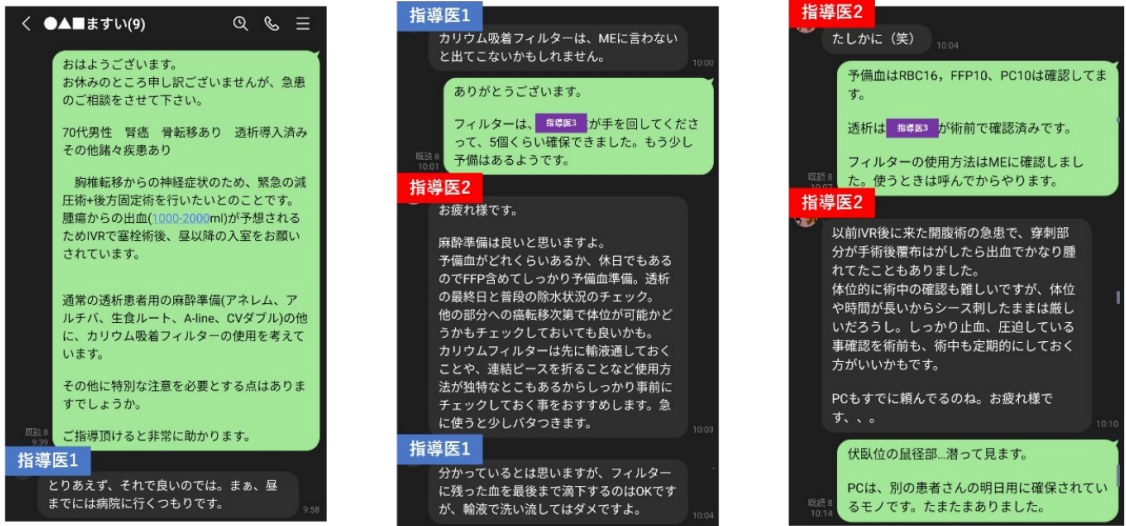


図 2 LINE でのやりとりと得られた情報

問いかけに対し、指導医 2 は基本的な出血への対応と、透析患者への麻酔管理についての指示に加え、カリウム吸着フィルター使用についての注意点を挙げた。それを見た指導医 1 は、フィルター使用の注意点についての補足を行っている。それらの指導に返信を行うと、指導医 2 はその後さらに、IVR 後の穿刺部位への注意を促している。

ことが頭をよぎった。そこで、一旦グループLINEで確認後、返信をくれた指導医へ必要に応じて連絡を行う作戦とした。LINE では30分ほどで3往復ほどのやり取りを行なったが(図2)、普通の会話に近い感覚でやり取りできた。

### LINE 利用の功罪

LINE の利点として、日常的に使用しているアプリであり、その使用法を熟知している点があげられる。次に、複数人に同時配信ができるため情報が集めやすく、特定の相手に返信を要求しないため、送信に心理的負担が少ない点がある。即時性が高く、短時間でディスカッションができ、記録が残るため言った言わないの水かけ論とならない利点がある。しかし、LINE を含めた SNS 全般の欠点として、暗号化がなされていないメッセージの問題と通信内容に含まれた個人情報漏洩が挙げられる。

プライバシー保護のため、メッセージを第三者に盗み見されないための「エンドツーエンド (E2E) の暗号化」がある<sup>1)</sup>。E2E とは、暗号化を使用する利用者のみが鍵を持つことで、サービスの管理者、プロバイダやその他第三者が勝手にデータを復元することを防ぐ技術<sup>2)</sup>で、ZOOM には、この機能が実装されている<sup>3)</sup>。LINE でも限定的ではあるが、E2E が Letter Sealing(レターシーリング)というメッセージ暗号機能が導入されている。E2E 暗号化の対象は、テキストメッセージ、位置情報、1:1 無料通話のみであり、デフォルトでは ON になっているが、グループ内の1人が OFF であると全員の暗号化が OFF になってしまう<sup>1)</sup>。

また、通信プロトコルの内部構造は非公開であり、通信上のルートも明らかでないため、通信を中継・管理するサーバー上にやりとりが記録されているケースがあることも指摘されている<sup>4)</sup>。

LINE の暗号化の不完全さと  
中継・管理サーバーの問題

誤送信の危険性とメッセージ  
拡散問題の対策

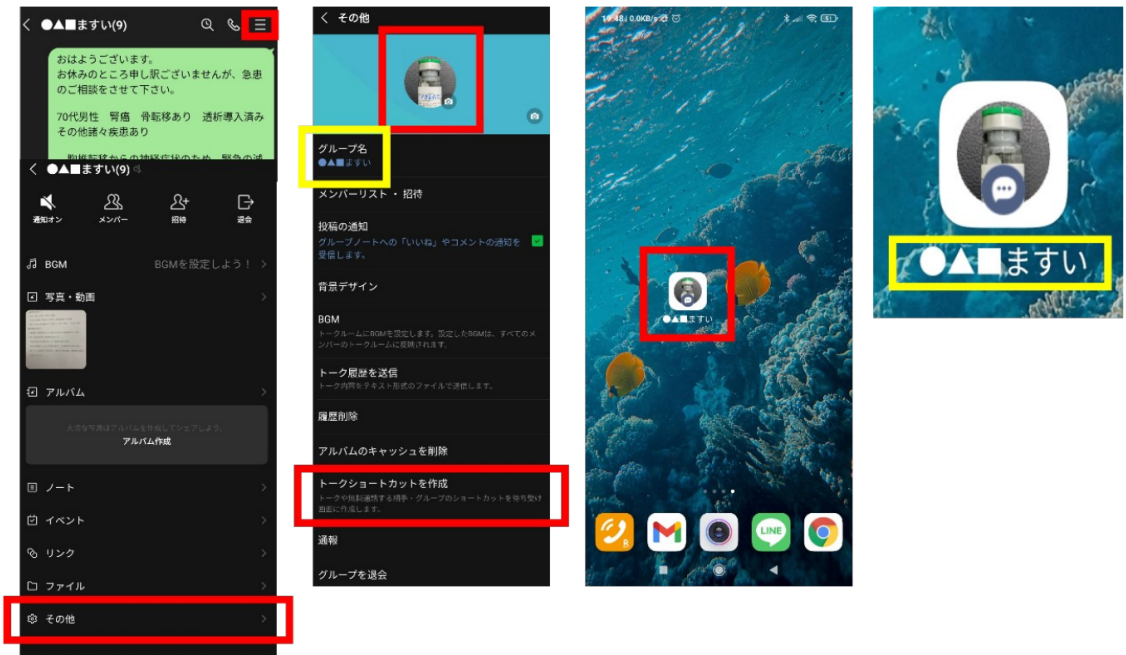


図3 Android での LINE ショートカットアイコンの作成方法

Android 版：まずメッセージの右上の設定ボタンを選択。次の画面で、下の「その他」を選択。下の方の「トークショートカットを作成」を選択する、スマートフォンのホーム画面にショートカットアイコンが作成される。グループアイコンがそのままショートカットアイコンになっており、名前もグループ名が表示されるため、誤送信対策の一つとなる。

iPhone 版：「ショートカット」というアプリを使用することで同様にショートカットアイコンの作成が可能。

SNS の利用では、無関係の人に個人情報込みのメッセージを誤送信する可能性がある。送信された相手がスクリーンショットをさらに SNS 投稿するなどの拡散行為をおこなうなど、常に個人情報漏洩の危険性がある。そのため、あらかじめ誤送信の可能性を想定して個人が特定されないようなメッセージを作成し、誤送信が起きにくいシステム上の工夫が常に必要である。

システム上の工夫で基本となるのがフルプルーフ/フェイルセーフである。フルプルーフとは、機器の設計などについての考え方の一つで、利用者が操作や取り扱い方を誤っても危険が生じない、あるいは、そもそも誤った操作で危険な使い方ができないような構造や仕掛けを設計段階で組み込むことである<sup>5)</sup>。これに対しフェイルセーフは、部品やの故障や破損、操作ミス、誤作動など

が生じた際に、なるべく安全な状態に移行するような仕組みにしておくこと<sup>6)</sup>である。LINE 利用時におけるフェイルセーフは、患者氏名、生年月日、住所などの個人を特定しうる情報は記載しないこと、写真データは送信しないことなどが挙げられる。フルプルーフに基づいた対策として、グループ LINE のショートカットアイコン作成(図3)では、アイコンを直接クリックすることで特定グループにダイレクトにメッセージを送信することができる。実際、今回はこのアイコン作成を行うことで誤送信の回避が行えたと考えている。

この LINE を利用した症例相談では、個人情報の漏洩は起こっていないが、本演題の発表(2021年2月26日)の後、当院の職員のソーシャルメディアに関するガイドラインの改正が行われた(同年5月27日)。同年3月「SNS サービス LINE」

のユーザ個人情報が海外委託先からアクセス可能であったことが明らかとなったニュースを受けたことによるものである。当院の旧ガイドラインでは、症例相談など業務内容の伝達についての記載が曖昧であったが、新ガイドラインでは「業務内容に関する発信は禁止」と明確に記載された。以降は、LINE を用いた緊急症例の相談は行われておらず、専ら業務内容以外の連絡手段となっている。

## 結 語

麻酔科内 LINE グループで、症例相談を行った。個人情報漏洩につながる、誤送信の問題、暗号化問題は常に念頭に置くべきであり、それに加え、誤送信を行わない工夫だけでなく、伝達内容は取捨選択し、社会的に問題のない言葉で送信する必要があると考えた。

## 引用文献

1. LINE におけるトークメッセージ保護機能追加のお知らせ 2015.10.13  
<https://linecorp.com/ja/security/article/43>
2. IT 用語辞典 e-Wards エンドツーエンド【end to end】E2E  
<https://e-words.jp/w/%E3%82%A8%E3%83%B3%E3%83%89%E3%83%84%E3%83%BC%E3%82%A8%E3%83%B3%E3%83%89.html>
3. ZOOM ヘルプセンター ミーティングでのエンドツーエンド暗号化 (E2EE)  
<https://support.zoom.us/hc/ja/articles/360048660871-%E3%83%9F%E3%83%BC%E3%83%86%E3%82%A3%E3%83%B3%E3%82%B0%E3%81%A7%E3%81%AE%E3%82%A8%E3%83%B3%E3%83%89%E3%83%84%E3%83%BC%E3%82%A8%E3%83%B3%E3%83>

- %89%E6%9A%97%E5%8F%B7%E5%8C%96-E2EE-
4. ソニーネットワークコミュニケーションズ株式会社 セキュリティ通信 メッセージアプリのセキュリティ、考えたことありますか? 2020.08.07  
<https://securitynews.so-net.ne.jp/topics/sec.20074.html>
  5. IT 用語辞典 e-Wards フールプルーフ【foolproof】  
<https://e-words.jp/w/%E3%83%95%E3%83%BC%E3%83%AB%E3%83%97%E3%83%AB%E3%83%BC%E3%83%95.html>
  6. IT 用語辞典 e-Wards フェイルセーフ【fail safe】  
<https://e-words.jp/w/%E3%83%95%E3%82%A7%E3%82%A4%E3%83%AB%E3%82%BB%E3%83%BC%E3%83%95.html>

## ABSTRACT

The merits and demerits of discussing emergency cases at night and on holidays with the anesthesiology contact network using the LINE group function

Ayumu Matsumoto, Michiyoshi Sanuki, Seiji Shiraiishi, Shigeaki Kurita, Masaya Ueki, Masako Yasuda, Yoshie Kuwahara, Yoko Shimamoto, Tomoaki Katagiri

This paper discusses the merits and demerits of discussing emergency cases at night and on holidays in a group on LINE. The content of hospital communications may include personal information, which must be handled with the utmost care. The advantages and disadvantages of SNS should be understood before using LINE.

**Keywords:** LINE, SNS, Case consultation, personal information.

*Department of Anesthesia, National Hospital Organization Kure Medical Center 3-1 Aoyama-cho, Kure City, Hiroshima, 737-0023, Japan*



# オンライン会議システム Zoom を併用したハイブリッドセミナーの これまでの取り組みと今後の展望

中西 理

## 背景

2020年、新型コロナウイルス感染症の拡大に伴いこれまで当たり前のように行ってきた対面式講義や臨床実習等の教育活動だけでなく、学会や研究会等の学術活動までもが開催困難となった。その結果、教育現場を筆頭にICTの導入が急速に進み、オンライン会議ツールを用いた遠隔講義や在宅勤務等が急速に普及してきた<sup>1-3)</sup>。筆者らは、2018年より大分県麻酔科学アカデミーと題し研修医や若手医師向けの教育セミナーを隔月で開催してきた。2020年4月以降は対面での開催が困難となり、オンライン会議システム Zoom を用いたオンライン形式での開催となった。大分県での緊急事態宣言解除後は、感染症対策に留意しながら、現地でのオフライン開催と Zoom によるオンライン配信を同時に行うハイブリッド形式で開催している。ハイブリッドセミナーは、オフライン

での聴講環境に加え、インターネット通信環境やオンラインでの参加者の満足度を損なうことない配慮が必要となる。本稿では、筆者らがこれまで行ってきたハイブリッドセミナーの運営を振り返り、必要となる機材やハイブリッド配信で発生する問題点を明確化する。

## 事例

大分県麻酔科学アカデミーでは、緊急事態宣言が解除された後の2020年10月の回より、オフライン・オンライン併用のハイブリッド配信を行っている。オフライン開催分は、Power Point によるスライドショーをプロジェクターでスクリーンに投影するという従来通りの形式で行う。オンラインを併用するためには、スライドショーを直接配信するために機材が必要となる。ハイブリッドセミナーの配線図を図1に示す。

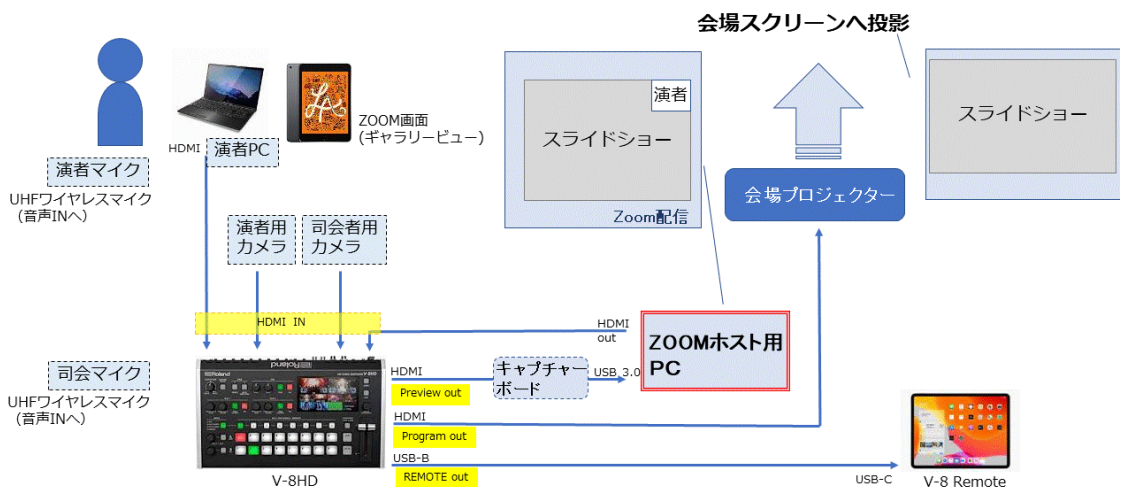


図1. ハイブリッドセミナーの機材配線図

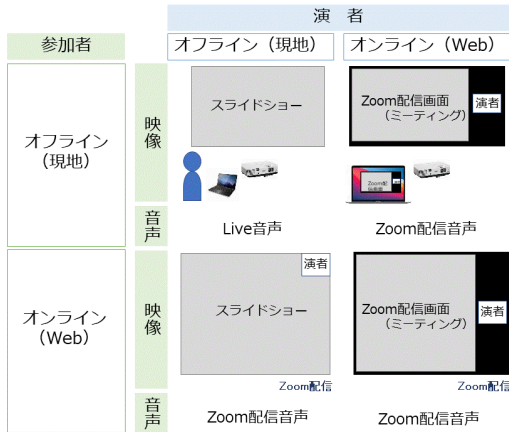


図 2. ハイブリッドセミナーの配信画面のイメージ

配信画面の調整は、ビデオスイッチャー V-8HD を用いておこなった。配信画面の概要を図 2 に示す。演者がオフライン登壇の場合は、進行に合わせてスライド画面と演者カメラを合成して配信し、オフライン会場にはスライドショーのみを投影する形をとった。演者がオンライン登壇の場合は、Zoom 画面をオフライン会場のスクリーンに投影する形をとった。

