

# 麻酔・集中治療と テクノロジー 2022

## ●編集

---

浜松医科大学医学附属病院  
集中治療部 部長

土井 松幸

NPO 法人集中治療  
コラボレーションネットワーク

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 2022

●編集

---

浜松医科大学医学附属病院  
集中治療部 部長

土井 松幸

NPO 法人集中治療  
コラボレーションネットワーク

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

2023年2月吉日

第39回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を2021年10月15日(金)から16日(土)の2日間、アクトシティ浜松コンgresセンターにて開催しました。

本学会は1983年に日本麻酔・集中治療コンピュータ研究会として発足し、その後、日本麻酔・集中治療テクノロジー学会と改称しました。発足以来1998年までは浜松医科大学麻酔科が事務局を担当いたしました。浜松医科大学としては1984年に池田和之教授が第2回研究会の会長を務めました。が、37年ぶりの開催となります。

今回のテーマは、「テクノロジーの光と影」です。麻酔・集中治療医学の発展にテクノロジーの進歩が大きく貢献してきたことは申すまでもありません。さまざまな技術が広く普及して医療の安全や質の向上を支えてきましたが、その一方で優れた技術でありながら医療現場のニーズや特殊性に合わせる事ができず消え去った機器も多々ありました。イブニングセミナー「我が社の会心テクノロジーと残念な企画」にて医療機器開発者に技術開発成功例と挫折例を提示していただき、作り手と使い手が意見を交換する機会を提供します。恒例の立食形式の懇親会の代わりとして、イブニングセミナーは飲食付きのスクール形式にて実施します。イブニングセミナーの後に、「テクノロジー学会博士認定クイズ」を行います。回答には「Kahoot!」を利用しますのでスマートフォンをご持参ください。

本学会は小規模ではありますが、麻酔・集中治療領域で医療者と技術者が同じ土俵で議論できる場であり、両者にとって有益な学術集会でありたいと考えています。新型コロナウイルス感染症は未だ終息していませんが、関係者の多くはワクチンの接種を終えている状況を鑑み、リモート参加も併用の現地開催中心の学術集会を実施し、会員・参加者の意見交換の機会をできる限り確保いたします。多くの参加者を浜松にお迎えできるよう最大限の努力をいたします。皆様のご支援を伏してお願いいたします。

第39回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会  
会長 土井 松幸  
(浜松医科大学医学部附属病院 集中治療部部长)

memo:

# 第 39 回日本麻酔・集中治療 テクノロジー学会

The 39<sup>th</sup> Annual Meeting of Japan Society of Technology in Anesthesia

プログラム・抄録集

会期 2021 年 10 月 15 日(金)・16 日(土)

会場 アクトシティ浜松コンgresセンター

会長 土井松幸(浜松医科大学 集中治療部)

## テクノロジーの光と影

浜松医科大学 麻酔科 フォトアーカイブ

富士山 8 合目より

**JSTA39**

memo:

# 目 次

## 第 39 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

### 特別講演：

光技術による未知未踏への挑戦.....	1
原 勉 (浜松ホトニクス株式会社 中央研究所)	

### シンポジウム：

テクノロジーと医療の融合がもたらす次世代 ICU の可能性について.....	6
高木 俊介 (横浜市立大学附属病院 集中治療部) 他	

人工知能の判断を理解する説明可能 AI (XAI) .....	11
大坪 直樹 (株式会社 NTT データ)	

### イブニングセミナー：我が社の会心テクノロジーと残念な企画

Pulse spectrophotometry (PSP) と Capnometry .....	17
小林 直樹 (日本光電工業株式会社 荻野記念研究所)	

テルモ ME 開発の歴史.....	25
橘 康晴 (テルモ株式会社)	

時間分解分光法による臨床用脳酸素モニタ開発の課題解決と 高速脳酸素モニタ製品化への茨の道 .....	31
鎌田 毅 (浜松ホトニクス株式会社 システム事業部)	

### 一般演題 1：

梗塞波形で見られるミラーイメージの解釈.....	36
田中 義文 (京都府立医科大学 名誉教授)	

心臓は圧波動発生装置である.....	41
横山 博俊 (金沢医療センター 麻酔科)	

全置換型人工心臓はどのように作るべきか.....	49
横山 博俊 (金沢医療センター 麻酔科)	

麻酔科医から見た華岡流全身麻酔下手術のノイエス.....	53
土手 健太郎 (愛媛県立中央病院麻酔科・集中治療部) 他	

部材交換作業が簡便で透過視認性を改善した天蓋型飛沫飛散防止シールド.....	56
本地川 裕之 (本地川医院)	

全身麻酔中の脳波の瞬時周波数を解析する Hilbert-Huang 変換解析ソフトウェア HHT Analyzer の開発 .....	60
佐和 貞治 (京都府立医科大学 麻酔科学教室) 他	
一般演題 2 :	
部門システムとスマートポンプ連携の紹介 .....	68
鈴木 祐二 (浜松医科大学医学部附属病院集中治療部) 他	
麻酔記録システム paperChart の使いこなし -10 年後の再訪問- .....	71
中尾 正和 (曙会 シムラ病院 麻酔科)	
TOF-Watch <sup>TM</sup> と比べ, GE 社 NMT モジュール (動作感知型) では TOF 刺激での反応数 (TOF 数) が過大評価されている .....	79
中尾 正和 (曙会 シムラ病院 麻酔科) 他	
3D プリンティングで大血管と下気道を立体造形して腹臥位で分離肺換気を行った 重複大動脈弓の 1 症例 .....	82
重田 惟 (仙台赤十字病院 麻酔科) 他	
手術室におけるストック管理のための情報管理ソフトウェア-ネット及び複数サイト版 .....	85
惣谷 昌夫 (愛媛県立新居浜病院 麻酔科)	
麻酔中バイタルサインチャートのニューラルネットワーク解析 .....	89
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科) 他	
VR 映像による小児患者用手術室入室体験に対する健常成人の視聴体験の検討 .....	93
安藤 貴宏 (名古屋大学医学部附属病院 手術部) 他	
特別寄稿 :	
二酸化炭素中毒について .....	99
佐藤 暢 (鳥取大学名誉教授) 他	
寄稿 :	
中村 純著「物理とテンソル」を読んで .....	107
田中 義文 (京都府立大学名誉教授)	
第 39 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会抄録抜粋 .....	115

# 特別講演： 光技術による未知未踏への挑戦

原 勉

## Abstract

Hamamatsu-city is the birth place of television, invented by Prof. Kenjiro Takayanagi in 1926. He had dreamed of developing something that had not existed ever before. And there was no electronic television system at that time, therefore, he decided to develop television technology.

The first president of Hamamatsu Photonics, Heihachiro Horiuchi, was one of Prof. Takayanagi's students. Horiuchi started the company in 1953 with Teruo Hiruma, who would later become a president. We have therefore inherited Prof. Takayanagi's foresight and his challenging spirit, as well as his technology of photo-electronic conversion.

The successive three presidents of our company (H.Horiuchi, T.Hiruma, and Akira Hiruma) happened to say that the mind of “和 (Wa)” was very important for managing the company. The word “和” has many good meanings, such as peace, harmony, addition, friendship, comfort and Japanese. I think this makes company's atmosphere nice and familiar.

“ True value is not money but new knowledge ” is the philosophy of our company. To this end, the Central Research Laboratory conducts fundamental research in photonics as well as applications of photonics to create new knowledge for 10 to 20 years future. We are doing four categories of research, that is, information photonics & optical measurement, optical material & energy, medical photonics, and bio-photonics. Among these, a research activity on spatial light modulator is mainly introduced here.

## 1. 「和」の心

電子式テレビジョンは1926年、高柳健次郎博士によって世界ではじめて浜松の地で誕生した<sup>1)</sup>。浜松ホトニクス株式会社は、そんな「テレビの父」高柳博士の浜松高等工業学校（現 静岡大工学部）の門下生であった堀内平八郎（初代社長）が、同窓の晝馬輝夫（前社長）らとともに1953年に設立した会社である。以来、弊社は、高柳博士からその先見性とチャレンジ精神とともにテレビジョンの基本技術である光電変換技術を受け継ぎ、幾多の光センサーを世に送り出し、光に特化した研究開発型企業として成長をしてきた。

我が社では、経営トップが将来の夢や哲学を簡潔な言葉で語り、その実現のために率先して行動し、その夢や哲学に共感した従業員は目標に向けて頑張りを発揮し、現在の会社を作り上げてきた。そして、偶然にも経営トップ三代は「和」の精神で夢を実現しようとしたようである（図1）。すな

浜松ホトニクス株式会社 中央研究所



図1. 「和」の心

真の価値は金(かね)ではない。新しい知識だ。

緊急ではないが、将来に重要となることをやる。

「人類には知らないことと分からないことが無限にある。」

光を使って未知未踏領域を開拓することで、人類にとって役に立ち、生き様を変えるような新しい産業を創成する。

光情報処理・光計測  
光材料・エネルギー  
健康・医療  
光バイオ



図2. 真の価値は新しい知識



図 3. 光情報処理・光計測分野の研究テーマ

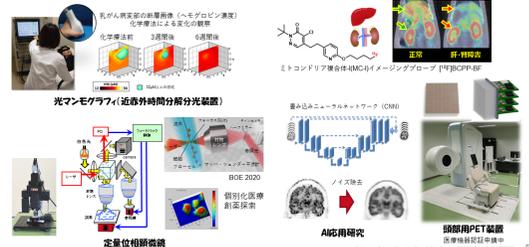


図 5. 健康・医療分野の研究テーマ

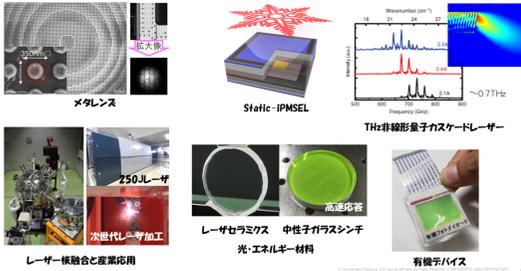


図 4. 光材料・エネルギーの研究テーマ

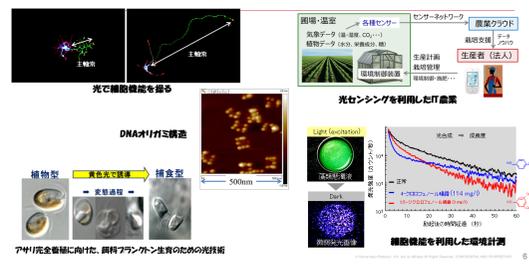


図 6. 光バイオ分野の研究テーマ

わち、社長室に「和」の書を掲げて企業経営の心得は良好な人間関係を保つことだと語り（堀内初代社長）、いろいろ違うものがあってもそれらに対立させず仲良くやることで新しいものが生まれてくと「和をもって貴しとなす」の説明とし（書馬輝夫前社長）、従業員みんなの総合力として会社を成長させていくために「和の心」を大事にするこの重要性を語ってきた（書馬明社長）。

## 2. 真の価値は新しい知識

『真の価値は金ではない、新しい知識だ』我が社の哲学である。それを具現化するために1990年、中央研究所を開設した<sup>2)</sup>。また経営トップの研究に対する思いは「緊急ではないが、将来に重要となることをやる」である（図2）。我々は、10年後、20年後を見据え、特に、光情報・計測分野（図3）、光材料・エネルギー分野（図4）、健康・医療分野（図5）、およびバイオ分野（図6）において新しい知識を獲得するため、光に関する基礎研究および応用研究を進めている。

ここでは、研究開発の具体例として、筆者が長年に亘って関わってきた光情報処理のキーデバ

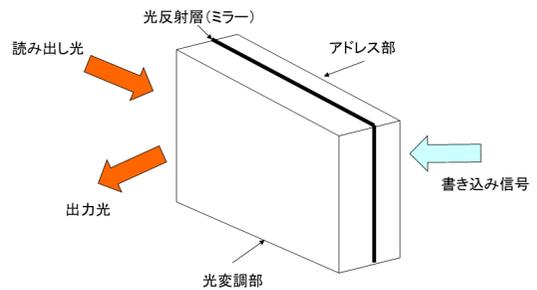


図 7. 空間光変調器とは  
光アドレス型と電気アドレス型

イスである空間光変調器を中心に述べさせていただく。

## 3. 空間光変調器の研究開発

光情報処理（光コンピューティング）の研究は1970年代に始まり、80年代、90年代にピークを迎えた。そこでは、空間光変調器がキーデバイスと考えられ、世界中で100種類を超える空間光変調器が研究開発されてきたが、実際に使えるレベルに至ったものは少なかった<sup>3)</sup>。

空間光変調器（Spatial Light Modulator: SLM）は図7に示すように、2次元の光の位相・偏波面・振幅・強度の分布を、書き込んだ情報によって変

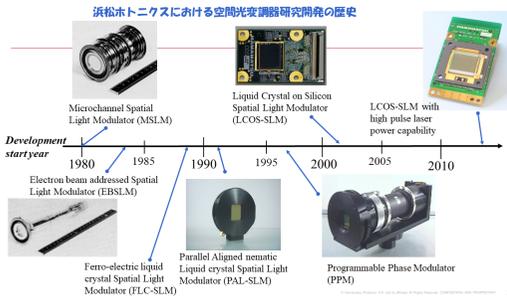


図 8 . 空間光変調器の研究開発の歴史



図 9 . LCOS-SLM の構造と特徴

調させるデバイスで、一般的にアドレス部と光変調部から構成される。つまり、書き込み情報により光変調部の光学的特性を変化させ、その変化に応じて読み出し光が変調され、書き込み情報を反映した出力光を得ることができる並列 3 端子デバイスである。

図 8 に空間光変調器の研究開発の歴史を示す。我々はまず、1980 年に光電面をアドレス部とし、光変調部として電気光学結晶板 (LiNbO<sub>3</sub>) から構成される真空管方式の空間光変調管 (MSLM: Microchannel Spatial Light Modulator) の研究を開始した。MSLM はマサチューセッツ工科大学 (MIT) の Cardinal Warde 教授によって提案されたもので<sup>4)</sup>、高感度であり、かつメモリー機能を有し、デバイス内部で演算処理も可能な多機能デバイスである<sup>5,6)</sup>。開発が完了した時には世界でも数少ない“使える空間光変調器”だったため、国内外の多くの研究者が MSLM を入手して研究を進め、1980 年代後半から 1990 年代にかけて国

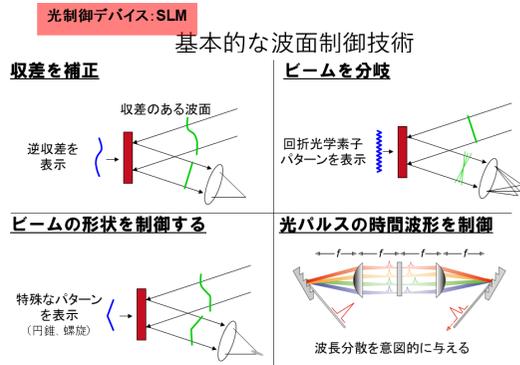


図 10 . 空間光変調器の主な機能

内外での光情報処理研究の発展に貢献した。

次に 1991 年に、実用性も考慮してアモルファスシリコン (a-Si) をアドレス部として用い、液晶分子を基板に平行に配向したネマチック液晶層を光変調部とした光アドレス型の平行配向液晶空間光変調器 (PAL-SLM: Parallel Aligned Nematic Liquid Crystal Spatial Light Modulator)<sup>7)</sup> の開発を開始した。PAL-SLM は読み出し光の位相だけを 2 次元的に  $2\pi$  ラジアン以上変調することができ、理論限界に近い回折効率を有するデバイスである。このデバイスは 2001 年に電子管事業部に技術移管し製品化することができた。