### 考 察

新型コロナウイルス感染拡大に伴い、多くの対面式の講義や研究会がオフラインへの切り替えを余儀なくされた。テレビ会議システム Zoom はその中でも急速に利用者が増え、一時はセキュリティの問題が懸念されたがソフトウェアアップデートによる改善されている<sup>4)</sup>。オンラインセミナーとオフラインセミナーのそれぞれの特徴を表 1 に示す。オンラインでは、感染対策だけでなく移動時間や経費も削減できるメリットがある。その反面、演者は聴衆の反応が把握しにくいため一方の講演になりやすく、参加者の緊張感や集中力もなくなりやすいといったデメリットもある。ハイブリッドセミナーでは、双方のメリット・デメリットに合わせて参加者が自由に選択できるが、演者がオフライン参加者だけ意識した会になりがちで、オンライン参加者の満足度が低くなる傾向がある。オフラインとオンライン双方の聴衆を引き付ける

表 1. オフラインセミナーとオンラインセミナーの違い

	オフライン形式	オンライン形式
メリット	<ul style="list-style-type: none"> <li>・非言語学習効果</li> <li>・臨場感</li> <li>・講義後の懇親会</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>・新型コロナウイルス感染対策</li> <li>・自宅等でも参加できる</li> <li>(・当直やオンコールなど業務の場合でも参加可能)</li> </ul>
デメリット	<ul style="list-style-type: none"> <li>・新型コロナウイルス感染対策</li> <li>・移動の金銭・時間的コスト</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>・出席状況の確認が困難</li> <li>・集中力や学習効果に差が出る</li> </ul>

表 2. Zoom 推奨の必要ネットワーク帯域<sup>5)</sup>

	iOS, Androidなどのモバイル端末	Windows, Mac, LinuxなどのPC端末	
	WiFi使用時の推奨帯域幅	ミーティング、ウェブナーのパナリストに推奨する帯域幅	ウェブナー参加者に推奨する帯域幅
グループビデオ			
高品質ビデオ	600kbps/1.2Mbps (上り/下り)	800kbps/1.0Mbps (上り/下り)	600kbps (下り)
ギャラリービュー/ 720p HD	1.5Mbps (上り/下り)		
1080p HDビデオ		要領: 2.5Mbps(上り/下り) 発信: 3.0Mbps(上り/下り)	1.2Mbps (下り)
画面共有			
ビデオサムネイル無		50-75kbps (上り/下り)	75kbps (下り)
ビデオサムネイル有		50-150kbps (上り/下り)	60-80kbps (下り)

ために、配信画面の工夫が必要となる。

配信機材については、スクリーンをカメラで撮影したものを配信する形式からキャプチャードを経由して演者スライドショーを直接配信する形式に変え、講演スライドの見え方は大きく改善した。Roland 社の V-8HD は 8 つの HDMI 入力端子と 3 つの HDMI 出力端子を持つビデオスイッチャーである。ハードウェア本体にマルチビューモニターを備えており、入力されている映像をリアルタイムでモニタリングでき、カメラの電源が入っていないなどの映像トラブルにも事前に対応することが可能である。複数の HDMI 出力端子を備えているため、図 2 に示すような画面を同時出力することが可能となっている。その他 PinP 画面の調整や拡大表示など多くの画面構成を V-8HD 本体のみで行えることが利点である。さらに、最大 24 通りの画面構成メモリー機能を備えており、セミナーの進行に応じた画面構成をあらかじめ登録しておくことにより格段に効率化を図ることができる。

また、セミナー内容の配信はインターネット通信速度にも大きく依存する。Zoom が推奨している通信速度を表 2 に示す<sup>5)</sup>。Zoom 参加者は、高画質の 1080p HD ビデオ配信も 1.2Mbps の通信速度があれば視聴可能である。配信側は、同じく 1080p HD ビデオで 3.0Mbps の速度を要するが、



コロナ禍でさらに通信インフラは整備が進み、今となっては多くの施設に備え付けの無線通信環境だけでなく、個々で所持している携帯端末のテザリング通信でもこの速度を達成することは可能であり、まさにどこにいても配信ができる時代になりつつある。5G 通信回線の整備が進むことで、さらに通信環境は整ってくると期待している。

一方で、課題も残されている。一つは、安定した動画配信である。Power Point のスライドショーに、動画を埋め込んでプレゼンテーションをする場合にはより高速な通信環境を必要とする。作成されている動画の画質やフレームレートなどにより要求される通信条件は異なる。実際、動画を流した場合はオンライン演者のインターネット通信速度によっては映像の不明瞭化にはじまり、音声遅延やアプリのクラッシュによる講演の中断を過去に何度か経験した。動画配信を予定する場合は、事前に配信テストが必須になる。また、オンラインセミナーでは音声トラブルが多いことも経験する。マイクデバイスの ON/OFF 問題や、切り替えミスなどといった初歩的なものから、マイクの指向性や性能によるものなど様々なトラブルを経験する。配信時は音声のモニタリングは必須である。さらに、映像や音声の配信にはインターネット通信速度だけでなく接続機材や PC スペックなども関係してくることがわかった。さらに Zoom は頻回にソフトウェアのアップデートがなされており、アクセスするユーザーが最新バージョンにアップデートできていないことで回線の遅延につ

ながることもあるため、参加者への事前アナウンスが必要である。コロナ禍で急速にオンラインセミナーが一般化してきたが、まだまだツールの扱いに抵抗のある人も多く、セミナーを主催する側で開催案内やマニュアル化も今後必要になってくると考える。

## 結 語

これまで筆者らで行ったハイブリッドセミナーを振り返った。規模の大きな学術集会と違い、小規模で行うセミナーや研究会ではよりコンパクトで個人でも運用できる可能性が示唆された。容易に全国に向けて情報発信ができるため、それぞれの組織の持つ医療技術の発信や技術交流が活発になる可能性を秘めている。

## 参考文献

1. 柏崎ら：COVID-19 の流行に対する参加者 500 人超級の学会イベントのオンライン開催の知識共有。情報処理学会研究報告. 89(7), pp.1-8 2020.
2. 磯部ら：Zoom による教育事例検討会：オンライン Faculty Development. 医学教育. 51(3), pp.338-340 2020.
3. 筒井：リアルとオンラインの双方向通信を可能にする Zoom 中継の変遷と発展. 2019 PC Conference. pp.27-28 2019.
4. 田原：「Zoom オンライン革命！」, 秀和システム, 2017.
5. Zoom ヘルプセンター: 2021/03/22, <https://support.zoom.us/hc/ja/articles/201362023-Windows-macOS-および-Linux-のシステム要件>

# 第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 Web 配信運営記録

中西 理

## はじめに

今回、讃岐美智義大会長より当学会がハイブリッド形式で行うことを聞き、学会の運営に携わることとなった。大会運営の備忘録代わりになればと思い、配信技術の運営記録を記す。

## きっかけ

新型コロナウイルス感染拡大に伴い、緊急事態宣言の発令もあり以前のような対面式の研究会の開催も難しくなっていた。私は、大分県麻酔科学アカデミーという研修医向けの勉強会を隔月で開催していたが、それも例外でなくオンライン形式に切り替えざるをえなかった。緊急事態宣言中は Zoom による完全オンライン形式で開催したが、我々の取り組みに以前より注目してくださっていた全国の麻酔科の諸先輩方やエンジニアの方々などにも参加していただき、オンライン開催のメリットを感じた。一方で、医局勧誘の側面は完全に途絶え、オフライン開催のメリットも感じた。緊急事態宣言が解除され、感染対策を講じながら集まれる人は集まり、配信の希望者もいたためオフラインとオンラインを併用するハイブリッドセミナーを行うこととなった。その経験が今回の大会運営に生かすことができたことは大変光栄である。

## ハイブリッドセミナー運営の留意点

私の考えるハイブリッドセミナーの概略を図 1 に示す。ハイブリッドセミナーとは、演者と参加者の双方がオフラインもしくはオンラインでの参加を想定している。後日、録画した映像をオンデマンドで配信するものと異なり、現地での講演をライブで配信するため映像や音声のトラブルだけ

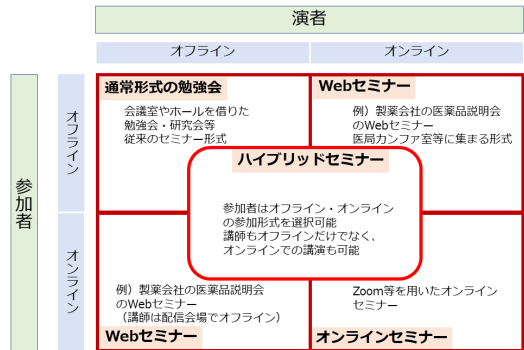


図 1. ハイブリッドセミナーの概略図

でなく配信ソフトのトラブルにも対応しなければならぬ。また、オンライン参加者にいかに会場の臨場感を味わってもらうかが重要<sup>1,2)</sup>であり、そのために演者のスライドショーだけでなく身振りを伝えるためのカメラ、時に会場のカメラも映し出し、それらをリアルタイムで切り替えるライブスイッチングが鍵となる。

## ビデオスイッチャーの選択

今回のライブスイッチングには、Roland 社の V-8HD を用いた。V-8HD は、8 つの HDMI 入力と、3 つの HDMI 出力をもつビデオスイッチャーで、本体に備え付けの 4.3 型のマルチビューモニターでそれぞれの入出力映像をモニタリングすることが可能である。ライブ配信では、ケーブルの不具合やカメラ本体の電源が切れているなどのトラブルが起こりうるため、映像のモニタリングをすべて同時に行える機能は実にありがたい。図 2 に示す、豊富な画面合成機能も本体のみで構成可能である。映像の中に小さく映像を重ねる Picture in Picture(以下、PinP) や、クロマキー合成によるテロップの表示など最大 5 レイヤーの映像合成に対応しており、特に PinP は最大で 2 系統挿入でき、それぞれの映像のズームイン・ズームアウト

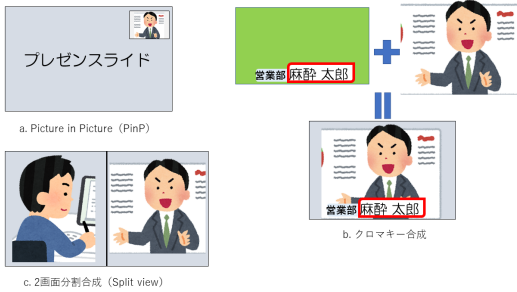


図 2. V-8HD 備え付けの画面合成機能の例

トだけでなく挿入画面の拡大・縮小，挿入位置を自由にリアルタイムで調整できる．今回は，ハイブリッド開催に伴い 2 画面分割合成 (Split view) を特に多用した．座長と演者の画像だけでなく，会場からの質問時には会場カメラ画像と演者画像を合成した．Zoom からオンラインでの質問者の場合は Zoom 画面と会場のカメラ画像を合成して，オンラインでありながら会場との一体感を演出できるように配慮した．当日，とっさに画面を切り替えたりその場で画面合成入れ替えたりできたのはハードウェア単体でこれらオペレーションを完結できる V-8HD だからこそできたことであり，機材には本当に助けられた．後述するが，ハウリングの問題でオフライン画像と Zoom オンラインの画像の合成は長年悩まされてきたが，今回無事に合成できた時は年甲斐もなく配信席でガッツポーズをしてしまった．

### ハウリング問題の回避法

画像問題と並んで，オンライン配信で頻発しているのがハウリング問題である．ハウリングは，マイクとスピーカーが同じ空間にあるときに，スピーカーから出た音を再びマイクで拾ってしまい音声が入ループ状態になることで発生する<sup>3)</sup>．Zoom では，同じ部屋に複数の端末でアクセスし，それぞれのマイクをミュートにしていけない場合に発生するケースが多い．配信のモニタリング用にサブ端末でアクセスする際には，サブ端末のマイクをミュートにする必要がある．例えば図 2c のようにオフラインとオンラインの 2 画面合成時は，Zoom

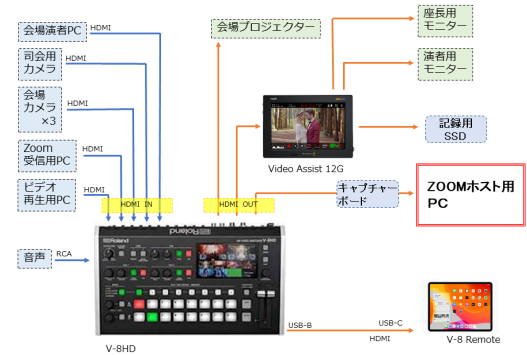


図 3. 第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会配線図

からの音声再度 Zoom に配信されることで必然的にループが生じ，ハウリングの原因となる．ハウリングの対策には，グラフィックイコライザーを用いて特定の周波数をカットしたり，FBS 機器 (Feed Back Suppressor) を用いたりすることで突発的に発生するハウリングも含めて対処できるが，それぞれ専用の機材が必要となる．加えて，V-8HD にはマイクの入力端子が XLR 端子 1 基しか備わっておらず，複数の音声入力のためにはオーディオミキサーが必要となるが，さらに配信のオペレーションが煩雑になることが予想された．

今回，ハウリング問題を解消するためにすべてのマイク音声や Zoom から配信音声を会場の音響スタッフにすべてお任せした．万国津梁館のサミットホールの音響設備は非常に充実しており，専門スタッフにすべて任せることで安心して配信に集中することができた．私個人で行う配信でもたびたびハウリング問題は発生し，マイクに関しても機材は数千円のものから数万円のものまでピンからキリまであり，まさに“沼”である．配信画面と併せて，音声問題はまさにオンラインセミナーの鬼門である．

### 実際の配信

本学会の配線図を図 3 に示す．V-8HD の入力には，現地演者を映すカメラを含む計 3 台の会場カメラ，司会者用カメラ，現地演者用 PC，Zoom 画面を映し出すための PC，ビデオ再生用 PC の

Roland V-8HD V-8 Remote preset memory							
①	演者カメラ	②	座長カメラ	③	会場カメラ	④	演者PC
⑤	Zoom受信用PC	⑥	ビデオ再生用PC	⑦	JSTA38ポスター	⑧	JSTA39ポスター
MEMORY 1		MEMORY 2		MEMORY 3		MEMORY 4	
映像		映像		映像		映像	
音声	RCA ON	音声	RCA ON	音声	RCA ミュート/HDMI5	音声	RCA ミュート/HDMI6
MEMORY 5		MEMORY 6		MEMORY 7		MEMORY 8	
映像		映像		映像		映像	
音声	RCA ON	音声	RCA ON	音声	RCA ON	音声	RCA ON

図 4. ビデオスイッチャーのメモリー一覧

合計7入力とし、それぞれHDMIケーブルを用いて接続した。音声は、すべての会場マイク、Zoomからの音声、ビデオ再生用PCの音声らは会場音響スタッフ管理とし、ミキシングされたものを配信に用いた。V-8HDには、V-8 RemoteというiOS用アプリを用いてタブレット端末でスイッチング操作や音声モニタリングが行えるためそれも用いた。7インチサブディスプレイとしてBlackmagic design社のBlackmagic Video Assist 12Gを用いた。演者席および座長席にも配信画面を出力して、配信内容を確認できるようにした。さらに、後日配信用に配信内容はすべてSSDに記録した。

V-8HDには、あらかじめ画面構成をメモリーしておき、ボタン一つで即座に切り替える機能が搭載されている。最大24メモリーまで可能であるが、今回は図4に示すような8メモリーを作成した。まずは、演者が現地であるかオンラインであるかによって大きく分かれる。オンライン演者もしくはビデオ演者の場合は、Zoom参加者に

対しては通常のZoomセミナーとして配信される。配信内容を現地参加者も視聴できるように、配信画面を会場スクリーンに映し出す必要がある。Memory3と4でそれぞれ対応した。現地演者の場合は、スライドショーに演者の姿を映すか否かでMemory1と2を切り替えた。質疑応答に関しては、Zoom同士の場合はそれぞれにスポットライトを当てた2画面構成をZoomソフトウェア上で作成し、現地同士もしくは現地-Zoomの場合はV-8HDのSplit機能を用いて2画面構成とした(図4のMemory6)。会場の様子も配信できるように、会場カメラの画面も用意した(図4のMemory5,7)。

### トラブル事例

今回は、前述の方法をとることでハウリングトラブルはほとんど発生しなかった。しかしながら、他の配信機材のトラブルがいくつか発生した。

1つは、HDMIケーブルの不具合である。今回の配信には、V-8HDの入出力端子がHDMI規格

であるため、映像の入出力には HDMI ケーブルを用いた。HDMI ケーブル<sup>4)</sup>は、映像と音声をまとめて1本のケーブルで送ることができ、配線がシンプルでテレビやパソコン、ゲーム機など様々な機器で使われている。これまでに何度か規格のバージョンアップを繰り返し、その度に解像度や機能、伝送速度が改善してきた。一方で、HDMI ケーブルは長さが長くなるほど信号の減衰によるエラーが生じやすくなり、5m を超えるとノイズが起きたり映像が映りにくくなったりすることがあるとされている。長い HDMI ケーブルを使用する際は、イコライザ機能内蔵ケーブルや、ケーブルの間にブースターを挟むなどの対策が必要である。その他の方法としては、光ファイバー規格のケーブルを使うことである。光 HDMI ケーブルは従来のもものと比べて長距離でも信号の減衰が少なく、製品によっては100m まで安定して伝送することが可能なものもある。欠点として、取り扱いには注意が必要で、大きな衝撃や側圧、急激な曲げやねじれ等により断線してしまうことがある。今回、2日目の早朝のセッションで映像が送られていないことが発覚し、調べた結果ケーブルの破損が疑われた。急遽、代替のケーブルを用意して配信は滞りなく行えた。映像信号の伝送には、放送・映像業界では SDI (Serial Digital Interface) の方が主流かもしれない。SDI ケーブルでは、伝送距離は数十～数百 m まで安定して使用できる<sup>5)</sup>。実際、SDI 入力端子を持つビデオスイッチャーも存在するが、もはや専門職の領域であり、今回のように自前で配信を行う場合には汎用的なケーブルやビデオスイッチャーを使うことが無難である。

次に経験したトラブルは、キャプチャーボードの不調である。キャプチャーボードは、映像や音声入力をパソコンに表示させるための周辺機器で、V-8HD の場合はキャプチャーボードを介してパソコンに映像を入力する必要がある。キャプチャーボードの性能は千差万別で、画質はフルHD のものから 4K 画質まで対応するものや、フレームレートも 60fps から高機能のものだと 240fps ま

で対応しているものまである。また、使用するスイッチャーやパソコンなどハードウェア同士の相性もあり、突然作動しなくなることもあるため注意が必要である。これも2日目の早朝に発覚し、急遽自前で持参していたキャプチャーボードを使用して配信を行うことができた。これらの経験から、バックアップ機材をあらかじめ用意しておくことが望ましい。

その他運営上、Zoom にアクセスできない問題や、画面共有がうまくできない、音が出ないなどのトラブルにもオンラインのチャット機能を利用するなどして対応した。オンライン会議のツールとして Zoom は広く使われているとはいえ、日々アプリのバージョンがアップデートされており、常に最新の状態に保ち動作の確認を行う必要がある。オンライン演者の場合は、①事前リハーサル機会を設ける、②当日も早めに Zoom にアクセスし「事前セッション」(Zoom ウェビナーの場合)を活用する、③運営用の Zoom を別途立ち上げておくなどの準備が必要である。Zoom ミーティングであれば、「ブレイクアウトルーム」機能を用いて、別途リハーサルルームを立ち上げることも有効である。より多くの人々が問題なく使えるようになるためには、使用上のマニュアル作りが必要なのかもしれない。

## おわりに

私は今回、ハイブリッド開催の際に主に映像のスイッチングを担当した。担当範囲内で気が付いた点やトラブルシューティング事例を提示した。新型コロナウイルス感染拡大に伴い、多くの社会活動に制限がかかる中、ワクチン接種の推進や医療体制が少しずつひっ迫した状況を脱し、以前のような生活に戻りつつある。しかしながら、この1年間を通して、オンラインにはオンラインの良さがあり、工夫次第ではオンライン化もできる。反面、オフラインにしかない価値も多くの人が見だせてきたことと思う。国民の一定割合がコロナワクチンの接種を終え、SARS-CoV-2 が2類感染

症から引き下げられることがあったとしても、すべてが以前のような生活に戻ることはないかもしれない。今回の新型コロナウイルス感染拡大で感じた、オンラインで代替可能なものとそうでないものを踏まえ、個々が参加形式を選択できる「ハイブリッド形式」は今後も続いていくと思う。本学会の会員の多くは、麻酔科学・集中治療学を本業としながらもテクノロジーに興味関心の高い面々がそろっている。だからこそ、日本麻酔・集中治療テクノロジー学会がその英知を結集させ、今後のハイブリッドの時代を先導していくのではないかと思っている。

## 参考文献

1. 磯部ら, Zoom による教育事例検討会: オンライン Faculty Development. 医学教育. 51(3), pp.338-340 2020.
2. 筒井, リアルとオンラインの双方向通信を可能にする Zoom 中継の変遷と発展. 2019 PC Conference. pp.27-28 (2019)
3. 大賀寿郎, ハウリング: なぜ発生するか-どう予測し, 止めるか. 日本音響学会誌. 56(2), pp.115-20 (2000)
4. 甲 展明, 知っておきたいキーワード「HDMI」. 映像メディア学会誌. 64(3), pp.312-4 (2010)
5. HDMI ケーブルを延長して離れた場所へ出力する方法 (機材編). 株式会社ビデオエイベックス スタッフブログ, 2020 年 12 月 10 日: 閲覧日 2021 年 2 月 13 日. <https://apex106.info/hdmi-sdi-inout/>



# ZOOMを用いたWEBセミナーにおけるハードウェアの役割 ～ソフトウェアより安心ハードウェア～

山田 知嗣

## はじめに

新型コロナウイルスの影響で、日常に大きな変化が起きている。3密を避け、さまざまな学会がウェブやハイブリッドでの開催になっている。Web開催におけるメリットとしては遠隔地からの参加が容易となり、会場への移動時間がいらなくなる。また、聞き逃しや見逃した場合でも、アーカイブの配信などがあり、今までの現地開催の学会と比較しても様々なメリットがあると考えられる。

このような時代の変化の中、オンラインの活用をする上でいくつかの変化が出て来ている。例えば、オンライン形式で行うために発表形式が今までと異なり、スライドの作成などにおいても、オンラインを意識したものが必要となって来ている。また、学会や研究会においてはオンラインであったり、ハイブリッドでの開催が行われるようになっており、それぞれの研究会において、適切な表現方法が異なるように感じられる。また、それぞれのコンテンツを作成するにあたり、動画制作やライブ配信の技術必要とされる時代になってきた。

## ソフトウェアかハードウェアか

今回はオンラインでの発表を考えてみる。オンラインの発表においては今回使用しているweb会議ツール= ZOOM が使用されていることが多い。また内容はライブ配信であったり、発表動画のオンデマンド配信の形式の2通りの場合が考えられる。ライブ配信において必要な機材としては、最低限PCがあれば可能であるが、より魅力的な発表を行う際や、超音波のライブスキャンなどを行うためにはPC以外にも様々な機器が必要となる。

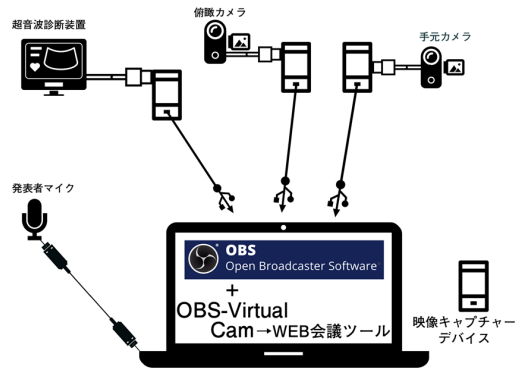


図 1. ソフトウェア中心の構成

その際に有用な機器としてビデオスイッチャーがある。一方オンデマンド配信において同様のことを行うためには、動画を作成・編集するソフトや、編集力が必要となってくる。ここでオンラインでの発表を行うためにはソフトウェア中心の構成をするか、ハードウェアを積極的に使用するかの選択が出てくる。

## ソフトウェアについて

ソフトウェア中心の構成を行う場合にはフリーソフトのみでの構成ができ、また画面構成等の面では構成方法が無限に行える特徴がある。しかし、画面構成を複雑化すればするほどPCへの負荷が高くなり、よりハイスペックなPCが必要とされる。最悪の場合には負荷がかかりすぎ、PCが途中でダウンする可能性もある。ここからは、筆者が今まで行ってきたオンライン配信の際の構成をもとに話を進めて行く。例えば、PCで超音波のライブスキャンを行うことを前提とした図を図1に示す。ライブスキャンを行う際に必要な画像としては少なくとも超音波診断装置の画像、手元のプローブ操作のカメラ画像が必要となる。さらに



図 2. ATEM mini シリーズ

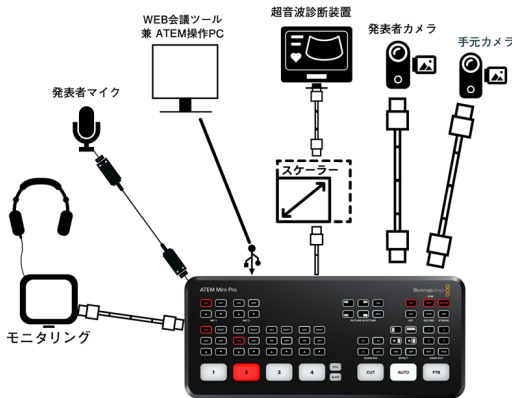


図 3. 九州超音波アカデミーのウェビナー

は講義の内容は PC からの画面共有で行うことが可能となる。ソフトウェア中心に構成を行った場合には一見簡単に見えるが、PC にはかなりのスペックが必要とされる。PC によっては画像がコマ送りになったり、フリーズしたりなど、うまくいかない場合があるのでハイスペックマシンを用意していた方が安心である。

ハードウェアについて

ハードウェア (ビデオスイッチャー) を中心とした構成を行う場合には先程のデメリットである PC への負荷が少なくなり、安定した配信を行うことが可能である。ただしスイッチャーの購入が必要となり、スイッチャーの操作の知識が必要とされる。そして画面構成にスイッチャーの中での限界があるため、その構成の中で配信画面を考えなければならない。

スイッチャーの種類には様々なものがあるが、筆者が使用しているのは図 2 の ATEM mini シリーズである。今まで筆者が超音波画像を配信してきた中でハードウェアを中心に構成したもの

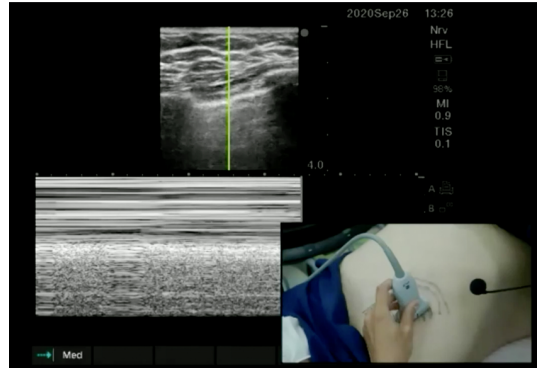


図 4. 実際の配信画像

ATEM

# スイッチャーのできること

P in P 画面

ルミナンスキー合成

クロマキー合成

画面切り替え

テロップの合成

図 5. スwitchャーの機能

には、九州超音波アカデミーのウェビナーなどがある。その構成を図 3 に実際の配信画像を図 4 に示す。こちらは超音波診断装置の映像、手元カメラの映像、講義のパワーポイント映像をスイッチャーに取り込みその中で画面構成を行い配信している。

スイッチャーにできることには様々なことがあり、ATEM mini で行えることをいくつか図 5 に列挙する。この機能の中で超音波アカデミーに使用したのは画面切り替え、PinP 画面の構成である。また今回の学会で使用した機能はクロマキー合成を行い、テロップの合成も行なった。今回の発表については録画を行なっていなかったので示しはできないが、グリーンバックの前で発表を行い、自分の画像に発表スライドを被せるという手法を使わせていただいた。今回の発表に近い画面構成を行ったものが九州超音波アカデミー (ミニレクチャー) であったので図 6 に示す。こちらの発表者は筆者ではなく、また、画面構成方法も



図 6. クロマキー合成画像

同じではないが、発表者の映像とパワーポイントのスライドをクロマキー合成して ZOOM で配信を行ったものである。オンラインの発表においてはただスライドを写すだけでなく、講義形式などの場合には、今回の発表のように発表者が同時に画面上に表示されている方が受講者の集中力に影響し有効という話もある。

## まとめ

WEB 配信上でのハードウェアの役割をまとめると

- ・複数画面の構築が簡単にできる。
- ・安定した配信が可能である
- ・web 会議システムに繋ぐだけで配信が可能となる
- ・PC への負荷も少なく安定した配信が可能である

今後はハードウェアを使用した web 配信技術を用いて遠隔での指導や、現在なかなか行いにくくなっているハンズオンセミナーを簡単に行えることが可能になると願っている。ただそこには遅延という壁が存在する。今後はいかに映像の遅延を起こさずに情報を伝送できるかが大きな課題となってくるだろう。

## Zoom を用いた WEB セミナーのホストの役割とは

### 淵辺 誠

本稿の内容は 2021 年 2 月 25-26 日に開催された第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会での一般演題 2 の Web を用いたセミナーや業務効率化の発表の中の Zoom を用いたセミナーに関するホストの役割を発表した自演題に基づくがその後にホストとして携わったセミナー学会に関しても一部言及するものとする。

#### はじめに

2019 年の暮れに中国の武漢から世界中に広まった新型コロナウイルスパンデミックは、我々が 100 年前のスペイン風邪を語るように、100 年後の世界でも語られるであろう衝撃的な出来事である。日常生活様式が大きく変わり、色々な面で良くも悪くも変革がもたらされて、医療においても、IT を駆使した遠隔診療やリモート面会などが当たり前なのいわゆる New Normal 新しい生活様式が否応なく進んでいる。

学会などを含む多人数が集まるイベントもほぼ全て中止や規模の縮小が決まり、筆者自身沖縄に住み始めて 32 年経つが、沖縄本島から 1 年間、一度も外に出なかったのは初めてである。そのような中、徐々に三密を回避した学会・セミナーが人数制限を設けた現地参加者と大多数の Web 参加者をつなぐ方式で行われ始めた。先に述べたようにこれも New Normal の学会のありかただと考える。筆者自身も全国規模の Zoom を用いた学会・セミナーのホストを数回経験したのでその際の工夫と注意点について述べる。

#### 事例

##### [1] 第 1 回九州超音波麻酔アカデミー ウェビナー from 大分

自身が代表世話人を務める九州超音波麻酔アカデミー (Kyushu Academy of Ultrasound Anesthesia: KAUA) は、2020 年 9 月 26 日に大分大学の山本らと共に Zoom ウェビナーを用いたオンラインセミナーを行った。相当前からの準備、

複数回の配信チェック、予行演習を経て大盛況の中で、満足いく手応えを得た。その際に重要視した点は、実際の開催と同じ曜日、時間帯で予行演習を行ったことである。それにより、同時時間帯のネット速度や環境音などが推定されるからである。各施設、演者の画像の細かさ滑らかさと共に、音声における背景雑音の有無や途切れたりしないかどうかを何度も確認し、場合によっては配信機器やマイク、配信場所を変更して、改善を試みた。当日は演者自身や座長の画面を固定するスポットライトという設定やマイク音声のミュート、各セッションの合間に流す企業動画の配信などを 3 人のホストで共同して行い、5 時間 30 分、延べ参加者 266 名の Web セミナーを滞りなく終了できた。

##### [2] 第 40 回日本臨床麻酔学会ライブハンズ オンセミナー ③ 遠隔神経ブロックセミナー

関西医科大学と鹿児島大学の神経ブロックのインストラクターが Zoom を用いて、島根大学の二人の受講者に上肢と下肢の神経ブロックを指導するという、全国学会では初めての画期的な取り組みのホストを担当した。事前の打ち合わせ、準備もやや足りない印象があったが、当日は講師の先生への画面固定スポットライトを当てる作業が主であり、企画としては成功を収めたと思われる。

##### [3] 第 38 回日本麻酔・集中治療 テクノロジー学会

本稿の元になる演題を発表した学会、讃岐美智義会長の強い思いで現地参加 50 名前後と Web 参加 50~70 名前後のハイブリッド形式で開催され

た。中津市民病院麻酔科の中西理氏と共同で現地会場のスクリーン映像と Zoom による Web リアル配信を担当した。中西氏の部分は割愛するが、筆者自身は Zoom 参加する演者の確認、チャットを用いた操作サポート、画面や音声のオンオフ、配信画像と音声チェックを常時行う役割を担った。2人の共同作業で本学会中にも様々な工夫、発見、そして時には放送事故のような画面のトラブルも克服しながら2日間の学会を無事に終えることができた。その後の学会・セミナーでも多く活用することになる Zoom 参加の演者と現地参加演者を2人横並びに配置する2画面構成(スプリット画面)を現地スクリーン、Zoom 配信画面の両方に映すことができた。音声に関しては、全て会場の専門の音響スタッフによりなされ、大きな問題はなかった。自身の発表の際には、Zoom を通じたネット越しにビデオスイッチャーを使い、グリーンバックを用いずに自身の背景を黒バックにしたうえで、スライドを透過して自分の前に配置するというネット上では「田口ブラック」と呼ばれるスタイルで発表を行った。それを現地会場の配信ブースから配信したため、Zoom 視聴では問題なかったが、現地会場では音声と画像のずれが生じた。会場マイクの使用も考慮したが、ネットを介した場合の問題点を認識してもらい意図もあったため、そのまま発表を継続した。発表後の質疑応答でその点に関しては説明を行った。自身の画面共有のスライド中の音声が出なかったことは、事前の確認不足とはいえ、Zoom ホストとして、大失敗であったと深く反省している。

#### [4] 第17回麻酔科学サマーセミナー

上述の麻酔・集中治療テクノロジー学会と同様に当番世話人である讃岐美智義氏の強いリーダーシップの下、現地参加約40名とWeb参加随時20-40名前後のハイブリッド形式で開催された。そのセミナーにも再び中西氏とタッグを組んで携わった。中西氏の洗練された映像スイッチングは完成の域に達しており、現地参加者と Zoom 参加