引き続き PAL-SLM と LCD(液晶ディスプレイ) をファイバプレートあるいは光学レンズで光学結合し、電気アドレス型とした PPM(Programmable Phase Modulator)<sup>8)</sup> を製品化した。

さらに 2002 年頃から、PAL-SLM の純粋な位相変調が可能である特長を踏襲し、産業用途を見据えて、アドレス部を CMOS 回路、光変調部を液晶とする LCOS 型空間光変調器 (LCOS-SLM: Liquid Crystal on Silicon Spatial Light Modulator)<sup>9)</sup> の研究開発を進めた。図 9 に LCOS-SLM の構造と特徴を記載した。このデバイスは 2009 年に固体事業部に技術移管し、現在は新しく組織されたレーザー事業推進部の主力製品となっている。

図 10 に空間光変調器の主な機能を示す。最近では、LCOS-SLM の波形制御の機能を使うことで、レーザー加工、レーザー顕微鏡などの具体的な



図 11 . 吾唯足知

応用分野が広がっており、ユーザーも研究機関から企業へと変化してきている。最近では、事業部との協業によって CMOS 回路と光学薄膜を新規に設計することにより、従来の 10 倍の耐光性を有する LCOS-SLM が完成し、大出力レーザー加工への応用が広がっている。現在は更なる耐光性向上を目指し大面積化に挑戦している。今後ビジネスとしてのさらなる発展が楽しみである。

#### 4 . 吾唯足知

京都にある、石庭で有名な龍安寺の『蹲踞』のことを知った。図 11 のように、上から見ると古銭の形をしていて、中央の水穴を「口」の字に見立て、周りに刻まれた四文字と共用して読むと「吾唯足知(われただたるをしる)」となり、禅の格言を表しているのだそう。これとよく似た言葉に「少欲知足」がある。偶然読んだ新聞のコラムに、これを英語でどのように訳せばよいのかを、ある高僧に尋ねたところ即座に「Sustainable」と答えた、とあった。

このように昔から日本には「Sustainable」という考えはあったようだが、残念なことにいまの世界の生き様は決して「吾唯足知」ではないようである。我々が様々な欲望を満たそうとした結果として、複合的な原因によっておこる地球規模の諸問題 環境問題、資源の枯渇、感染危機 が表面化し、さらに食糧、高齢社会、健康、エネ

#### 浜松を光の先端都市に

浜松光宣言2013

2013年6月11日



図 12 . 浜松光宣言

ルギーの問題も深刻で、我々の社会は将来に向けて持続が困難な状況となっており、最近では、SDGs<sup>1</sup>や ESG<sup>2</sup>の言葉が飛び交っている。ありがたくない話だが、わが国はこれらの問題の先進国である。ただ、このことを少し楽観的に考えると、やがて世界中の国が同じ問題を抱えていくわけだから、これらの問題「解決」を我々が日本で産業的に実証できれば、その知識や技術は、世界規模の大きなビジネスに繋がることになりそうだ。

人類には知らないこと分からないことが無限にある。今後も弊社は“光のパイオニア”として未知未踏の領域を追求しつつ、培ってきた光技術をさまざまな分野へ最大限に活かし、人類、社会の発展に寄与していきたいと考えている。

#### 5 . 浜松光宣言

2013年6月11日に、“浜松を『光の先端都市』に～浜松光宣言 2013”の調印式が、静岡大学 伊東学長、浜松医科大学 中村学長、光産業創成大学院大学 加藤学長および浜松ホトニクス 晝馬社長の四者により浜松市内のホテルで執り行われた(図 12)。光には無限の可能性があるが、人類は未だ、そのほんの一部しか利用していない。光の本質を解明すること、そして光を自由に操ることへの挑戦を続けることこそ、光科学と光産業を共に発展させる駆動力である、というこれまでの弊社の経営トップの考えを、浜松に“光の拠点”をつくることで大きく発展させたい、との思いがこの宣言に込められている。

<sup>1</sup>SDGs: Sustainable Development Goals (持続可能な開発目標)

<sup>2</sup>ESG: Environment Social Governance

世界トップレベルの光の研究開発を進めて、それを産業に結びつけることで、世界中の光の研究者・技術者に、浜松に一度は行くべきだと考えてもらえる拠点となりたいものである。前述のとおり 1926 年に浜松の地にテレビジョンが誕生した。それから 100 年後の 2026 年に、光の先端都市浜松で“何か”が誕生するように一層頑張りたいと思う。

### 参考文献

1. 高柳健次郎：テレビ事始，(有斐閣)。
2. 中央研究所 20 年史，浜松ホトニクス株式会社 2009 年 12 月。
3. 辻内順平，黒田和男 他 編集: 光学技術ハンドブック (朝倉書店)，pp.314-320 (2002)。
4. C.Warde, A.D.Fisher, D.M.Cocco and M.Y.Burmawi: “Microchannel Spatial Light Modulator,” *Opt.Lett.*, 3, pp.196-198 (1978).
5. T.Hara, M.Sugiyama, and Y.Suzuki: “A Spatial Light Modulator,” *Adv.Electron.Electron Phys.*, 64B, pp.637-647 (1985).
6. T.Hara, Y.Ooi, Y.Suzuki, and M.H.Wu: “Transfer characteristics of the microchannel spatial light modulator,” *Appl.Opt.*, 28, pp.4781-4786 (1989).
7. N.Mukohzaka, N.Yoshida, H.Toyoda, Y.Kobayashi, and T.Hara: “Diffraction efficiency analysis of a parallel-aligned nematic-liquid-crystal spatial light modulator,” *Appl.Opt.*, 33, pp.2804-2811 (1994).
8. Y.Igasaki, F.Li, N.Yoshida, H.Toyoda, T.Inoue, N.Mukohzaka, Y.Kobayashi, and T.Hara: “High Efficiency Electrically-Addressable Phase-Only Spatial Light Modulator,” *Opt.Rev.*, 6, pp.339-344 (1999).
9. T. Inoue, H. Tanaka, N. Fukuchi, M. Takumi, N. Matsumoto, T. Hara, N. Yoshida, Y. Igasaki, Y. Kobayashi, “A reflective LCOS spatial light modulator controlled by 12-bit signals for optical phase only modulation,” *Proc. SPIE 6487*, 64870Y (2007).