者のスプリット画面もスムーズに行え、一部音声の接続ミスなどがあったが、それ以外大きなトラブルもなく、3日間のセミナーを無事に終えることができた。音声に関しては、全て会場の専門の音響スタッフによりなされ、全ての端末の音を会場ミキサーに集約することで前回の麻酔・集中治療テクノロジー学会よりも音声のコントロールがスムーズに行えた。

## 考 察

COVID-19 に対するワクチン接種も徐々に増え、リアルに参加できる学会も増えてくるとは思われるが、しばらくは感染対策に配慮した形で開催されるため、現地参加人数制限を設けること<sup>1)</sup>が容易に想像できる。そのような中でも学会の現地と Web での参加というハイブリッド方式は続くであろうし、その際のノウハウはある程度完成されていると思われるが、各施設でのセミナーや小規模の地方会などのハイブリッド開催は配信専門の業者に依頼することなく行われることもあるであろう。

各施設で行われる Zoom を用いた、遠隔の会議において、スムーズで満足のいく会を開催するために、筆者が強く強調するポイントは、司会進行を務める者とは別に Zoom の特に参加者の音と映像を操作するホストを置くことで、途中参加者の不意の雑音やビデオ顔出しによる講演中の演者の発表中断をかなり防ぐことが可能になるということである。中規模以上、具体的には50人を超えるセミナーや地方会では Zoom Webinar を用いるのが、情報配信の上では望ましい。と言うのは、途中参加者も含めて、主催者側で許可したものの以外は、画像も音声も一切配信できなくなるのだ。つまり前述した、途中参加者による音や画による講演の中断を確実に防ぐことが可能となるのである。表<sup>2)</sup>に Zoom meetings と Webinar の違いを示す。参加者を視聴者とシンポジストに分けることでスムーズな演題発表が可能となる。

表1 Zoom ミーティングとウェビナー

機能	ミーティング	ウェビナー
参加者の役割	ホスト 参加者	ホストと共同ホスト パネリスト 参加者
オーディオ共有	<ul style="list-style-type: none"> <li>参加者は全員、オーディオをミュート/ミュート解除できる</li> <li>ホストは参加者をミュート/参加者のミュート解除をリクエストできる</li> <li>ホストは入室時に参加者を全員ミュートにできる</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>パネリストは自分のオーディオのみをミュート/ミュート解除できる</li> <li>参加者は視聴専用モードで参加できる（ホストまたは共同ホストが発言を許可した場合、参加者はマイクをオンにできると同時に、自分をミュートまたはミュート解除できる）</li> <li>ホストは1名以上の参加者をミュート解除できる</li> </ul>
ビデオ共有	すべての参加者	ホストとパネリスト
画面共有	✓	✓
チャット	ミーティング内チャット	ウェビナーチャット
ミーティング中の反応	✓	
意思表示アイコン	✓	挙手のみ
Q & A	✓	✓

Zoom はその仕様上、カメラの画質はコロナ禍の現在は、1対1の場合は720P (1280 × 720) の画像配信が可能であるが、それ以上の人数の場合は360P (640 × 360) と制限されてしまうのである。画面共有機能での動画やスライドを用いる場合も1080/720 p にダウンスケールされるし、その時のネット速度や使用している PC の性能によっては、それ以下となってしまう、と言うことは、スライドの細かい文字は潰れて判読不能となる可能性が高いことを念頭に置いてスライドを作成して頂きたい。スライドのアニメーションもスムーズには動かない。スライドに使えるアニメは、文字の色の変更や移動、拡大・縮小、出現と消失などの基本的なものにとどめて置いた方が無難である。

Zoom は一般的には、ビデオ会議用のソフトと思われているが、テレビ電話であり、あくまでも音声のやり取りをする電話と考えておくとうい。ネット速度が落ちて、画像の質が下がり、動きがスムーズでなくなっても、音声はかなり綺麗に届けることができる。詰まり音声が乱れるネット環境は改善しておくのが望ましい。配信者においては、スライドの画像画質も大事だが、それ以上に音声に気を配って頂きたいと強調しておく。皆さんもご経験があると思うが、見えにくいスライドは我慢できても、音声が聞き取りにくかったり、途切れ途切れとなると発表内容が分からないだけでなく、視聴を続ける意欲もなくなるのではないだろうか。かく言う、私自身、Zoom を始めた当



表 2 Zoom 帯域幅の要件

	モバイル端末	PC 端末	
	WiFi 使用時	ミーティング ウェビナーパネリスト	ウェビナー視聴者
1 対 1 ビデオ通話			
高品質ビデオ	600kbps(上り/下り)	600kbps(上り/下り)	
720p	1.2Mbps(上り/下り)	1.2Mbps(上り/下り)	
1080p		3.8Mbps/3.0Mbps(上り/下り)	
グループ ビデオ通話			
高品質ビデオ	600kbps/1.2Mbps (上り/下り)	1.0Mbps/600kbps(上り/下り)	600kbps(下り)
720p	1.5Mbps(上り/下り)	2.6Mbps/1.8Mbps(上り/下り)	1.2Mbps(下り)
1080p		3.8Mbps/3.0Mbps(上り/下り)	
ギャラリービュー	1.5Mbps(上り/下り)	2.0Mbps(25 名)/4.0Mbps(49 名)	
画面共有			
画面共有(動画無)			50~75kbps(下り)
画面共有(動画有)			50~150kbps(下り)
音声共有のみ			60~80kbps(下り)

初はよく分かっていなかったもので、綺麗な画像を届けることに注力し、カメラなどに資金を投入していたが、今は、マイク沼にはまっている。Zoom が推奨するネット速度を表 2<sup>3)</sup> に示す。

例えばスライドを切り替えるキーボードを叩く音もエアコンなどの背景音もある程度のレベルまでは Zoom 自体のノイズキャンセリングで除くことが可能だが、これでは時に声の始まりや終わりが途切れる可能性がある。さらに環境音などにも注意して頂くとよい。と言うのは、お子さんの話し声やペットの鳴き声、パトカーや救急車の音、視聴者はそちらに注意が向きがちである。これでは、せっきくの発表内容も十分に伝わらなくなる。ホストとして、Zoom 演者に対しては、可能な限

り口元から音を拾うマイクなどを準備して、クリアな音を届けることに気をつけて頂けるようお願いしている。口元マイクも可能なら単一指向性のヘッドセットを選び、口角より外側にマイクヘッドを配置することで、ポップノイズ [マイクを息で吹いてしまって、「ポフッ」や「パフッ」と入ってしまうノイズで、注意していても、「パピペポ」のような破裂音の発音のときに入ってしまうやすい]、背景ノイズなどを防ぎ、聞き取りやすい音声を届けることが可能となる。

筆者は常に Zoom のオーディオ設定を毎回、細かく調整している。最初に自分が使用するスピーカー、例えばヘッドフォンや PC のスピーカーなどを選び、聞き取りやすいスピーカー音量に設定

する．次に使用するマイクを選び、そのマイクテストを複数回行う．Zoom のマイクテストは最大約 7 秒の音声録音を行い、直ちに Zoom で設定したスピーカーでその録音音声再生する．つまり実際に Zoom 先の相手に届ける音声自分が確認できるのである．「本日は晴天なり、マイクテスト、パピブペポ、さしすせそ,,,,」などと発声し、その録音された音を確認する．自分の声が籠っていないか、大きすぎて割れていないか、先ほどのポップノイズやリップノイズ、背景環境音ノイズはないかをしつこく確認する．できるだけ、クリアで聞き取りやすい音を相手に届ける．Zoom で大事なのは音であり、Zoom とは最終的には電話であると常々思っている．これは、プロ野球中継などを例に挙げると、タクシーの中で聞こえるラジオの音声だけでも試合の流れ、プレーなどが想像できると似ている．細かい描写はプロのアナウンサーに依るところが大きい、例えば高画質の無音の野球中継画面を見ても、同じような臨場感が得られるだろうか? Zoom は十分なネットスピードが得られなくなると、まずは画質を落としてでも、滑らかな動画を届けようとするし、それでも遅くなると、最後は音声を途切れることなく、つなぎ続けようとする．遅いネット環境でも音が最後までつながるということは、ラジオ中継ではないが、複数人へ声で思いを届けられることが Zoom の最大の利点である．

音が大事だとしてここまで述べてきたが、Zoom では、複数が同時に発言すると会話がスムーズに行

えないのが、最大の悩みであった．しかし、最近流行の音声 SNS である Clubhouse を Zoom と併用して、ビデオやスライドなどを Zoom で担い、音声を Clubhouse で行うと、会話が途切れることなく、スムーズなビデオミーティングが行えることが判明し、現在はその方法を多用している．今回の発表の趣旨とは異なるので、次回、機会があれば、その詳細を述べたいと思う．

## 結 語

Zoom で会議やセミナーを行う際には司会進行とは別に画像と音声に注視するホストを置いた方が望ましいと考えられる．Zoom においては画像以上にクリアな音声を届けることが大事な点であると強調する．コロナ感染が落ち着いた後にも、時空を超えた Zoom によるオンライン会議は存続すると考えられ、Web 会議やセミナーの際の一助となれば、幸いである．

## 参考文献

1. 筒井洋一, リアルとオンラインの双方向通信を可能にする Zoom 中継の変遷と発展. 2019 PC Conference. 2019 :27-8
2. Zoom ヘルプセンター ミーティングとウェビナーの比較 <https://support.zoom.us/hc/ja/articles/115005474943-ミーティングとウェビナーの比較>
3. Zoom ヘルプセンター 帯域幅に関する推奨事項 <https://support.zoom.us/hc/ja/articles/201362023-Windows-macOS-および-Linux-のシステム要件>  
<https://support.zoom.us/hc/ja/articles/201179966>

## JSTA38 初めてのハイブリッド学会の Web 配信に携わって

刈辺 誠

当日は AM9 時開始の会場設営から参加した。会場である万国津梁館の音響専門家のサポートの下、会長の讃岐先生の私物の機材と自分の機材を整理整頓しながら、演者カメラ&モニター、座長カメラ&モニターを定位置に設置した。これまでこういった経験のない、会長と自分でファイバー HDMI ケーブルを配線したりした。

Zoom での音声画像確認を行う段階で、会場のネット速度が異常に遅いことに気づいた。確か 5Mbps も出ていなかったと記憶している。会場である万国津梁館のスタッフなどに確認するもなかなか改善せずに「こんな速度で会場参加者と Web 参加者の両方が集う Zoom ハイブリッド学会は上手くいくのだろうか?」と何度も心の中でつぶやきながら、ヒヤヒヤした時間を過ごしたことを鮮明に覚えている。12 時前に万国津梁館の接続プロバイダーとの調整でようやく、上り下り 50Mbps 以上の速度に達し、安堵の胸をなで下ろした。

会場設営もほぼ完成したので、那覇空港まで今回の配信スタッフである中津市民病院の中西理先生を迎えに行った。万国津梁館へは 16 時までに戻ればよいとのことであったので、空港での再会後に中西先生たつての希望で学会の正装?であるかりゆしウェア専門店に向かった。なかなかお洒落なかりゆしを手に入れることができ満足していた。沖縄の大衆食堂「花笠」で昼食を済ませ、北上する途中、彼が沖縄を十分観光していないことを知り、宜野湾市の嘉数高台公園に立ち寄り、普天間飛行場の全景を見学しながら、沖縄戦の歴史も感じてもらった。

今夜の宿である名護市内のホテルに荷物を預けてから、万国津梁館には集合時刻 1 時間前の 15 時に着いた。事前にセッティングなどを行うつも



写真 1 ハウリングのような無限ループ

りでいたが、学会開始直前の理事会もハイブリッドで行っていたようで、急遽そのサポートも開始した。

いざ学会が始まると、会場カメラで映された現地参加の演者や座長と Web 上の Zoom 参加の演者の顔を横並びに配置して会場スクリーンと Zoom 上に配信するのにかなり苦労した。上手くいくと思うと、カメラのハウリングのような無限ループが起こり、最終的には緑や黄色の画面になってしまう... (写真 1)

1 日目の後半によくその解決法が見いだされた。Zoom ホスト PC の設定でデュアルモニターの使用をオンにし、PC 画面のサブディスプレイに Zoom の参加者のビデオ画像や画面共有の映像をフルスクリーンで映るように設定し、それをビデオスイッチャーに取り込ませる。その Zoom 参加者にスポットライト [スポットライトは、参加者が 3 人以上のミーティングを開催している場合にホストのみ利用可能な Zoom の画面固定機能で、スポットライトでは、参加者全員のデバイスで表示させたいビデオ画面をホストが固定でき

る] 当て、スイッチャー上で Zoom 演者と現地会場の演者の顔画像の 2 画面 (スプリット画面) を配置した後に、そのスイッチャー画像をカメラとして取り込んでいる別の Zoom アカウントで参加している PC の Zoom 画面にスポットライトを当てる。現地会場のスクリーンには確かに Zoom 演者と現地演者のスプリット画面が映し出されるのだが、Zoom 上では Zoom 演者単独画面と Zoom 演者 & 現地演者のスプリット画面が映し出されてしまったのだが、それは仕様上仕方ないことだと、その時は思っていた。

後にスイッチャーに Zoom 参加者の画面を送る際にスポットライトではなく第 2 の画面にピン [ピン (ビデオの固定) はミーティングの参加者が全員使える機能で、2 人以上の参加者がいる会議でギャラリービューを利用している場合に、自分が注目したい人のビデオ画面を任意で選択できる。ピンで固定できるのは、あくまで操作をした自分自身の画面上だけであり、他の参加者の画面には影響はない] を固定することで Zoom も現地もスマートなスプリット画面を映すことが可能であると分かるが、その時は念願のスプリット画面を作り出すことができたことで満足し、思わず配信席で声を上げてガッツポーズをしてしまう位、興奮した。(写真 2, 3)

初日を無事に終え、各人ホテルから参加する Zoom 懇親会はネット上でのビンゴ大会や Zoom でのプレゼン大会などを行うなど、New Normal な時代の懇親会の形を示していたと思う。可能なら、ホテルの客室からの配信速度がもう少し速ければと思うのはわがままかも知れない。

2 日目の始まりはトラブルの連続であった。先ずは現地演者 PC の画像が Zoom 配信 PC に届かない。これはスイッチャーにも映らないので、即座に HDMI ケーブルの断線だと判断し、代用品で対応した。これで上手くいくかと思いきや、今度はスイッチャーには映るが、Zoom 配信 PC に映らない。正直、これにはかなり焦り、開始時刻

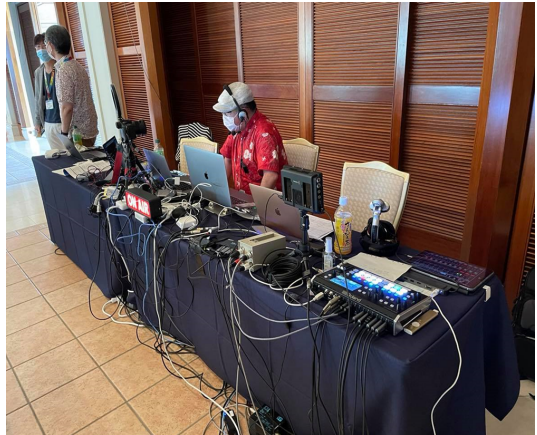


写真 2 配信スイッチャーオペレーションブース

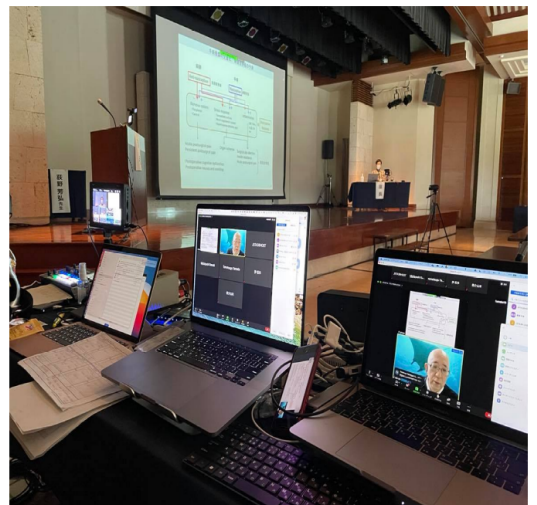


写真 3 ハイブリッド学会会場風景

も過ぎていのに解決方法を見いだすのに四苦八苦していた。Zoom 上で設定したカメラとしての UVC (USB Video Class) 対応の HDMI ビデオキャプチャーユニットが認識されていないことに気づき、バックアップで持参してきていた別のビデオキャプチャーユニットに変更することで漸く解決し、15 分遅れで 2 日目のセッションが始まった。

ほっと一安心と思いきや、最初の演者が講演を終わった頃に、後日の配信用に録画していた機器の録画開始ボタンを押し忘れていたのに気づいたのである。実は前日も途中まで録画ボタンと同時に押す、録音ボタンを押し忘れていたので、音声な