## テクノロジーと医療の融合がもたらす次世代 ICU の可能性について

高木 俊介\* † ‡ , 小松田 卓也\* † ‡ , 南部 磨雄\* † ‡ ,  
根本 貴志 † ‡ , 田端 篤 † ‡

### 遠隔 ICU と AI の必要性について

集中治療分野はヒト、ハコ、モノという概念が重要であり、病床、スタッフ、医療機器が充足されていて、十分な医療が提供できると言える。現在のコロナ禍において、集中治療の重要性が認識されるとともに、災害時において本邦の集中治療提供体制の脆弱性や、通常医療と災害時医療を平行して進める事の難しさが浮き彫りになったと言える。重症患者に慣れていないスタッフがコロナ患者の挿管管理、ECMO 管理をする事へのリスクや精神的な負担は計り知れない。こうした状況を軽減する方法として、遠隔 ICU にも注目が集まっている。遠隔 ICU システムがサポートすることにより、集中治療の専門的なサポートに加えて、個室患者に対しては患者状態や呼吸器状態の把握などが可能となり、感染リスクの削減、感染防護服の使用削減などに繋がっていく。重症患者が増えてきている中、複数患者を統合して一括で管理することで、病床の適正利用、医療の標準化などのメリットも期待されている<sup>1)</sup>。

横浜市立大学では、横浜市立大学附属病院が中心となって、4 病院の集中治療室と連携して遠隔 ICU を構築している。医師、看護師、医師事務作業補助者のチームで 60 人近くの患者のサポートを行なっている。複数患者を同時に管理する上では、重症度のトリアージをして優先順位をつける事が欠かせない。医師事務作業補助者により、APACHE II や SOFA スコアの入力を行い、患者優先度の把握が可能となっている。しかし、これらのスコアは頻回に更新できるものではないため、より経時的な変化を追う事が重要である。こうし

た患者重症度の経時的な変化を判定することを人工知能 (Artificial Intelligence: AI 以下 AI と称す。) に期待されている。ICU における AI の活用は急変の未然の予測、複雑な症例においての最適治療の提案、診断にかかる時間の短縮などが挙げられる。医療の効率化をした結果、医療従事者が患者と接触する時間や自身の研鑽や経験を積む時間を増やすことに繋がる<sup>2)</sup>。実際の事例として Sentara ヘルスケアでは、患者が敗血症を発症するリスクがある患者を判定する AI を導入して評価を行った。AI モデルにより、医療従事者が見過ごすリスクを減らす可能性があるという報告がされている<sup>3)</sup>。このような AI モデルを開発するためには、医療従事者が気づいていない患者をいかに気づかせるか、重症度が過小評価されている患者にいかくに注意を向けるかといった点を意識する必要がある。AI モデルの開発の考え方も、近年、以前のアルゴリズム中心の考えから、データの質を重要視する方向に変化してきている。つまり、AI モデルを開発するプロセスは、臨床現場での記録の段階から始まっていると言える。医療従事者が正確な評価を正確なタイミングで記録をすることでデータの質を担保することが求められている。また、正確なモデル構築に加えて、臨床現場の人間が求めている目的に合わせたモデル構築の重要性や最終的に普及するために医療経済的な評価も重要となってくる<sup>4)</sup>。AI モデルを構築することがゴールではなく、現場での実装も考慮した形でのモデル構築が重要である。何のために、何を解決するためのモデルなのかを意識してモデル構築に取り組んでいくことが求められていると思われる。

\*横浜市立大学附属病院 集中治療部

†特定非営利法人 集中治療コラボレーションネットワーク

‡株式会社 CROSS SYNC

## ICUにおけるAIを用いた 取り組みについて

我々の研究開発チームでは、患者の重症度を自動的にトリアージする取り組みを進めている。バイタルサインや患者画像を用いて、機械学習による患者の重症度トリアージの自動化の仕組みの開発を行なっているので紹介をする。こうした仕組みが遠隔ICUに融合するメリットは大きい。現在取り組んでいる解析の一つに、意識状態の自動判定の取り組みを行なっている。我々が意識状態の判定に取り組んでいる目的は、National Early Warning Score (NEWS)の自動化にある。急性期医療現場で用いられているNEWS<sup>5)</sup>はバイタルサインと酸素の投与有無、意識レベルによって算出される重症度のスコアリングである。その中で医療従事者がマニュアルで判定する必要がある意識レベルを自動化することを試みている。NEWSにおける意識レベルのスコアリングはAlertなのかVerbal, Pain, Unresponsiveという2値に分類される。つまり、意識清明なのかそうでないのかという2分類をすることが重要となってくる。そのためのステップとして、眼の開閉を自動判定する研究を行なっている。当院の集中治療室のベッド上には100万画素で4fps(1秒間に4枚)で患者さんの録画を行なっている。これらの画像を用いて眼の開閉に関してアノテーションを行い、物体検知のアルゴリズムを用いて解析を行った。解析には153名の患者データから、患者毎に60枚で計8726枚の画像を用いた。様々なアルゴリズムを用いて眼の開閉を検知するモデルを構築した結果、faster R-CNN (Regions with Convolutional Neural Networks)を用いたモデルがmAP (mean Average Precision)が0.90と高値であった。構築した眼の開閉モデルを用いて、医療従事者の評価した意識レベルとの一致率を評価した。モデルと医療従事者による評価の正確度は83%と高い結果が得られた。一方で判定が上手くいかなかった症例を画像で確認したところ、開眼しているがそわそわしている、落ち着きがないといった様子が

見られた。このような患者に対しては医療従事者とAIによる判定には乖離が生じてしまうと考えられた。そのため、今後、正確な判定を行うには解析アルゴリズムの中にせん妄の要素を入れる必要があると考えている。

## テクノロジー (アプリケーション) の 現場導入について

遠隔ICUという医療モデルはテクノロジーを駆使した診療支援モデルと思われるが、実際には人と人との連携の要素が非常に強く、遠隔ICUを成功にもたすためには、病院間の信頼関係の構築が欠かせない。現状の遠隔ICUに新たなテクノロジーが融合していくことで、重症患者の選択の効率化や病院間の円滑なコミュニケーションに伴うスタッフ間での信頼関係の向上などが期待される。我々は新たなテクノロジーとしてスマートフォンアプリケーションの導入を検討している。そのために、新たなテクノロジー導入に関するユースケースの明確化が必要となる。ユースケースの作成にはUXデザインプロセスに準じた進め方を用いている。UXデザインプロセスは現場の理解、共感からアイデアを創出し、プロトタイプの開発とテスト、計測分析という手順で行う<sup>6)</sup>。そのために、現場医師のシャドーイングとヒアリング、ユースケース集作成、効果見積りを行った。現場シャドーイングは8:30-17:00の時間帯で医師の行動を5W1Hで観察をした。(図1参照)

収集した記録は84項目あり、その行為の中でアプリケーションによりサポートできると思われる業務のうち、65.1% (63分中41分)削減できる見込みであった。今回の取り組みでは労務効率化に焦点を当てた評価であったが、今後、アプリケーションの導入に際して、どのようなアウトカムに設定するかにより評価の方法は変わってくると思われる。こうした医療現場の運用に入り込む際には、医療の質改善、病院経営の向上、労務効率の改善の3種類のアウトカム設定がある。これらを

#	When		Where	How	Who		
	From	To			To/From	With	
#	開始時刻	終了時刻	作業/会話の場所	情報収集手段	To/From	話相手	
番号対応表			1. ICU フロア 2. カンファ室 3. ICU ベッドサイド 4. 他病棟(HCU) 5. 控室	1. 電話 2. 口伝		1. 看護師 2. 主治医 3. ICU医師 4. 電カル 5. 部門 6. その他  詳細	
What						Why	意思決定
対象患者	緊急度	取得情報	媒体利用有無	患者生体状態収集要否 (実績)		なぜ	
ICU: ベッド番号 ICU以外: 場所+病名	1. 高 2. 中 3. 低	1. バイタル(モニタ) 2. 目視 (直接) 3. 目視 (画像) 4. 身体診察	1. 電カル 2. 部門 3. ベッドサイドモニタ 4. 機器類 5. 紙メモ	◎:生データを収集していた ●:評価情報(重症度、病名等)を収集していた △:事前に収集していた/頭の中に入っていたため、収集していない ×:収集する必要なし		1. 急変 2. 予兆 3. 共有 (定期) 4. 相談	1. 投薬 2. 処置 3. ベッドコントロール 4. 検査

図 1 シャドーイングにおける 5W1H の観察項目

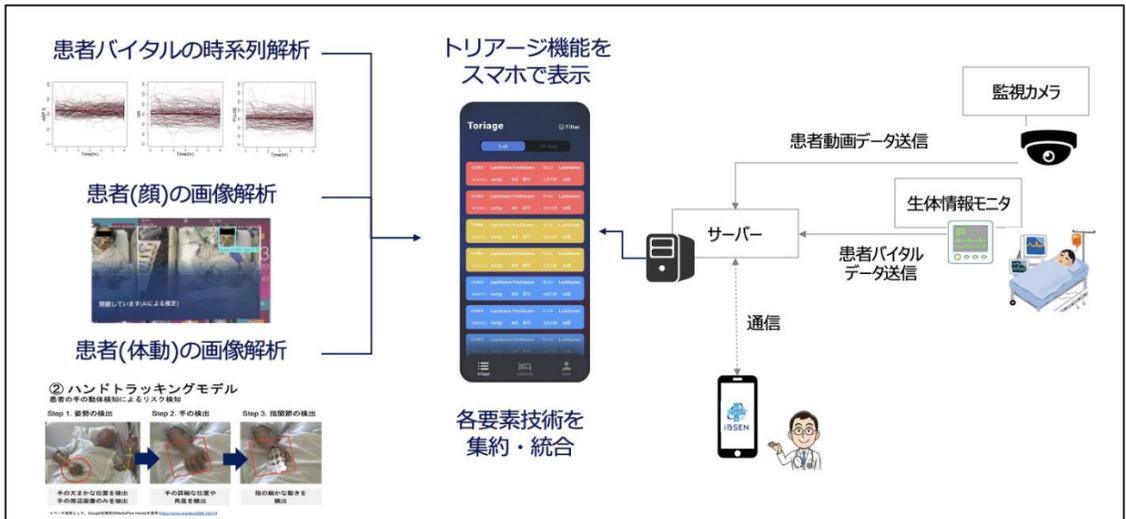


図 2 医学と情報学と工学の融合したアプリケーション

設定した上で、調査をすることの重要性と、アプリケーションを現場に導入した上で、現場でのヒアリングによるニーズ抽出とそれを元にした開発を繰り返すプロダクトアウトの考え方も重要である。

我々が最終的に開発しているソリューションは医療のナレッジを元にしたアルゴリズムを現場で実装するアプリケーションである。(図2参照) そのため、医学と情報学と工学の融合が必要で

あり、そのための課題を整理して現場で実装していくことが求められる。

### データ標準化事業について

本取り組みのように患者データを収集して AI モデルを構築するためには、多くのデータが必要となる。しかし、各施設の ICU に導入されている重症系部門システムは類似であるが、薬剤表記、記載項目、入力項目など標準化がまだまだされてい

ないのが現状である。また、ICUにおける観察項目や指示の記録などを電子カルテや部門システムに記録する際にも、時間軸が異なっているという課題がある。実際に指示を出した時間と処置をした時間の相違があるため、これらをモデルに取り入れる際には、実際の介入のタイミングと異なったまま解析がされてしまうことになる。AIに解析をさせるためのデータが間違っているまま、解析に進んでしまうことで精度の低いモデルになるリスクがある<sup>7)</sup>。さらに、システムの観点から進めるべき標準化の項目は、用語・コード・電文・通信(=システム接続)・文書・画像(=コンテンツ)・モデル・構造(=診療録)・ユーザーインターフェース(=操作画面)・アプリケーションの挙動(=ソフトの画面遷移)など多岐に渡る。これらの課題を解決するために、急性期領域における標準化の取り組みを行なった。ICUにおいて用いられている医療機器のデータ(バイタルサイン、血液ガス検査、血算、血液凝固検査、血液性化学検査、人工呼吸器関連)のサンプルデータを収集して、構成する概念を分析して情報モデルについて検討した。これらを集中治療医学会が定める標準用語集を参考にして、データ収集のための統制用語集を作成した。今後、医療現場で多施設間でのデータベースを収集していくためには、学会と連携していきながら進めていく必要がある。集中治療領域における医療データの標準化を担う組織としてNPO法人集中治療コラボレーションネットワークを設立して、活動を開始した。データ標準化は非常に長い道のりになるが、今後、集中治療領域でのデータ利活用は患者アウトカムの改善に繋がる取り組みのため、データ標準化に関する普及活動を継続していく<sup>8)</sup>。

## 参考文献

1. 日本集中治療医学会一般社団法人. 我が国の集中治療医療提供体制を強靱化するための提言. 2021.
2. Lovejoy, C. A., Buch, V. & Maruthappu, M. Artificial intelligence in the intensive care unit. *Crit. Care* 23, 7 (2019).
3. Hafner, K. Could artificial intelligence prevent sepsis in hospital patients? Sentara thinks so. Aug.9 <https://medicalxpress.com/news/2019-08-artificial-intelligence-sepsis-hospital-patients.html> (2019).
4. Peng, L. Building AI models for healthcare (ML Tech Talks). <https://www.youtube.com/watch?v=UZEstizNxxkg&t=740s> (2021).
5. Badr, M. N., Khalil, N. S. & Mukhtar, A. M. Effect of National Early Warning Scoring System Implementation on Cardiopulmonary Arrest, Unplanned ICU Admission, Emergency Surgery, and Acute Kidney Injury in an Emergency Hospital, Egypt. *J. Multidiscip. Healthc.* 14, 1431-1442 (2021).
6. Ux-jump. UX デザインを行う上で重要な6つの基本プロセスと手法について解説. <https://ux-jump.com/ux-process> (2021).
7. 克善増田. 医療・ヘルスケアも「サイバーフィジカルシステム」の仕組みへ. (2019).
8. 高木俊介, 橋本 悟, 集中治療コラボレーションネットワーク (ICON) について. *Lisa* 28, (2021).

## ABSTRACT

The potential of next-generation ICU brought about by the fusion of technology and medical care

Shunsuke Takaki<sup>1)2)3)</sup>, Takuya Komatsuda<sup>1)3)</sup>, Yuma Nambu<sup>1)3)</sup>, Takeshi Nemoto<sup>3)</sup>, Atsushi Tabata<sup>3)</sup>

AI model is necessary for Tele-ICU because much patients are monitored at the same time. Building an AI model is not the goal, but it is important to build a model in consideration of implementation in the field. It seems that it is necessary to work on model construction while being aware of what the model is for and what the model is for solving. The solution we are developing is an application that implements algorithms based on medical knowledge in the field. For that purpose, it is necessary to integrate medicine, informatics, and engineering, and it is necessary to organize the issues for that purpose and implement them in the field. In the future, data utilization in the intensive care area will lead to improvement of patient outcomes, so we will continue dissemination activities related to data standardization.