し動画を保存していたことを悔やんでいた矢先の大失敗であったのだ。細心の注意を払っていたのだが、先のケーブルやキャプチャトラブルで全て吹き飛んでおり、これは悔やんでも悔やみきれない。後日のオンデマンド配信でかなりの動画が配信できなかったのは、こういった事情があったことをご理解して頂けるとありがたい。自分自身も2日目に演題発表があり、万全の準備で望んだつもりであったが、画面共有した動画の音声流れないというトラブルに見舞われ、さらにZoom越しの発表のため、現地会場の参加者には画像と

音声がずれたものとなり、お聞き苦しかった点は、Zoomホストとして参加していたにもかかわらず、反省至極である。ただ、グリーンバックなしでの黒背景配信は会心のできであり、現地参加者の何人かは驚かれたのではないだろうか。

さいごに、2日間、バタバタした配信となったことを深くお詫び申し上げます。会長の讃岐先生、録画忘れ、配信画面の乱れ、音声配信の不備、色々ご迷惑をおかけしました。また機会がございましたら、中西共々お声かけ頂ければ幸いです。これでJSTA38の配信に携わった、体験記を閉めます。

# 寄稿： 電磁力学入門 (2)

田中義文

## はじめに

昔は力の伝達は物体どうしの接触以外には考えられなかった。建築物がその例である。ところがニュートンがりんごが木から落ちると、月の公転を比較して万有引力の法則を考案した。力は質量どうしの掛け算に比例し、距離の二乗に反比例して伝達する。物体間の接触がなくても力は伝達するのである。これを遠隔作用という。更に時代が進んで、電荷におけるクーロンの法則の解釈も同様に遠隔作用に属する。

ファラデーは物体間の力の伝搬に、目には見えないが、何か歪のような伝達因子が存在すると考えた。場の概念である。例えば、ある地点  $x$  の電場を  $E(x)$  とする。その場所に電荷  $q$  を置くと  $F = qE(x)$  の力を受ける。もちろん電場  $E(x)$  はクーロンの法則と源の電荷  $Q$  の存在が包埋されているが、 $E(x)$  を独立した存在として認めることが重要な概念であり、近接作用と呼ぶ。磁場  $H$  についても電流素片  $ids$  を想定すれば同様の概念で近接作用が認められる。

マックスウェルはコンデンサーに流れる「変位電流」の概念を取り込み、以前から証明された全ての電磁現象を整理し、有名な電磁方程式を作り上げ、電波の存在を予言した(補足1参照)。

残ったのは磁場が作成するローレンツ力であるが、アインシュタインの1905年に発表した特殊相対性理論の論文名は「運動物体の電気力学」である。光速  $c$  に比べてかなり遅い速度  $V$  で走っている電荷  $e$  に対して磁場をあたえると、ローレンツ力により円運動をするが、特殊相対性理論の元に同じ向きに速度  $V$  で走る系を考えると、電荷は静止状態に見え、新たに電場軸が発生し、そのクーロン力で電荷が曲がるということが理論的に証明さ

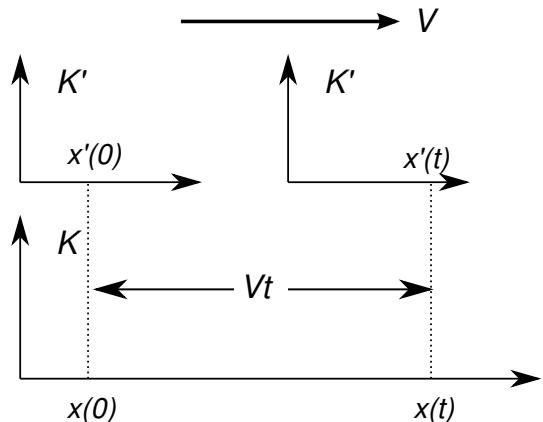


図1 速度  $V$  での  $K'$  系の右方移動

れた。ここまで理論展開が進むと、磁場の概念も不用になり電場だけの概念で全ての電磁現象の説明がつく。この理論は電磁力学の入門では紹介されず、砂川書でも不十分な解説に留まっている。幸い竹内淳著の「高校数学でわかる相対性理論」に解説があったので紹介する。

## 1. ローレンツ変換と逆変換

慣性系の次元を  $K(x, y, z, t)$  と  $K'(x', y', z', t')$  の世界とし、 $x'$  軸は  $V$  の速度で右に移動し、 $y = y', z = z'$  だとする(図1)。

時間  $t = 0$  では  $x(0)$  と  $K'$  系の  $x'(0)$  は同じ位置にいるのに時間  $t$  では  $K'$  系の  $x'(t)$  の位置は  $K$  系では  $Vt$  の分だけ右に移動する。

アインシュタインは相対性理論の構築において以下の公理を定めた。

相対性理論公理：

どの慣性系でも物理法則は同じ形で表される。ある慣性系から見たとき、光源が停止しているか動いているかにかかわらず、光速  $c$  は一定である。



さらに時間関数も含めて、座標の変換関数を

$$x' = f(x, t)$$

$$t' = g(x, t)$$

また逆変換関数を

$$x = h(x', t')$$

$$t = k(x', t')$$

とする。しかし変換関数は一次式であることは既知であるから、

$$x' = Ax + Bt$$

$$t' = Qx + Rt$$

として、 $A, B, Q, R$ の値を求める。

解き方は重要なので、「高校数学でわかる相対性理論」を読んでいただき理解してほしい。

結果は、光速を  $c$  として

$$\beta = \frac{V}{c}$$

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}}$$

として、

$$x' = \gamma(x - c\beta t) \dots\dots\dots L-1)$$

$$t' = \gamma(t - \frac{\beta}{c}x) \dots\dots\dots L-2)$$

となる。  $x'$  式の  $-c\beta t$  は  $\beta$  を代入すると  $-Vt$  になる、また  $\gamma$  倍は  $K'$  系では距離は伸び、時間は遅れることを意味している。

ローレンツ逆変換は

$$x = \gamma(x' + c\beta t') \dots\dots\dots R-1)$$

$$t = \gamma(t' + \frac{\beta}{c}x') \dots\dots\dots R-2)$$

となる。  $V$  を  $-V$  にするとローレンツ変換の式になる。つまり  $K$  系は  $K'$  に対して  $-V$  の速度で走っている意味である。

### 2. 時間の遅れ

$K$  慣性系で時間  $t_0$  から  $t_1$  までの時間は、速さ  $V$  で  $x$  方向に移動する  $K'$  慣性系で時間  $t'_0$  から  $t'_1$  とする。 $K'$  系での時間は L-1) 式を使って、

$$t'_0 = \gamma(t_0 - \frac{\beta}{c}x_0)$$

$$t'_1 = \gamma(t_1 - \frac{\beta}{c}x_0)$$

となる。その時の  $K'$  系での時間差は

$$t'_1 - t'_0 = \gamma(t_1 - t_0) = \frac{t_1 - t_0}{\sqrt{1 - \beta^2}}$$

となる。 $\beta = \frac{V}{c}$  だから早さ  $V$  に従って  $K$  系から見た  $K'$  系の時間は延びる。

今度は逆に、 $K'$  系からみた  $K$  系の時間は R-2) 式を使って計算できる。

$$t_0 = \gamma(t'_0 + \frac{\beta}{c}x_0)$$

$$t_1 = \gamma(t'_1 + \frac{\beta}{c}x_0)$$

となる。その時の  $K'$  系での時間差は

$$t_1 - t_0 = \gamma(t'_1 - t'_0) = \frac{t'_1 - t'_0}{\sqrt{1 - \beta^2}}$$

となる。つまり、 $K'$  系から見た  $K$  系の時間も延びる。 $K$  系が  $-V$  の速さで逆に走っていると思えば不思議ではない。

### 3. ローレンツ収縮

動いている慣性系  $K'$  の物体の長さ  $l'$  を  $K$  から見ると、長さが収縮する。 $K$  系での位置を  $x_1, x_2$  とし、 $K'$  系での位置をとし、 $x'_1, x'_2$  とする。

$$l = x_2 - x_1$$

$$l' = x'_2 - x'_1$$

として、 $K$  系から見た  $x'_1, x'_2$  を求めると、L-1) 式を使用して、

$$x'_1 = \gamma(x_1 - c\beta t)$$

$$x'_2 = \gamma(x_2 - c\beta t)$$

となり、

$$x'_2 - x'_1 = \gamma(x_2 - x_1) = \frac{x_2 - x_1}{\sqrt{1 - \beta^2}}$$

$$\therefore x_2 - x_1 = \sqrt{1 - \beta^2}(x'_2 - x'_1)$$

となる。したがって、 $K$  静止系からみた  $K'$  の物体の長さは  $\sqrt{1 - \beta^2}$  倍短くなる。

逆に停止している物体の長さを動いている慣性系  $K'$  から観測すると、ローレンツ逆変換しても式は  $x$  変数の  $'$  が交替するだけで収縮したように見える。

#### 4. 速度の加算

ニュートン力学であれば、速度  $V_1$  と速度  $V_2$  の加算は  $V = V_1 + V_2$  になるが、相対性理論では光速と光速の加算で2倍の光速にはならない。

$K_1$  系の速度を  $V_1$  とすると

$$x_1 = \gamma_1(x - c\beta_1 t)$$

$$t_1 = \gamma_1\left(t - \frac{\beta_1}{c}x\right)$$

となる。 $K_1$  系から見た  $K_2$  の速度を  $V_2$  とすると

$$x_2 = \gamma_2(x_1 - c\beta_2 t)$$

$$t_2 = \gamma_2\left(t_1 - \frac{\beta_2}{c}x_1\right)$$

となる。 $x_2, t_2$  の式に、 $x_1, t_1$  式を代入すると  $x_2$  の結果は

$$x_2 = \frac{1}{\sqrt{1 - \left(\frac{1}{c} \frac{V_1 + V_2}{1 + \frac{V_1 V_2}{c^2}}\right)^2}} \left(x_0 - \frac{V_1 + V_2}{1 + \frac{V_1 V_2}{c^2}} t_0\right)$$

となる。 $L-1$  式と比較すると、 $c\beta = V$  であるから加算された速度は

$$V = \frac{V_1 + V_2}{1 + \frac{V_1 V_2}{c^2}}$$

となる。光速にくらべて  $V_1, V_2$  が十分に遅いと

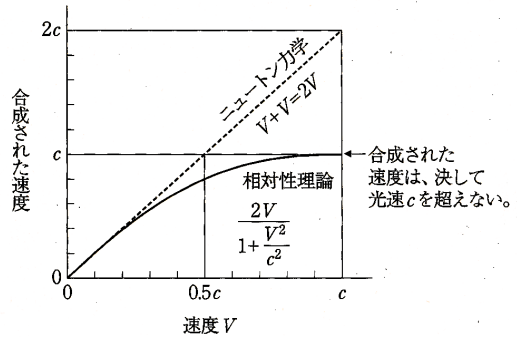


図2 相対性理論での速度の和

$V = V_1 + V_2$  になる。

$K_1$  系と  $K_2$  系の速度が同じ  $V_1 = V_2$  とすると

$$V = \frac{2V_1}{1 + \frac{V_1^2}{c^2}}$$

となる。光速で走る列車から光を放しても、その光の速度は光速でしかない。このグラフを図2に示す。

#### 5. ミンコフスキー時空図

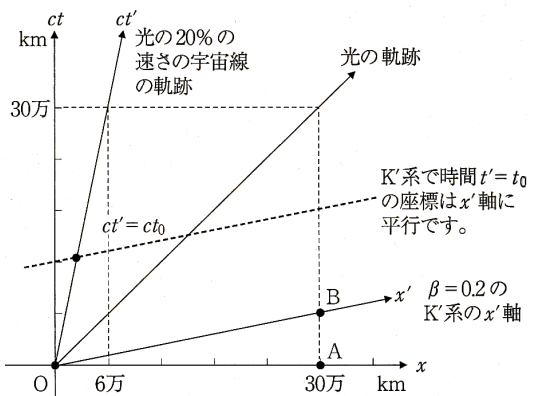


図3 ミンコフスキー図

$K$  系の次元を  $(x, y, z, t)$  とし、 $K'$  系の次元を  $(x', y', z', t')$  とし合計8次元の相対性を論じるにあたって2次元の紙の上ではとても表記できない。ミンコフスキーは図3に示す方法で  $x, t$  軸のみで相対性の性質表示する時空図を考案した。

$x$  軸に  $K$  系の距離をとり、 $y$  軸に  $K$  系の速度と時間を掛けた距離をとって、その時間軸を  $ct$  軸

とよぶ直角座標になる．光りであれば秒速 30 万 km であるから，横軸 30 万 km，縦軸 30 万 km の交点と原点を結ぶ  $y = x$  の直線を描く．これは光りの軌跡になる． $K'$  系の原点は  $K$  系と同じ 0 点にする．宇宙線の粒子を  $K'$  系と考えて，光速の 20 % である秒速 6 万 km であれば，その  $x' = 0$  は  $K$  系の 6 万 km に到達するから， $K'$  系の  $ct'$  軸は  $K$  系の原点 0 から (6 万, 30 万) を通過する直線になる． $K'$  系の  $x'$  軸は 1 秒間に 6 万 m 走るから原点から (30 万, 6 万) の位置 (B 点) を通過する直線を引く．

ローレンツ逆変換で  $ct'$  軸を確かめると，R-1)，R-2) 式に  $x' = 0$  を代入して，

$$x = \gamma\beta ct'$$

$$t = \gamma t'$$

となり， $t'$  に  $t$  の式を代入すると，

$$x = \gamma\beta ct' = \gamma\beta c \frac{t}{\gamma} = \beta ct$$

$$\therefore ct = \frac{x}{\beta} = \frac{x}{0.2} = 5x \dots\dots\dots 1)$$

となる． $K'$  系の  $x'$  軸を確かめるにはローレンツ逆変換式に  $t' = 0$  を代入する．

$$x = \gamma x'$$

$$t = \frac{\gamma\beta}{c} x'$$

となり， $x'$  を消去すると，

$$t = \frac{\gamma\beta}{c} x' = \frac{\gamma\beta x}{c \gamma} = \frac{\beta}{c} x$$

$$\therefore ct = \beta x \dots\dots\dots 2)$$

となる． $\beta = 0.2$  だから， $K'$  系の  $x'$  軸は

$$ct = 0.2x$$

となる斜交軸座標を形成する．このことからミンコフスキー図では  $K'$  系の相対速度が上昇すれば  $ct'$  軸は光りの軌跡に近づき，また  $x$  軸も光りの軌跡に近づくことがわかる． $\beta = 1$  を 1)，2) 式に

代入すると  $ct' = x$  が得られ， $K$  系の速度  $V = 0$  を代入すると，1) 式の勾配は無大になるから  $y$  軸を示し， $x$  軸の勾配は 0 だから  $x$  軸そのものを示す．

$K'$  系が光速になると  $ct'$  時間軸と距離軸の区別はない．つまり，光速の世界  $K'$  は空間的な世界も，時間も無くなることを意味する．具体的なイメージは前節で示したように，距離は無減に収縮し，時間は無限に延長する．

### 6. ミンコフスキー図の目盛のつけ方

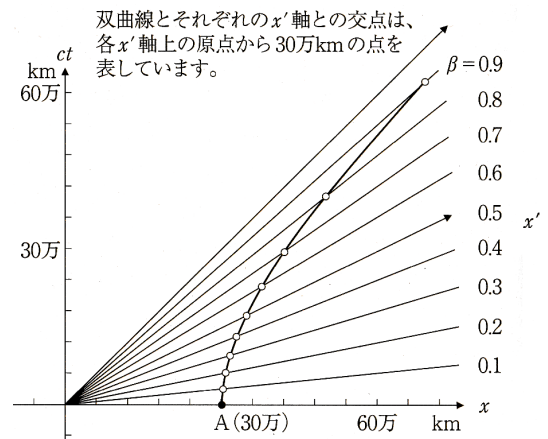


図 4  $x$  軸の目盛

$K'$  系の  $x'$  軸の作図は図 4 に示すように  $ct = \beta x$  の直線を引き， $x$  軸に対応する  $x = \gamma x'$  の目盛を割り当てればよい．しかし，この方法は離散的な表記であり，連続的に描画する方法を考える．

ローレンツ変換の基本原理は，光の速度を  $c$  として，

$$x^2 + y^2 + z^2 - (ct)^2 = 0$$

$$x'^2 + y'^2 + z'^2 - (ct')^2 = 0$$

つまり， $K$  系でも  $K'$  系でも原点から発する光の波面は光速に変化をあたえないという事を示している．ローレンツ変換，その逆変換は  $y = y'$ ， $z = z'$  の条件の元に解いた答えである．この上記 2 式に  $L^2$  を加えてもローレンツ変換に変化を

及ぼすことはない．これを「共变的」とよび， $L$ を「スカラー」とよぶ．その証明は省略して，

$$x^2 + y^2 + z^2 - (ct)^2 = L^2$$

$$x'^2 + y'^2 + z'^2 - (ct')^2 = L^2$$

とする．さらに， $y = y', z = z' = 0$ の条件を加えると，

$$x^2 - (ct)^2 = L^2$$

$$x'^2 - (ct')^2 = L^2$$

が生まれ， $x = \sqrt{L^2 - (ct)^2}$ と， $ct = \sqrt{L^2 - x^2}$ の双曲線関数になる．ここで $L = 30$ 万 Kmとした時の図が図4になる．

### 7. ローレンツ収縮

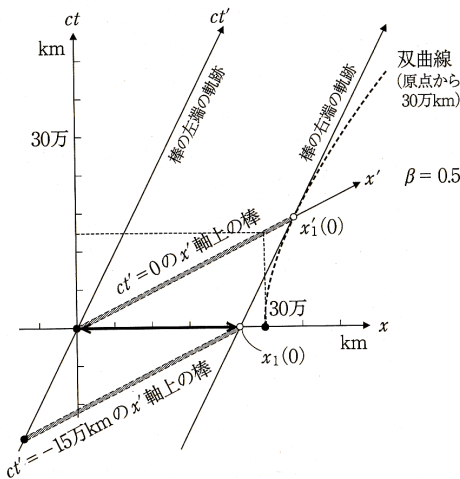


図5 ローレンツ収縮

速度  $1/2c$  で動く  $K'$  系で 30 万 Km の棒を  $K$  系で測定すると，図5に示すように 30 万 Km を  $x$  軸を端点と  $x'$  軸の交点が  $K'$  系の 30 万 Km である．そこから  $ct'$  軸の平行線を引き， $x$  軸の交点を求めると  $K$  で測定する 30 万 Km の長さになり，ローレンツ収縮がおきていることがわかる．一方， $K'$  系で発生するローレンツ収縮は  $ct = -15$  万 km の  $x'$  軸と  $x$  軸との交点を求めればよい．

### 8. 時空図での時間遅れ

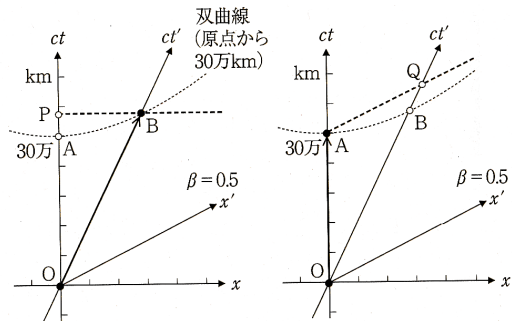


図6 時間の遅れ

図6左図は  $K$  系から  $K'$  系の時間遅れを示している． $ct$  軸 30 万 km より  $L^2$  双曲線を引き，それと  $ct'$  軸の交点  $B$  が  $K'$  系の 1 秒になる．そこから  $x$  軸と平行な破線を引き， $ct$  軸の交点  $P$  が  $K'$  系から見た  $K$  系の 1 秒であり，明らかに時間遅れが生じている．

図6右図は  $K'$  系から見た  $K$  系の時間遅れを示す． $K$  系の  $S'$  軸と同じ角度の破線で示す平行線を  $ct$  軸 30 万 km より引き， $ct'$  軸の交点を  $Q$  とすると， $B$  点より長いことがわかる．これが  $K$  系から見た  $K'$  系の 1 秒であり，明らかに時間遅れが生じている．

### 9. $K'$ 系での力学

慣性系の基本法則は光速  $c$  は一定であること，物理法則は同じ形で表されることである．運動量不変の法則は立派な物理法則であるから，それを確かめる．

図7に質量  $m$  の物体の衝突を示す．上図は左右から速度  $V$  で衝突する場面でそれぞれの運動量を足し合わすと

$$mV - mV = 0$$

となる．

図7下段は速度  $-V$  で移動する  $K'$  で，左側物体  $m$  は  $V$  で右方に移動，右側物体  $m$  は固定

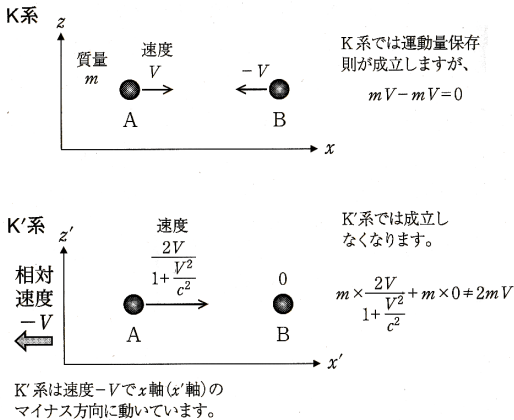


図7 K'系での衝突

している。この衝突を  $K$  系から観察すると、速度の加算だから、左側物体の速度は

$$\frac{V + V}{1 + \frac{V \times V}{c^2}} = \frac{2V}{1 + \frac{V^2}{c^2}}$$

右側物体は

$$\frac{V - V}{1 + \frac{V \times (-V)}{c^2}} = 0$$

になる。これらの運動量の加算は、

$$m \times \frac{2V}{1 + \frac{V^2}{c^2}} + m \times 0 \neq 2mV$$

となり、運動量不変の法則が満足しない。

この原因はすでに異なる系での速度加算は行っているため、質量  $m$  が速度  $v$  で変化すると推量する。衝突後の速さは  $V$  なので、

$$m(v) + m(0) = M(V)$$

と質量保存則の式を作成すると、運動量保存の法則は

$$m(v) \times \frac{2V}{1 + \frac{V^2}{c^2}} + m(0) \times 0 = M(V)V$$

と書ける。ここに  $M(V)$  の式を代入すると、最終

的に

$$m(v) = \frac{1 + \frac{V^2}{c^2}}{1 - \frac{V^2}{c^2}} m(0)$$

となる。

ここで

$$\gamma \equiv \frac{1}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}}$$

と定義して、

$$v = \frac{2V}{1 + \frac{V^2}{c^2}}$$

の両辺を  $c$  で割り、その2乗をとり、さらに1から引くと、

$$1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2 = 1 - \left(\frac{2\frac{V}{c}}{1 + \frac{V^2}{c^2}}\right)^2$$

となり、この左辺は  $\frac{1}{\gamma^2}$  に等しくなる。右辺はさらに、

$$\frac{\left(1 + \frac{V^2}{c^2}\right)^2 - 4\left(\frac{V}{c}\right)^2}{\left(1 + \frac{V^2}{c^2}\right)^2} = \frac{\left(1 - \frac{V^2}{c^2}\right)^2}{\left(1 + \frac{V^2}{c^2}\right)^2}$$

したがって、

$$\frac{1}{\gamma^2} = \frac{\left(1 - \frac{V^2}{c^2}\right)^2}{\left(1 + \frac{V^2}{c^2}\right)^2}$$

となり、この平方根は

$$\frac{1}{\gamma} = \pm \frac{1 - \frac{V^2}{c^2}}{1 + \frac{V^2}{c^2}}$$

となる。+の解を選び、一般性のために  $V$  を  $v$  に変更すると

$$m(v) = \gamma m(0) = \frac{m(0)}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}}$$

となる .

つまり物質の速度が遅ければ分母は 1 に近づき、静止質量  $m(0)$  になるが、速度が光速に近づくほど、質量は重くなり、光速だと無限大の質量になる . この質量式を代入すれば運動量保存の法則は満足する .

### 10. 相対性理論での力

慣性系での運動量保存の法則より、ニュートン力学を書き直すと、

$$F = \frac{dp}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{m(0)}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \right)$$

となる . これは計算が少々複雑であるが、

$$F = \frac{d}{dt} \left( \frac{m(0)}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \right) = \frac{1}{v} \frac{d}{dt} \left( \frac{m_0 c^2}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \right)$$

と書き直せる .

### 11. 相対性理論でのエネルギー

ニュートン力学でのエネルギーは

$$\frac{dE}{dt} = Fv$$

で表される . これは  $dE = Fvdt = Fdl$  だから微小な仕事量であって、その積分が仕事量の積み重ねでエネルギーになると解釈すればよい . これを相対性原理で表現すると、

$$\frac{dE}{dt} = Fv = \frac{d}{dt} \left( \frac{m_0 c^2}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \right)$$

したがって、

$$E = \frac{m_0 c^2}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} = m(v)c^2$$

となり、 $E = mc^2$  と知られたアインシュタインのエネルギー公式になる . 核分裂などで質量  $m$  が減少すると、その減少分が巨大なエネルギーに変化する .

## 12. 電磁誘導のパラドックス

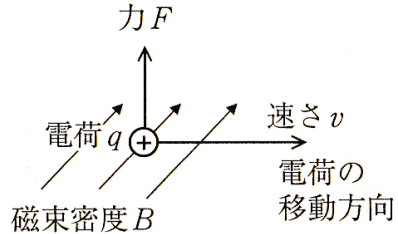


図 8 ローレンツ力

ローレンツ力は図 8 のように水平に磁束密度  $B$  の磁場を受け、+ の電荷  $q$  が速度  $v$  で走行すると上向きのローレンツ力  $F$  を受ける . ここで電荷と同じ速度、右方向  $v$  の速さで走る  $K'$  の系を考えると、電荷は固定したままになり、ローレンツ力が発揮出来ず、矛盾した結果になる . このパラドックスを解いたのがアインシュタインの特殊相対性理論である .

ローレンツ力  $f(x)$  は、位置を  $x$ 、その場所の電荷密度を  $\rho(x)$  として

$$f(x) = \rho(x)v \times B(x)$$

で表される .

$K'$  系でのマクスウェルの方程式を導くためにローレンツ変換の微分形を始めに求める .

$$x' = \gamma(x - \beta ct) \dots\dots\dots L-1)$$

$$t' = \gamma\left(t - \frac{\beta}{c}x\right) \dots\dots\dots L-2)$$

より、 $x$  で偏微分すると、

$$\frac{\partial x'}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \{ \gamma(x - \beta ct) \} = \gamma \dots\dots\dots 3)$$

$$\frac{\partial t'}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial x} \left\{ \gamma\left(t - \frac{\beta}{c}x\right) \right\} = -\frac{\gamma\beta}{c} \dots\dots\dots 4)$$



また,  $t$  で偏微分すると,

$$\frac{\partial x'}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \{ \gamma(x - c\beta t) \} = -\gamma c\beta \quad \dots\dots\dots 5)$$

$$\frac{\partial t'}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \left\{ \gamma \left( t - \frac{\beta x}{c} \right) \right\} = \gamma \quad \dots\dots\dots 6)$$

となる. なお,  $y$  と  $z$  に関しては  $y = y', z = z'$  なので,

$$\frac{\partial}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial y'} \quad \dots\dots\dots 7)$$

$$\frac{\partial}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial z'} \quad \dots\dots\dots 8)$$

となる.

ここで変数変換の公式を整理すると

$$\frac{\partial}{\partial x} f(x', t') = \frac{\partial x'}{\partial x} \frac{\partial}{\partial x'} f(x', t') + \frac{\partial t'}{\partial x} \frac{\partial}{\partial t'} f(x', t')$$

である.  $f(x', t')$  を省略して,

$$\frac{\partial}{\partial x} = \frac{\partial x'}{\partial x} \frac{\partial}{\partial x'} + \frac{\partial t'}{\partial x} \frac{\partial}{\partial t'} \quad \dots\dots\dots 9)$$

と書いてもよい. 同様に  $t$  についての偏微分は

$$\frac{\partial}{\partial t} = \frac{\partial t'}{\partial t} \frac{\partial}{\partial t'} + \frac{\partial x'}{\partial t} \frac{\partial}{\partial x'} \quad \dots\dots\dots 10)$$

となる.

ここで論理の先を要約と, マクスウェルの式で,

$$\text{div} \mathbf{B} = \frac{\partial B_x}{\partial x} + \frac{\partial B_y}{\partial y} + \frac{\partial B_z}{\partial z} = 0 \quad \dots \text{M-1)}$$

$$\text{rot} \mathbf{E} = - \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad \dots\dots\dots \text{M-2)}$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z} = - \frac{\partial B_x}{\partial t} \quad \dots\dots\dots \text{M-2')}$$

の内  $x$  成分について,  $K'$  系の  $x', y', z', t'$  変数のマクスウェルの式を作成して考察する. そうすればローレンツ力の理論的考証が理解できるだろうという手順である. M-2') 式は M-2) 式の  $x$  成分だけを取り出している. それぞれの式の意味はわかると思うが, M-1) 式は磁束は湧点がないことを示し, M-2) は磁束の誘導起電力を示してい

る. これだけの式からローレンツの力の式が証明できるから不思議に思うだろう.

準備してきた 3) ~ 8) 式までの 9) 式, 10) 式に代入すると,

$$\frac{\partial}{\partial x} = \gamma \frac{\partial}{\partial x'} - \frac{\gamma \beta}{c} \frac{\partial}{\partial t'} \quad \dots\dots\dots 11)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} = -\gamma c\beta \frac{\partial}{\partial x'} + \gamma \frac{\partial}{\partial t'} \quad \dots\dots\dots 12)$$

になる. 11) 式を M-1) 式に代入すると,

$$\gamma \frac{\partial B_x}{\partial x'} - \frac{\gamma \beta}{c} \frac{\partial B_x}{\partial t'} + \frac{\partial B_y}{\partial y'} + \frac{\partial B_z}{\partial z'} = 0$$

となり, 整理すると,

$$\frac{\partial B_x}{\partial x'} = \frac{\beta}{c} \frac{\partial B_x}{\partial t'} - \frac{1}{\gamma} \frac{\partial B_y}{\partial y'} - \frac{1}{\gamma} \frac{\partial B_z}{\partial z'} \quad \dots\dots 13)$$

となる. M-2) 式は  $t$  に注目すると, 12) 式が使える.

$$\frac{\partial E_z}{\partial y'} - \frac{\partial E_y}{\partial z'} = \gamma c\beta \frac{\partial B_x}{\partial x'} - \gamma \frac{\partial B_x}{\partial t'}$$

となる. これで  $K'$  系の変数の式が出来たが, さらに右辺 1 項に 13) 式を代入すると,

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_z}{\partial y'} - \frac{\partial E_y}{\partial z'} &= \gamma c\beta \left( \frac{\beta}{c} \frac{\partial B_x}{\partial t'} - \frac{1}{\gamma} \frac{\partial B_y}{\partial y'} - \frac{1}{\gamma} \frac{\partial B_z}{\partial z'} \right) \\ &\quad - \gamma \frac{\partial B_x}{\partial t'} \\ &= -c\beta \frac{\partial B_y}{\partial y'} - c\beta \frac{\partial B_z}{\partial z'} - \gamma(1 - \beta^2) \frac{\partial B_x}{\partial t'} \end{aligned}$$

$$\therefore \frac{\partial}{\partial y'} (E_z + c\beta B_y) - \frac{\partial}{\partial z'} (E_y - c\beta B_z) = -\frac{1}{\gamma} \frac{\partial B_x}{\partial t'}$$

となる. 上式は M-2') 式の  $K'$  系

$$\frac{\partial E'_z}{\partial y'} - \frac{\partial E'_y}{\partial z'} = - \frac{\partial B'_x}{\partial t'}$$

と相似でなければならないので,

$$\begin{aligned} E_z + c\beta B_y &\longleftrightarrow E'_z \\ E_y - c\beta B_z &\longleftrightarrow E'_y \\ \frac{1}{\gamma} B_x &\longleftrightarrow B'_x \end{aligned}$$

の対応関係が求められる.