**Keyword:** Tele-ICU, Artificial Intelligence, Object detection, Standardization of ICU

1) *Yokohama City University Hospital Department of Critical Care Medicine*

2) *NPO corporation Icu Collaboration Network*

3) *CROSS SYNC. Inc.*

**Address:**

236-0004

3-9 Fukuura Kanazawaku Yokohama City Kanagawa Prefecture Japan

# 人工知能の判断を理解する説明可能 AI (XAI)

大坪 直樹

## はじめに

昨今の目覚ましい技術革新により、人工知能 (AI) はあらゆる分野で人間を凌駕するほどの成果を上げるようになった。特に医療分野においては、医療画像の解析や、電子カルテからの情報抽出など国内外で数多くの研究成果が公表されており、今後ますます増加していくものとみられる<sup>1,2)</sup>。しかしながら、AIの仕組みはブラックボックスであり、結果に対する根拠の理解が難しいことが活用の障壁として懸念されている。近年、その解決に寄与する技術として、説明可能な AI(XAI) に注目が集められている。本稿では、説明可能な AI がどのような技術であるか概説する。

## AIの仕組み

数多くの成果事例から期待が高まっている AI であるが、その仕組みについて今一度振り返る。AI は、処理対象となる画像や数値などのデータ

を入力して、目的に応じた計算値や判定結果を得るものと言える。これは AI にしかできないことではなく、一般的なコンピュータプログラムでも実現可能である。AI とコンピュータプログラムの違いは結果を得るまでの過程にある。この違いを理解するための簡単な例として、猫を判別するシステム (図 1) を考える。コンピュータプログラムの場合、脚が四足歩行であるか、目が前向きであるか、尻尾が長いかといった複数の条件を考えて、それら全てに合致するときに猫とみなすような判定処理を行う。いわゆるルールベースの判断過程を経ているが、判断が分かれる基準 (尻尾が何 cm 以上のとき猫であるか、など) は人間が設定する必要がある。一方 AI の場合、事前に用意した十分な数量の猫と猫以外のデータを取り込むことで、AI は「猫らしさ」と「猫らしくなさ」の傾向を見出し、AI 内部の判断条件 (パラメータ) を更新していく。そのように更新を繰り返した AI は、具体的な判断条件を人間が設定しなくても猫



図 1 猫を判別するコンピュータプログラムと AI の仕組みの違い

かどうか見分けることが可能となる。実際に取り組む問題は猫の判別よりも遥かに複雑であることから、膨大な条件を漏れなく正確に人間が設定することは不可能に近い。近年の技術革新によって判別精度も高まっていることから、複雑な問題への AI 活用は無くしてはならないものへとつつある。

### AI の課題と取り巻く状況

高度な問題の解決に資する AI であるが、その利用においてはいくつか課題がある。特に重要な課題として、処理のブラックボックス性がある。複雑な内部ロジックを持つ AI は、入力データの何にもとづいて結果が得られたものであるか理解することは難しい。例えば、自然言語処理のタスクで優れた成果をあげている深層学習 AI の BERT では 1 億近い内部パラメータを保持しており、その過程をひとつずつ辿って人間が解釈することは

不可能と言える<sup>3)</sup>。AI が何故その判断に至ったのかを対外的に示すことは非常に困難であることから、患者等への説明が必要な医療の分野では特に AI 活用のハードルは高い。

ブラックボックス性をはじめとした AI の課題に対して、さまざまな規制や解決を図る取り組みが世界中でみられている。米国の国防高等研究計画局 (DARPA) では、人間が解釈しやすい AI に関する研究がさまざまな領域において取り組まれている<sup>4)</sup>。一方、欧州では AI 倫理指針を掲げており、柱のひとつとして説明責任が据えられている<sup>5)</sup>。日本においても「人間中心の AI 社会原則」の考え方を踏まえて、各府省庁にて指針やガイドラインが取り纏められている (図 2)<sup>6)</sup>。そこでは、公平性・説明責任・透明性 (FAT) の観点があげられており、AI を人間が解釈できることが重要視されている。

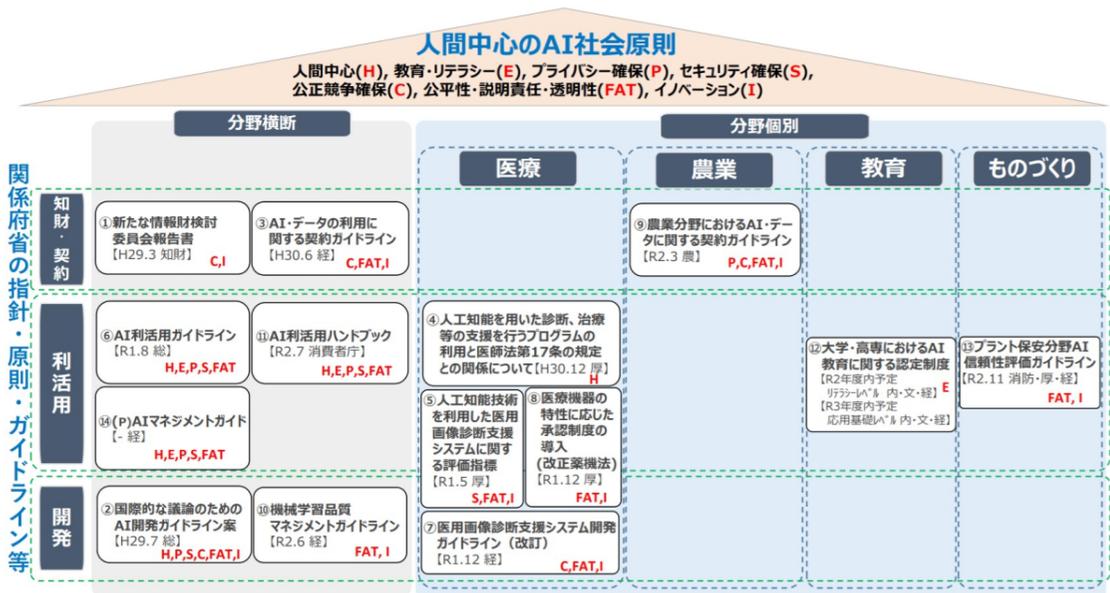
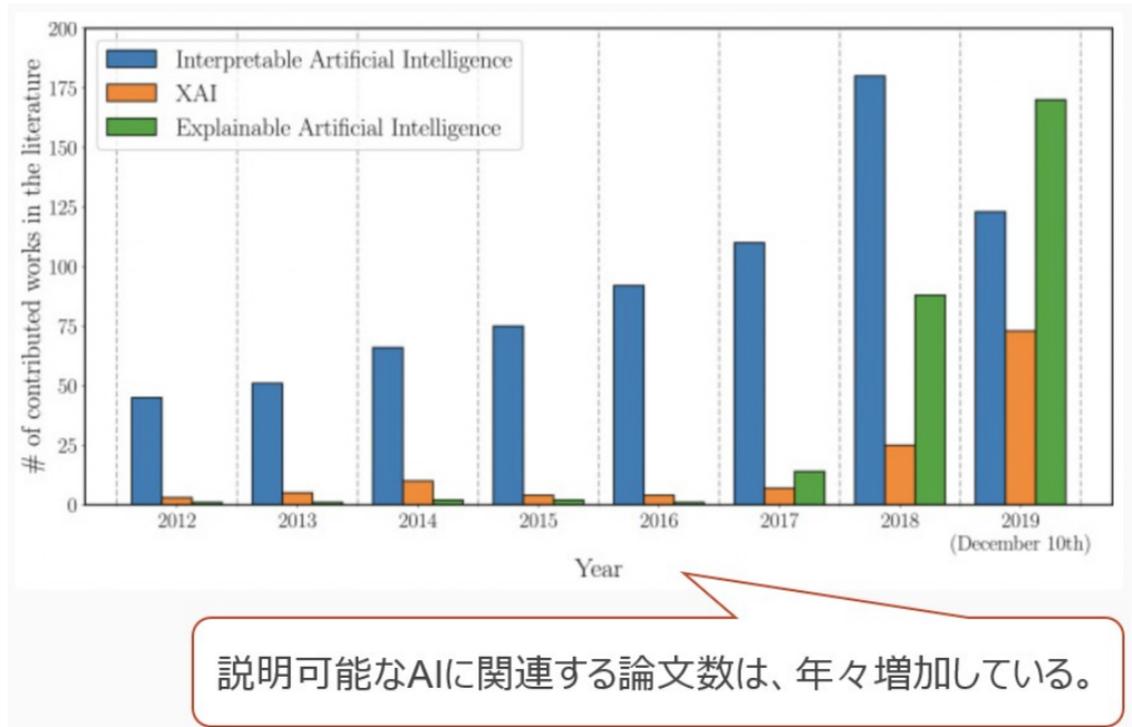