そこで、係数  $s$  を介して上式を

$$\begin{aligned} E'_z &= s(E_z + c\beta B_y) \\ E'_y &= s(E_y - c\beta B_z) \\ B'_x &= \frac{s}{\gamma} B_x \end{aligned}$$

とする。磁束だけの簡単な式を選んで、ローレンツ変換は  $V$  を  $-V$  にするだけだから、

$$B_x = \frac{s}{\gamma} B'_x$$

の関係が成り立ち、ローレンツ変換式を逆変換すると

$$B_x = \left(\frac{s}{\gamma}\right)^2 B'_x$$

となる。従って  $s/\gamma = \pm 1$  になるが、符号が逆になるのは矛盾するので、 $s = \gamma$  が解になり、

$$\begin{aligned} E'_z &= \gamma(E_z + c\beta B_y) \\ E'_y &= \gamma(E_y - c\beta B_z) \\ B'_x &= B_x \end{aligned}$$

が得られる。M-2) 式の  $B_y, B_z$  も同様のローレンツ変換計算をすると

$$\begin{aligned} E'_x &= E_x \\ B'_y &= \gamma \left( B_y + \frac{\beta}{c} E_x \right) \\ B'_z &= \gamma \left( B_z + \frac{\beta}{c} E_y \right) \end{aligned}$$

となる。整理すると、

$$\begin{aligned} E'_x &= E_x \\ E'_y &= \gamma(E_y - c\beta B_z) \\ E'_z &= \gamma(E_z + c\beta B_y) \\ B'_x &= B_x \\ B'_y &= \gamma \left( B_y + \frac{\beta}{c} E_x \right) \\ B'_z &= \gamma \left( B_z + \frac{\beta}{c} E_y \right) \end{aligned}$$

となり、 $x$  方向の電場と磁場は  $K'$  系においても何ら変化がないことがわかる。しかし、その他は新たに、電場や磁場が形成されて混合状態になる。

### 13. ローレンツ力のパラドックス

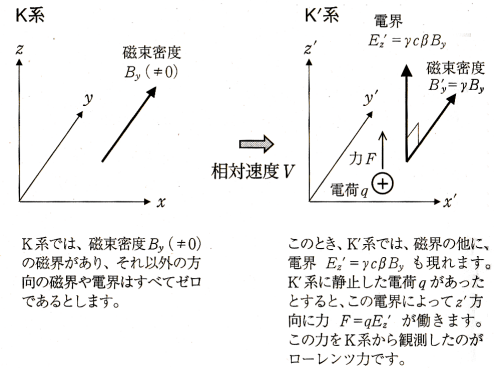


図 9 相対性原理でのローレンツ力

図 9 左図の示すように  $K$  系では  $B_y \neq 0$  の磁場だけが存在し、その他の方向には電場、磁場共に 0 である。 $K'$  系では前項のローレンツ変換式が示すように、 $x$  方向の電場、磁場に变化はないがその他の項目はそれぞれに電場、磁場が混合された状態になる。

今  $K$  系で  $E_z = 0$  と設定すると、 $V$  の速度で  $x'$  方向に進行している  $K'$  系では

$$E'_z = \gamma c \beta B_y$$

の電場の力を受ける。また、 $B'_y$  については、 $E_x = 0$  なので

$$B'_y = \gamma B_y$$

の磁束を受ける。このことから、図 12-9 右図が示すように電荷  $q$  が静止していても相対的に  $V$  方向に電荷が走行しているのと同じであり、そこに  $y$  方向に磁束が発生するのと同時に  $z$  方向に  $E'_z$  の電場が生じる。その結果、電荷  $q$  はクーロン力で  $z$  方向の力  $F$

$$F = qE'_z = qVB_y$$

が発生すると解釈され、4-6) 式と同じ式に帰結する。さらに、 $V$  は特殊相対性理論の始めに述べた時間の遅延や長さの縮尺に必要な顕著な速さではなく、十分遅くても機能する。

古くは電場と磁場は別の現象と考えられてきたが、エルステッド以降は磁場は電流により発生すると改められた。電流とは電子の速度であることが明らかにになり、特殊相対性理論を用いると、電場も磁場も同じクーロン力が作用するという統一理論に発展していく。

### おわりに

砂川書では簡単なイラストと  $K'$  系の座標回転で、 $K'$  慣性系では電場と磁場が混合されると説明されているが、正確な相対性原理による記述はなかった。一方、専門書である同著者の理論電磁力学には詳しく記述されている。

また、アインシュタインの 1905 年発表の論文の主題は「運動物体の電磁力学」である。まだアンペールの力だけが認められ、ローレンツ力については疑問視されていた時代にローレンツ変換と組み合わせ、ローレンツ力を論理的に証明した若きアインシュタインは有頂天になったと想像でき、それを知ったローレンツも自分の説が拡張されたことに満足したのであろう。

高校卒業程度の知識しか持ち合わせていない門外漢が 1905 年までの電磁力学をフォローできて、少し心が落ち着いた。専門書では記述していない次元解析を加筆することにより納得できた部分が多々ある。例えば密度という意味は、人口密度のように面積で割る場合と、重力密度(比重)のように体積で割る場合がある。 $i$  と  $\rho$  の違いに気がつくまで正直苦労した。また  $\text{rot}$  の意味もよくわからなかった。しかし今は  $i$  を見れば磁場を感じ、電流に対しては逆向きの特殊相対性理論の存在を感じる。本質はクーロンの法則であり、また万有

引力の法則であることを知った。

本稿を参考ノートにして、参考図書を読んで頂き、理解の一助になればこの上ない幸せである。

注：図 1 を除いて他の図は文献 3 を引用した。

### 参考文献

1. 砂川重信：電磁力学 2008, 岩波書店
2. 宏江克彦：趣味で物理学 2011, 理工図書株式会社
3. 竹内淳：高校数学でわかる相対性理論 2013, 講談社
4. 田中義文：電磁力学入門(1)．麻酔・集中治療とテクノロジー 2020, 97-115, 2020, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会。

補足 1：マクスウェルの電磁方程式  
マクスウェルの電磁方程式とは

$$\text{rot} \mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-1)$$

$$\text{rot} \mathbf{H} - \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} = \mathbf{i} \quad \dots\dots\dots 1-2)$$

$$\text{div} \mathbf{D} = \rho \quad \dots\dots\dots 1-3)$$

$$\text{div} \mathbf{B} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-4)$$

で表される。

$E$  は電場,  $D$  は電束密度,  $H$  は磁場,  $B$  は磁束密度,  $i$  は電流密度(電流)を表す。 $D = \epsilon_0 E$ ,  $B = \mu_0 H$  の関係と真空の条件  $i = 0$ ,  $\rho = 0$  を上式に代入すると、光速  $c = 1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$  だから

$$\left( \Delta - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) \mathbf{E} = 0$$

と書け、波動方程式になる。この式の演算にはベクトル公式が組み込まれ、波動方程式だと言われても直感で理解できない。それよりも、1-1) 式, 1-2) 式を磁場の時間変化が電場の回転を作り、電場の時間変化が磁場の回転を作ると読む方がよい。磁場の坂道に電場の丸鉛筆を置くと転がり落ちる感覚である。転がる電場の丸鉛筆は時間変化するから転がる磁場を作ると書かれている。転がる速度に応じて丸鉛筆の軸が伸び縮みすると思えば更によい。丸鉛筆を  $x$  軸を中心にする水車にし、更に坂道に正弦波を意識して、上り坂までイメージすると水車が逆回転して、電磁力学入門(1)の図 7-1, 図 7-2 がイメージできる。

一言追加すると、電磁方程式は電場、磁場に速度変化が生じるために特殊相対性理論だけでは説明できず、一般相対性理論にまで発展したのは納得である。

第 38 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

会長： 讃岐 美智義（呉医療センター・中国がんセンター）

会期： 2021 年 2 月 25, 26 日（木・金）

会場： 万国津梁館・WEB 会場

プログラム

イブニングセミナー

2 月 25 日（木） 17: ~ 19: 15

座長： 讃岐 美智義（呉医療センター・中国がんセンター）

E-1. 脳波で探索する麻酔の深海

長坂 安子（東京女子医科大学 医学部 麻酔科学講座）

E-2. 麻酔科におけるテクノロジーの活用: 周術期の脳波モニタリング

秋吉 浩三郎（福岡大学医学部 麻酔科学教室）

E-3. ハイブリッド筋弛緩モニター（AMG/EMG・Module/Standalone）

中塚 秀輝（川崎医科大学 麻酔・集中治療医学 1 教室）

吉原 弘（日本光電工業株式会社 技術開発本部生体モニタ技術開発部）

E-4. TOF-cuff 世界で唯一の圧感知型筋弛緩モニタ

北島 治（日本大学 医学部 麻酔科学系麻酔科学分野）

2 月 26 日（金）

8: 00 ~ 8: 05

開会挨拶 讃岐 美智義（呉医療センター・中国がんセンター）

シンポジウム 自動記録（AIMS）から自動麻酔へ

8: 05 ~ 9: 35

座長： 讃岐 美智義（呉医療センター・中国がんセンター）

S-1. 麻酔科医の野望「全身麻酔の自動調節を実用的な形で実現する」

長田 理（国立国際医療研究センター病院 麻酔科）

S-2. 現場医師の立場から: 不得意なことや問題点の洗い出し（対応策や考え方）

松木 悠佳（福井大学学術研究院医学系部門医学領域器官制御医学講座 麻酔・蘇生学分野）

S-3. 技術の落とし所: ここまでやる、これが限界

荻野 芳弘（日本光電工業株式会社）

S-4. 自動麻酔: 保険収載および保険診療の観点から

岩瀬 良範（埼玉医科大学病院 麻酔科）

特別講義

13: 50 ~ 14: 10

座長： 橋本 悟（京都府立医科大学 集中治療部）

心電図学講座: 心電図は心臓の細胞外電位測定である

田中 義文（京都府立医科大学 名誉教授 麻酔科）

ランチョンセミナー

12: 00 ~ 12: 45

座長： 萩平 哲（関西医科大学麻酔科学講座）

全身麻酔中の侵害受容モニター

廣瀬 宗孝（兵庫医科大学麻酔科学・疼痛制御科学講座）

テクノロジーラウンド（展示企業発表） 10: 55 ~ 11: 40

座長： 原 真理子（千葉こども病院 麻酔科）

R-1 日本メディカルネクスト株式会社

R-2 株式会社ジェイ・エム・エス

R-3 フクダ電子株式会社

R-4 マシモジャパン株式会社

- R-5 コヴィディエンジャパン株式会社
- R-6 アイ・エム・アイ株式会社
- R-7 スミスメディカル・ジャパン株式会社
- R-8 エドワースライフサイエンス株式会社
- R-9 株式会社フィリップス・ジャパン

#### 公募演題

15:30~16:40

麻酔科医療をいかすガジェット、アプリ開発

座長: 増井 健一 (昭和大学 麻酔科)

- T-1. ロボットを利用した術前外来支援システムの開発  
今井 桃花 (独立行政法人労働者健康安全機構 東京労災病院 麻酔科)
- T-2. 汎用 Macintosh 喉頭鏡ブレードに 3.9mm 細径カメラを装着したビデオ喉頭鏡の試作  
中尾 正和 (広島総合病院 麻酔科)
- T-3. 麻酔の現場で使える薬剤情報検索アプリの開発  
鈴木 聡 (パース・ビュー株式会社)
- T-4. AYA-P と Android 端末を応用した麻酔管理支援ガジェットケース  
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科)
- T-5. Ach 受容体数をパラメータとして人工指を駆動する筋弛緩作用エミュレータの開発  
石黒 隆 株式会社 (コスミック・エム・イー)
- T-6. PK/PD を活用するためのシリンジポンプ制御ソフトウェアの開発  
萩平 哲 (関西医科大学 麻酔科学講座)

#### 一般演題 1

9:35~10:45

座長: 土井 松幸 (浜松医科大学 集中治療部)

- 01-1. AI (CNN) に麻酔中のバイタルサインチャートを読ませてみた  
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科)
- 01-2. 英文作成における Grammarly と Trinka の比較  
森本 康裕 (宇部興産中央病院)
- 01-3. レミマゾラムの予測血中濃度シミュレーション  
合田 延大 (昭和大学病院 麻酔科学講座)
- 01-4. セボフルランによる神経筋抑制作用の遷延を認めた重症筋無力症の一症例  
木内 直人 (日本大学医学部 麻酔科学系麻酔科学分野)
- 01-5. 振動式密度計により分析したアルブミン製剤及び  
ヒドロキシエチルデンプン製剤がヒアルロン酸の物性におよぼす影響  
大場 祥平 (兵庫医科大学 麻酔科学・疼痛制御科学講座)
- 01-6. データウェアハウス Vi-Pros からのデータを解析して求めた 3 種類の  
ディスプレイ二酸化炭素吸収装置 (ABS) の二酸化炭素吸着量の比較  
田口 志麻 (広島大学病院 麻酔科)
- 01-7. 侵害刺激と血管: 血管弾性研究で分かったこと  
佐伯 昇 (広島大学大学院医系科学研究科 麻酔蘇生学)

#### 一般演題 2

12:45~13:35

座長: 稲垣 喜三 (鳥取大学医学部麻酔・集中治療医学分野)

- 02-1. LINE グループ機能による麻酔科連絡網で夜間・休日の緊急症例を相談する功罪  
松本 渉 (呉医療センター・中国がんセンター 麻酔科)
- 02-2. オンライン会議システム Zoom を併用した  
ハイブリッドセミナーのこれまでの取り組みと今後の展望  
中西 理 (中津市立中津市民病院 麻酔科)
- 02-3. Zoom を利用した超音波麻酔領域オンラインセミナーの開催運営経験  
山本 俊介 (大分大学 医学部 麻酔科学講座)

02-4. ZOOM を用いた web セミナーにおけるハードウェアの役割

山田 知嗣 (鹿児島大学病院 麻酔科)

02-5. Zoom を用いた WEB セミナーのホストの役割とは

刈辺 誠 (沖縄赤十字病院 麻酔)

16:40~17:00

閉会挨拶 讃岐 美智義 (呉医療センター・中国がんセンター)

抄録抜粋

S-3 技術の落とし所：ここまでやる，これが限界

荻野 芳弘 日本光電工業株式会社

本講演には，薬機未承認の内容を含んでいるので，削除．

O1-5 振動式密度計により分析したアルブミン製剤及びヒドロキシエチルデンプン製剤がヒアルロン酸の物性におよぼす影響

大場 祥平、多田 羅 恒雄 兵庫医科大学 麻酔科学・疼痛制御科学講座

【 背景 】

血管内皮細胞表面のゲル状構造物である endothelial surface layer ( ESL ) は、毛細血管の透過性や炎症反応に関与しており、その構造の維持は重要である。しかし、アルブミン製剤が ESL 構造を安定化させるのに対し、ヒドロキシエチルデンプン ( HES ) 製剤は ESL 構造を弱めることが報告されている。また、ヒアルロン酸は、直鎖上のグリコサミノグリカンであり、ESL の構成成分の一つとして、グリコカリックスの剛性を強化することで剪断応力を血管内皮へ伝達する役割をもっているとされている。

【 研究目的 】

ESL 構造に対してアルブミン・HES がそれぞれ異なった作用をもつと仮定し、ヒアルロン酸の物性を分析・比較することで、その違いを解明する。

【 統計 】

アルブミン及び HES がヒアルロン酸の物性におよぼす影響を振動式密度計により分析し、それぞれの NaHA の部分モル体積を外挿法により算出し、それぞれを一元配置分散分析及び対応のない t 検定を用いてそれらと比較した。P < 0.05 を統計学的有意とした。

【 方法 】

0.15 M NaCl、1%– 3% のウシ血清アルブミンまたは HES (平均分子量 130,000) を含んだヒアルロン酸ナトリウム (NaHA) 溶液 (0.05%, 0.1%, 0.15%, 0.2%) の密度を 25 ℃ にて測定した。密度測定には、振動式密度計 (DA-650、京都電子工業) を用いて行い、測定は少なくとも 3 回行った。

外挿法により無限希釈での NaHA 溶液の密度を求めることにより、アルブミンまたは HES を含んだ NaHA の部分モル体積を算出し、各濃度間の NaHA の部分モル体積および同一濃度でのアルブミン又は HES を含んだ NaHA の部分モル体積を比較した。

【 結果 】

① 0.15 M NaCl を含んだ NaHA の部分モル体積 (  $\text{cm}^3/\text{g}$ , mean [ SD ] ) は、それぞれ 0.603 [ 0.004 ] であった。

② 1%, 2%, 3% アルブミンを含んだ NaHA の部分モル体積 (  $\text{cm}^3/\text{g}$ , mean [ SD ] ) は、0.623 [ 0.014 ]、0.607 [ 0.014 ]、0.602 [ 0.005 ] であり、アルブミン濃度間に差は認めなかった ( P = 0.09 )。

③ 1%, 2%, 3% HES を含んだ NaHA の部分モル体積 (  $\text{cm}^3/\text{g}$ , mean [ SD ] ) は、それぞれ 0.621 [ 0.006 ]、0.616 [ 0.003 ]、0.620 [ 0.007 ] であり、HES 濃度間に差は認めなかった ( P = 0.57 )。

④ 3% アルブミンを含んだ NaHA の部分モル体積は、3% HES を含んだ NaHA の部分モル体積に比べて小さかった ( P = 0.002 )。

【 考察 】

3% アルブミンが、3% HES に比べて NaHA の部分モル体積を有意に減少させたことは、アルブミンがヒアルロン酸と静電相互作用及び水素結合を行うことにより、ヒアルロン酸構造をコンパクトにし安定化させたことを示唆する。アルブミン・HES の ESL 構造に対する異なった作用に物理的な作用が関与している可能性がある。

【 結語 】

アルブミン及び HES がヒアルロン酸の物性におよぼす影響を分析し、アルブミンが HES に比して ESL 構造を安定化させることを示唆する結果を得た。この違いが生体内の ESL 構造に対する剪断応力にどれだけ影響するか、更なる分析が必要である。



### O1-6 データウェアハウス Vi-Pros からのデータを解析して求めた 3 種類のディスポーザブル二酸化炭素吸収装置 (ABS) の二酸化炭素吸着量の比較

田口 志麻<sup>1)</sup>、中村 隆治<sup>1)</sup>、讃岐 美智義<sup>2)</sup>、平林 勇人<sup>1)</sup>、堤 保夫<sup>1)</sup>

1) 広島大学病院 麻酔科、 2) 独立行政法人国立病院機構 呉医療センター中国がんセンター 麻酔科

#### 【背景】

二酸化炭素吸収装置 (ABS) は、水酸化カルシウム ( $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ) を主成分とするが、 $\text{Ca}(\text{OH})_2$  だけでは二酸化炭素 ( $\text{CO}_2$ ) の吸着速度が遅いため、4% 程度の水酸化ナトリウム ( $\text{NaOH}$ ) が添加されている。しかし、 $\text{NaOH}$  は中和熱による発火のリスクや、compound A 産生のリスクのため、近年、 $\text{NaOH}$  添加率を低下させた製品が発売されている。一方、ABS 性能の評価基準は確立されておらず、 $\text{NaOH}$  の添加率の低い製品が臨床的に  $\text{NaOH}$  を 4% 程度含む製品と同等の  $\text{CO}_2$  吸着能を持つかは明らかではない。従来は、ABS 性能試験の多くは、人工的に  $\text{CO}_2$  を一定量で送気して行われているか、もしくは動物実験によるものであり、臨床での評価報告は皆無である。また、近年の麻酔情報システム (AIMS) の進歩により、モニターや麻酔器の換気条件をはじめとした呼吸関連の詳細な電子保存データが利用できるようになった。そこで今回は、AIMS を利用して ABS 評価を行う方法を考案し、ABS の  $\text{CO}_2$  吸着量を比較検討した。

#### 【目的】

3 種類の ABS の  $\text{CO}_2$  吸着量を、麻酔器やモニターの実臨床から集積したデータにより比較する。

#### 【方法】

本研究は当施設の倫理委員会の承認を得て実施した (承認番号: E-1830 号)、当院の手術室の麻酔器 (Fabius GSTM (Dräger 社)) に装着したディスポーザブル型カセット式の 3 種類の ABS、① ドレーゲルソープ 800 プラス (ドレーゲルメディカルジャパン社) (添加  $\text{NaOH}$  2-4%、半球状) (DS 群)、② ソファースープピラミッド (インターサージカル社) (添加  $\text{NaOH}$  1.5%、球状) (SS 群)、③ ローフローソープピラミッド (インターサージカル社) ( $\text{NaOH}$  無添加、球状) (LS 群) を 7 個ずつ使用した。ABS の使用終了の判断については、本研究担当者以外の任意の麻酔科専従医が、ABS 交換を必要とした時点とした。当該 ABS で麻酔管理中の呼吸関連のデータを手術情報システム ORSYS (PHILIPS 社) で 10 秒おきに自動収集し、データウェアハウス Vi-pros (PHILIPS 社) から 1 分ごとに取得した。調査項目は、ABS 装着中の非使用時間、総人工呼吸時間、分時換気量 (MV)、分時フレッシュガス流量 (flow)、呼気二酸化炭素分圧 ( $\text{PetCO}_2$ ) とした。各 ABS の非使用時間、総人工呼吸時間、平均再呼吸量、平均  $\text{PetCO}_2$ 、理論総  $\text{CO}_2$  吸着量:  $\text{CO}_2 = (\text{MV} - \text{flow}) \times \text{PetCO}_2$  を群間比較した。値は平均値 ± 標準偏差で表し、統計には一元配置分散分析を用い、 $p < 0.05$  を有意とした。

#### 【結果】

対象 ABS 装着中の患者数はそれぞれ DS 群 70 人、SS 群 73 人、LS 群 74 人だった。ABS1 個あたり患者数は DS 群  $10 \pm 4$ 、SS 群  $10 \pm 4$ 、LS 群  $11 \pm 3$  だった ( $p = 0.95$ )。非使用時間 (時間) は DS 群  $166 \pm 60$ 、SS 群  $175 \pm 53$ 、LS 群  $175 \pm 57$  ( $p = 0.95$ )。非使用時間 (時間) は DS 群  $166 \pm 60$ 、SS 群  $175 \pm 53$ 、LS 群  $175 \pm 57$  ( $p = 0.95$ )。総人工呼吸時間 (時間) は DS 群  $41 \pm 9$ 、SS 群  $43 \pm 10$ 、LS 群  $40 \pm 12$  ( $p = 0.94$ ) だった。平均再呼吸量 (L/min) は、DS 群  $3.1 \pm 0.7$ 、SS 群  $2.9 \pm 0.8$ 、LS 群  $2.6 \pm 0.7$  ( $p = 0.43$ )、平均  $\text{PetCO}_2$  (mmHg) は、DS 群  $36.8 \pm 1.8$ 、SS 群  $37.6 \pm 1.4$ 、LS 群  $36.8 \pm 1.3$  ( $p = 0.52$ ) だった。<sup>2</sup> (mmHg · L<sup>6</sup>) は DS 群  $16.5 \pm 2.9$ 、SS 群  $15.9 \pm 2.4$ 、LS 群  $13.7 \pm 4.5$  だった ( $p = 0.30$ )。

#### 【考察】

ソファースープおよびローフローソープは、ドレーゲルソープ 800 プラスより  $\text{NaOH}$  含有量が少ない。3 群間での平均再呼吸量、平均  $\text{PetCO}_2$  は同程度であることから、日常的な臨床使用条件においては、これら 2 つが十分な  $\text{CO}_2$  吸着速度を持つといえる。

Fabius GSTM では、MV に対して flow が不足する場合には、ABS を通過したガスは吸気として再利用されるが、その流れは一方であるため、 $\text{CO}_2$  は  $\text{CO}_2$  吸着量に相当すると考えられる。すなわち、本研究で用いた 3 種類の ABS は、臨床データに基づく解析から同程度の  $\text{CO}_2$  吸着能力であると結論した。

#### 【結語】

3 種類の ABS の  $\text{CO}_2$  吸着量を、実臨床使用中の呼吸関連データを用いて比較検討した。平均再呼吸量、平均  $\text{PetCO}_2$ 、理論上の総  $\text{CO}_2$  吸着量に有意差を認めず、3 種類の ABS の  $\text{CO}_2$  吸着能力は同程度と考えられた。

### O2-3 Zoom を利用した超音波麻酔領域オンラインセミナーの開催運営経験

山本俊介<sup>1)2)</sup>、中西理<sup>2)3)</sup>、山田知嗣<sup>2)4)</sup>、淵辺誠<sup>2)5)</sup>、北野敬明<sup>1)</sup>

1) 大分大学 医学部 麻酔科学講座、2) 九州超音波麻酔アカデミー、3) 中津市立中津市民病院 麻酔科、  
4) 鹿児島大学 医学部 麻酔・蘇生学教室、5) 沖縄赤十字病院 麻酔科

#### 【背景】

2020 年に世界を席捲した新型コロナウイルス感染禍により、国民のみならず医療従事者も施設間の交流を制限され、学術集会やセミナーを通じた診療技術習得機会が制約された。そのような制約のもとに国内各地ではオンラインを駆使した教育システムが立ち上がり、いわゆる遠隔での講演配信や web 会議が主体となりつつある。著者らがこれまでに運営してきた九州超音波麻酔アカデミー (Kyushu Academy of Ultrasound Anesthesia : KAUA) は、2015 年の第 1 回開催 (福岡市) を皮切りに九州沖縄各地で過去 6 回の開催運営を実施してきた区域麻酔領域の講演とハンズオンを中心としたオフラインセミナーである。2020 年 9 月にオンライン会議システムである Zoom を利用して運営した「九州超音波麻酔アカデミー第 1 回ウェビナー from 大分」の経験を紹介する。

#### 【事例】

これまで開催した過去 6 回の KAUA セミナーでは、人数規模 80-150 名で、内容は講演セッションとインストラクターを配置したグループハンズオンセッションがメインであった。今年度は開催日を 2020 年 9 月 26 日 (土) と決定し約半年前の 2 月から企画開始したが、コロナ禍で実際に同一会場に集合集客することが困難である可能性を考慮し、企画の段階から Zoom を用いたリアルタイムオンライン形式での開催を検討した。そして準備期間中の 2020 年 6 月の日本麻酔科学会が web 開催となったことを受けて完全オンラインでの開催を決定した。準備期間の打ち合わせから、セミナー開催に必要である企画立案、演者選定、参加者集客、会計処理、広告等をオンラインで準備した。セミナー内容は講演セッションが主であったが、複数演者を同時に結びディスカッションセッションや、演者がリアルタイムで超音波画像を配信する動画配信技術等も実施することができた。最終的に、演者・座長 14 名で全国 11 箇所からの同時配信を実現し、オンライン参加者数は 266 名、5 時間 30 分にわたるセミナーとして計画通り終了した。

#### 【考察】

オンラインセミナーは、感染対策だけでなく参加のための移動や時間も削減できるメリットがある。本セミナーは九州沖縄地区を中心としたセミナーであり当初の計画では集客数 60-80 名を目標としていたが、オンライン化により予想を大きく上回る全国の方々に参加頂いた。Zoom はリアルタイムでの複数方向コミュニケーションに長けており、スライド配信や音声配信、動画配信を大きな障害なく実施可能であり、リアルタイムで参加者からの質問も即座に受けることもできた。しかしセミナーが主として講演形式となり、フェイストゥフェイスでのハンズオンセミナー形態は実現できなかった。また演者は聴衆の反応を把握しにくい一方向の講演になりやすく、参加者の緊張感や集中力もなくなりやすいといったこともデメリットであった。今後オンライン運営はさらに充実し、サービス企業の参入によって開催も活発になることが予想される。そのなかで、Zoom のようなオンライン会議システムを用いれば、小-中規模のセミナーであれば十分に開催可能でありニーズにあった細かな運営も実施できる。今後の課題として、オンラインセミナーを充実させるためによりオフラインに接近した診療技術・情報提供手段の拡充が重要である。また問題点として、参加者側の接続環境問題、オンラインでの個人情報・セキュリティ・著作権などがあげられ、今後議論していく必要があると考えられた。

#### 【結語】

今回開催した Zoom を利用したオンラインセミナーを報告した。小-中規模で行うセミナーではよりコンパクトな個人・団体でも運用できる可能性が示唆された。容易に全国に向けて情報発信ができるため、新たな形態で今後ますます医療技術伝達と情報交流が活発になることが予想される。

## 編集後記

2021年、沖縄での第38回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会冊子が、漸く仕上がりました。ご協力に感謝いたします。

他の学会と同様に本誌も電子版公開しています (<http://www.jsta.net>)。業績、引用文献などにご利用ください。印刷本では経費の都合上カラーが出来ませんので御了解ください。

例年、100ページ以上の冊子の発刊を目標に努力しておりますが、原稿が少なく苦勞しているのが実状です。学会員のみならず、そうでない方も発表の有無にかかわらず、気楽に編集長までマイクロソフト Word で記述いただき、メール投稿していただければ有りがたく存じます。段組み、印刷 PDF 原稿は当方で行います。掲載および印刷費は無料です。

1ページの報告だと4~6p程度になります。少しまとまった総説だと、6~10p程度が適当、系統だった内容だとそれ以上のページになります。冊子は全てPDFでウェブ公開しております (<http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm>)。それを利用すると、カラーで詳細な図を入手することも可能です。また、必要な別冊は独自にカラー印刷して下さい。

どうぞよろしく願いいたします。

第38回学会は、コロナ災に見舞われ、延期が余儀なくされましたが、さすが讃岐先生のご尽力で、会場はもちろんのこと、ZOOMによる併設で盛会に終えることができました。また、ZOOM開催の技術的な Know How も執筆いただき、多いに参考になると思います。ご協力に感謝いたします。

電波はなぜ飛ぶかという疑問に対して、独学で電磁力学を勉強しました。電場の時間変化が磁場を作り、また磁場の時間変化が電場を作るというシーソーゲームがその本質だと理解できたが、なんとそこにアインシュタインの特殊相対性理論を組み込めば磁場は電場に置き換えられることがわかった。但し、これはサイクロトロンでの話で、マックスウェルの電磁方程式をすべて説明するには一般相対性理論が必要だと気がつきました。それについて少し勉強を始めたが、とても歯が立たない。1905年の科学にはたどり着いたが1920年代にはまだまだ遠いことを実感しています。

本冊子発行に際して、株式会社三笑堂ならびに株式会社増富からの御支援をいただきました。ここにお礼を申し上げます。

2021年12月25日

日本麻酔・集中治療テクノロジー学会事務局  
編集長 田中 義文  
tanaka@koto.kpu-m.ac.jp  
京都府立医科大学麻酔科学教室  
〒602-0841  
京都市上京区河原町広小路梶井町 465



使用目的又は効果、警告・禁忌を含む使用上の注意点等の情報につきましては製品の添付文書をご参照ください。

© 2021 Medtronic. Medtronic, Medtronic ロゴマーク及び Further, Together は、Medtronic の商標です。TM を付記した商標は、Medtronic company の商標です。

製造販売元

コヴィディエンジャパン株式会社

Tel: 0120-998-971  
medtronic.co.jp

RMS\_2021\_0915-A

販売名 ベンチレータ PB980 シリーズ  
医療機器承認番号 22600BZX00050000

販売名 マックスファスト  
医療機器届出番号 13B1X00069PS005A

販売名 TaperGuard 気管チューブ  
医療機器承認番号 221AABZX00145000

販売名 McGRATH MAC AO3 ビデオ喉頭鏡  
医療機器承認番号 30ZACBZX00012000

**Medtronic**  
Further, Together

丸石製薬の製剤ラインナップ

全身吸入麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**セボフレン 吸入麻酔液**

SEVOFRANE<sup>®</sup> [日本薬局方：セボフルラン]

**セボフルラン 吸入麻酔液 [ニッコウ]**

SEVOFLURANE [日本薬局方：セボフルラン]

長時間作用性局所麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**ポプスカイン 0.25% 注**

(25mg/10mL・シリンジ25mg/10mL・パック250mg/100mL)

POPSCAINE<sup>®</sup> 0.25% inj. [一般名：レボピバカイン塩酸塩]

**ポプスカイン 0.5% 注**

(50mg/10mL・シリンジ50mg/10mL)

POPSCAINE<sup>®</sup> 0.5% inj. [一般名：レボピバカイン塩酸塩]

**ポプスカイン 0.75% 注**

(75mg/10mL・150mg/20mL・シリンジ75mg/10mL)

POPSCAINE<sup>®</sup> 0.75% inj. [一般名：レボピバカイン塩酸塩]

局所麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**塩酸メピバカイン注シリンジ [NP] (0.5%, 1%, 2%)**

MEPIVACAINE HYDROCHLORIDE INJECTION SYRINGE

[日本薬局方：メピバカイン塩酸塩注射液]

局所麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

日本薬局方

**リドカイン注射液 (0.5%, 1%, 2%)**

LIDOCAINE INJECTION [一般名：リドカイン]

短時間作用型β<sub>1</sub>遮断剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**ブレビブロック注 100mg**

BREVBLOC<sup>®</sup> inj. 100mg [一般名：エスモロール塩酸塩]

非脱分極性麻酔用筋弛緩剤

毒薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**ロクロニウム臭化物注射液 25mg/2.5mL「マルイシ」**

Rocuronium Bromide Intravenous Solution

[一般名：ロクロニウム臭化物]

全身麻酔・鎮静剤

劇薬、習慣性医薬品<sup>※2)</sup>、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**プロポフォール静注 1% 20mL「マルイシ」**

**プロポフォール静注 1% 50mL「マルイシ」**

**プロポフォール静注 1% 100mL「マルイシ」**

Propofol Intravenous Injection 1% "Maruishi"

**プロポフォール静注 2% 50mL「マルイシ」**

Propofol Intravenous Injection 2% "Maruishi"

催眠鎮静剤

向精神薬、習慣性医薬品<sup>※2)</sup>、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**ドルミカム注射液 10mg**

Dormicum<sup>®</sup> Injection 10mg [一般名：ミダゾラム]

ベンゾジアゼピン受容体拮抗剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**フルマゼニル注射液 0.5mg「F」**

FLUMAZENIL Injection [一般名：フルマゼニル]

血圧降下剤

毒薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**ニトプロ 持続静注液 (6mg, 30mg)**

⇒ NITROPRO CONTINUOUS INTRAVENOUS SOLUTION

[一般名：ニトロプルシドナトリウム水和物]

5-HT<sub>2</sub>受容体拮抗型制吐剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>※1)</sup>

**オndanセトロン注 4mgシリンジ「マルイシ」**

Ondansetron Injection 4mg syringe "Maruishi"

[一般名：オndanセトロン塩酸塩水和物]

注1) 注意 - 医師等の処方箋により使用すること

注2) 注意 - 習慣性あり

\* 効能・効果、用法・用量、警告・禁忌を含む使用上の注意等詳細は添付文書をご参照ください。

薬価基準収載

製造販売元

**丸石製薬株式会社**

〒538-0042 大阪市鶴見区今津中2-4-2

【資料請求先】

丸石製薬株式会社 学術情報部

TEL.0120-014-561

2020年10月作成

麻酔・集中治療とテクノロジー 2021 <検印省略>

---

電子版：2021年12月25日 (<http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm>)

印刷版：2022年3月31日 第1版発行

定価（本体 3,000円＋税）

編集者 讚 岐 美智義

橋 本 悟

田 中 義 文

発行者 田 中 義 文

発 行 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

発行所 (株)北斗プリント社

〒606-8540 京都市左京区下鴨高木町38-2

電話 (075)791-6125 FAX (075)791-7290

---

ISBN4-89467-158-1

ISBN4-89467-158-1

C3047 ¥3000E



9784894671584

定価3,300円

(本体3,000円+税10%)



1923047030009

**麻酔・集中治療と  
テクノロジー  
2021**