図 2 人間中心の AI 社会原則と関係府省の指針・原則・ガイドライン等

### 説明可能な AI

AI を解釈することへの機運が高まっているなか、解決に資する技術として説明可能な AI(XAI) に注目が集まっている。XAI は AI が出す結果を

人間が理解するためのインターフェースとなる技術の総称であり、2010 年代における発表文献数を見ても右肩上がり増加していることが分かる<sup>7)</sup>(図 3)。



説明可能なAIに関連する論文数は、年々増加している。

図 3 説明可能な AI に関する発表文献数の推移

XAI の仕組みを理解するために、まずは前提となる AI の違いを先に知ることが望ましい。一言に AI といっても、その解釈の難易度には差がある。例えば、古典的な AI である決定木は、ある条件を満たすか否かを判定する分岐を樹状に広げていくことで結果をふるい分けする。分岐数が一定程度に収まる場合、精度を追求することは難しいものの、どのような判断過程を経て結果が得られたか理解することは容易である。一方、多層パーセプトロンのような複雑な AI では、入力に応じて出力が切替わるニューロンが数十、数百層と連なって最終的に高精度な結果を出力する。その代わりに、入力から出力までの過程を辿ることは非常

に困難となる(図 4)。

XAI の基本的な構想は、多層パーセプトロンのような複雑な AI を用いて精度追求を行うが、人間が解釈するインターフェースとして決定木などの単純な AI を併用するものである。これによって複雑な問題に対しても十分な精度の成果を得つつ、かつ同時に、人間にとっての解釈性の確保も両立することが期待できる。

### 説明可能な AI の種類

XAI は様々な方式が研究・提案されているが、その用途や手段によって異なる特徴が見られる。

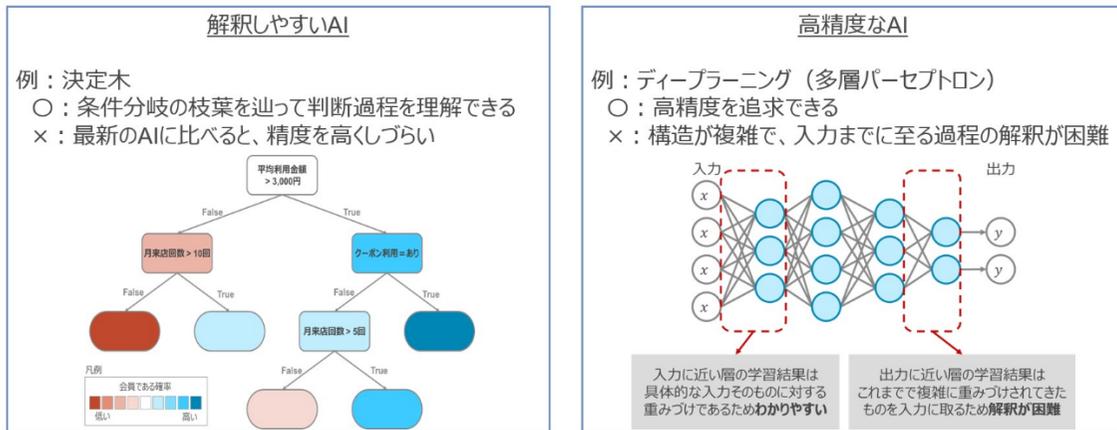


図 4 AIの種類による精度と解釈性の違い

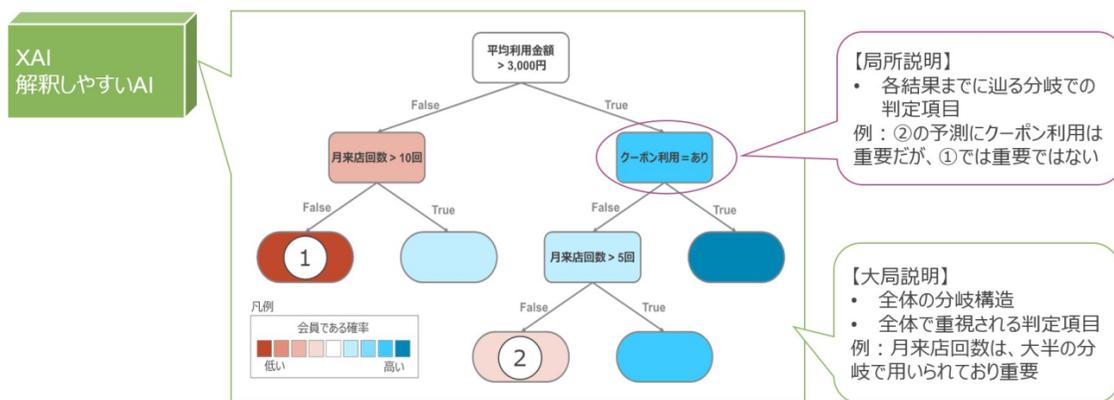


図 5 大局説明と局所説明

XAIにおける大きな違いとして、大局説明と局所説明がある。大局説明とは、AI全体の判断構造を把握することやデータ全体で重視している要素を理解することを目的とするものである。これに対し局所説明とは、入力データ一つひとつについて結果に強く影響を及ぼす要因を提示するものである。例えば、決定木によって説明を行うXAIであれば、木構造の全体像が大局説明となり、末端に至る各分岐の判定条件が局所説明となる(図5)。

大局説明と局所説明の違い以外にも様々な違いがあり、あるXAI技術では重視される特徴量を列挙して説明を行う<sup>8)</sup>が、別のXAI技術では強い影響力を持つ学習データそのものを示すことで

説明を行う<sup>9)</sup>。

### 説明可能なAIの具体例

多種多様なXAIが提案されているためすべてを詳細に理解することは難しいが、多くの場面で活用される汎用性の高い技術は普及が進み理解が広がっている。本稿では、代表的なXAI技術であるLIME<sup>10)</sup>について紹介する。LIMEはLocal Interpretable Model-agnostic Explanationsの略であり、AIの種類に関わらず局所説明を行う仕組みを持つXAIである。例として、2つの入力(x1とx2)から複雑な計算を経て判定結果(正値と負

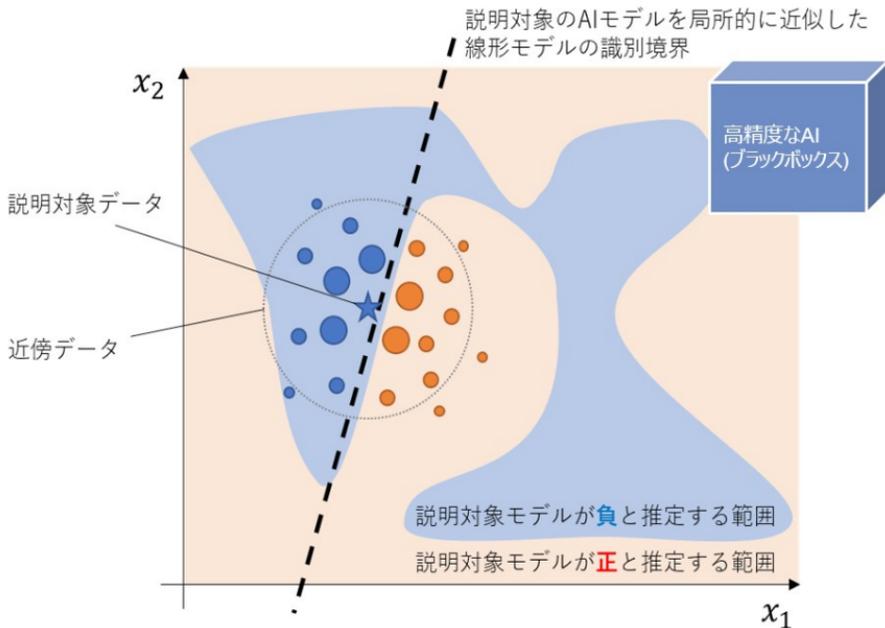


図 6 2つの入力軸と AI 出力の関係図，および，LIME による近似直線



図 7 LIME による局所説明の例

値) を出力する AI を考える。  $x_1 \cdot x_2$  の入力を平面図で表すと、AI 出力は入り組んだ境界によって負値 (池の領域) と正值 (丘の領域) に分けられる (図 6)。AI に入力されるデータは平面上の 1 点として表され、その 1 点の周辺での境界を理解することが局所説明となる。LIME の場合、説明対象データの周囲に疑似データを散りばめ、それらの予測傾向から近似的な直線を引き、各入力 ( $x_1, x_2$ ) に係る重みを計算する。説明対象データにおける各入力の重要度は、近傍直線の重みによって定量的に理解することが出来る (図 7)。また LIME は、表データだけでなく画像やテキストに対しても同様の仕組みにより重要な画像領域や単語などを提

示することが可能である。

### 実務への適用

医療の現場で XAI がどのように役立つ可能性があるか考える。例えば ICU での AI 活用を考えると、患者の映像やバイタルなどの各種観測データからリアルタイムに計算して重症化が見込まれる場合にアラートをあげる AI システムをイメージすることが出来る。AI は過去データから学習した結果にもとづき問題ありの場合にアラートをあげることが出来るが、具体的にどの観測データに問題があるかを把握することは難しい。そこでこのシステムに XAI を組み合わせると、XAI は

アラートに対して重要度の高いと捉えているかヒントを提示する．これによって、アラートを受け取った後の処置をよりスムーズにつなげることが期待される．

### まとめ

本稿では、近年注目を集める説明可能な AI(XAI) について、基本的な理解を整理した．昨今の事例では高精度で複雑な AI が活用されることが多いものの、結果の解釈が難しいという課題があった．XAI はその解決に寄与しうるものとして、さまざまな方式が研究・提案されている．その基本的な仕組みは、複雑な AI に解釈しやすい AI と組み合わせるものであり、精度の追求と人間の解釈性の両立を目指すことが出来る．今後、実務への AI 活用が進んでいく中で人間の解釈性は優先度が高く捉えられると推察されるが、その解決として XAI 適用が広がっていくことが期待される．

### 引用文献

1. 日本経済新聞「スマホに医師並みの「目」 Google, AI で皮膚病判定」  
<https://www.nikkei.com/article/DGXZQOUC276S10X20C21A5000000/>
2. 日本経済新聞「医療 AI,「戦国時代」に NEC や富士通なども参戦」  
<https://www.nikkei.com/article/DGXZQODZ155FS0V10C21A3000000/>
3. google-research/bert <https://github.com/google-research/bert/issues/656>
4. Defense Advanced Research Projects Agency 「Explainable Artificial Intelligence (XAI)」  
<https://www.darpa.mil/program/explainable-artificial-intelligence>
5. 日本経済新聞「EU が AI 倫理指針 人間主体, 説明責任果たす仕組みを」  
<https://www.nikkei.com/article/DGXMZ043505940Z00C19A4000000/>
6. 内閣府「関係府省庁における AI 関連指針・原則・ガイドライン等の策定状況」  
[https://www.cas.go.jp/jp/seisaku/jinkouchinou/r02\\_dai01/siry01.pdf](https://www.cas.go.jp/jp/seisaku/jinkouchinou/r02_dai01/siry01.pdf)
7. Explainable Artificial Intelligence (XAI): Concepts, taxonomies, opportunities and challenges toward responsible AI  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1566253519308103>
8. scikit-learn [https://scikit-learn.org/0.24/auto\\_examples/inspection/plot\\_permutation\\_importance.html](https://scikit-learn.org/0.24/auto_examples/inspection/plot_permutation_importance.html)
9. Understanding Black-box Predictions via Influence Functions <https://arxiv.org/abs/1703.04730>
10. LIME - Local Interpretable Model-Agnostic Explanations <https://homes.cs.washington.edu/martoccr/blog/lime/>

# イブニングセミナー 我が社の会心テクノロジーと残念な企画 - Pulse spectrophotometry (PSP) と Capnometry -

小林 直樹

## はじめに

我が社、日本光電の「会心テクノロジー」として、pulse spectrophotometry(PSP) と capnometry を紹介させていただく。PSP は pulse oximeter の原理であり、当社の青柳卓雄博士が pulse oximeter の発明者であることは広く知られている。青柳博士らが1974年に出願した pulse oximeter の特許には、酸素飽和度だけでなく血中に投与した色素濃度の測定の記載がある<sup>1,2)</sup>。青柳博士はPSPを応用した2つのデバイス、pulse oximeter と pulse dye densitometer を開発したが、私は博士の指導のもと pulse dye densitometer の技術開発と商品化に関わった。ここでセミナーのタイトルにある「残念な企画」に言及するが、pulse dye densitometer は1997年に発売し、「ベッドサイドで心拍出量、循環血液量、肝臓異物排泄能を同時に低侵襲で測定できる世界初の新技术」として脚光をあび、多くの研究が行われたが、臨床使用に広く普及させることができなかった。肝臓異物排泄能の検査は採血法に比べ簡便であることから、現在でも多くの施設でご使用いただいているものの、販売台数は限られ2015年に発売中止となった。医療の視点では肝機能検査で役立っているが、企業の収益の視点からは「残念な企画」と言えるかもしれない。pulse dye densitometer の開発経緯、発売後の研究、なぜ普及しなかったかなど、携わった当事者として紹介させていただく。もう一つの話題である capnometry の開発には私は関わっていないが、当社が誇るべき「会心テクノロジー」として紹介をさせていただく。当社は世界最小最軽量のメインストリーム CO<sub>2</sub> センサ技術を持ち、酸素マスク下や経口内視鏡検査下での測定を可能にするアダプタも用意し“cap-ONE

シリーズ”として事業展開している。実は、当社の CO<sub>2</sub> センサ開発の歴史も青柳博士の指示から始まっている。当社の CO<sub>2</sub> センサの歴史と現在の世界最小、最軽量センサの技術について紹介させていただく。

## 会心のテクノロジー PSP の誕生

pulse oximeter 発明以前に無侵襲で測定する Wood 方式<sup>3)</sup> の oximeter は国内で販売されていた。青柳は当時人工呼吸の自動制御を商品化したいと考え O<sub>2</sub> と CO<sub>2</sub> の安定な連続モニタ技術を調査したが、当時存在した Wood 方式の oximeter は長時間の安定性に問題がありその改良策を考えたが、改良の良い工夫を思いつかなかったため重要さがクローズアップされていた心拍出量計の開発を行った。開発した心拍出量計は血液中に投与した色素 ICG の濃度を Wood 方式により耳介で経皮的に測定する dye densitometry であり、その開発の過程で青柳は pulse oximetry を着想した<sup>4)</sup>。前述のとおり、1974 の pulse oximetry の特許には pulse dye densitometry の記載もあるため、この特許はPSPの発明を記載したものである。Pulse oximeter はここで述べるまでもなく世界中で患者安全に寄与し多くの命を救い、現在も COVID-19 のパンデミックにおいて患者の病態把握に無くてはならないデバイスとして活躍している<sup>5-7)</sup>。この原理であるPSPは当社発の会心のテクノロジーである。

一方、残念な企画候補である pulse dye densitometry は1989年に青柳の研究グループが開発に着手し、当社は1997年にDDGアナライザ(DDG-2001)を発売した。Woodのoximeterからpulse dye densitometer 発売までの、計測技術が虚血法

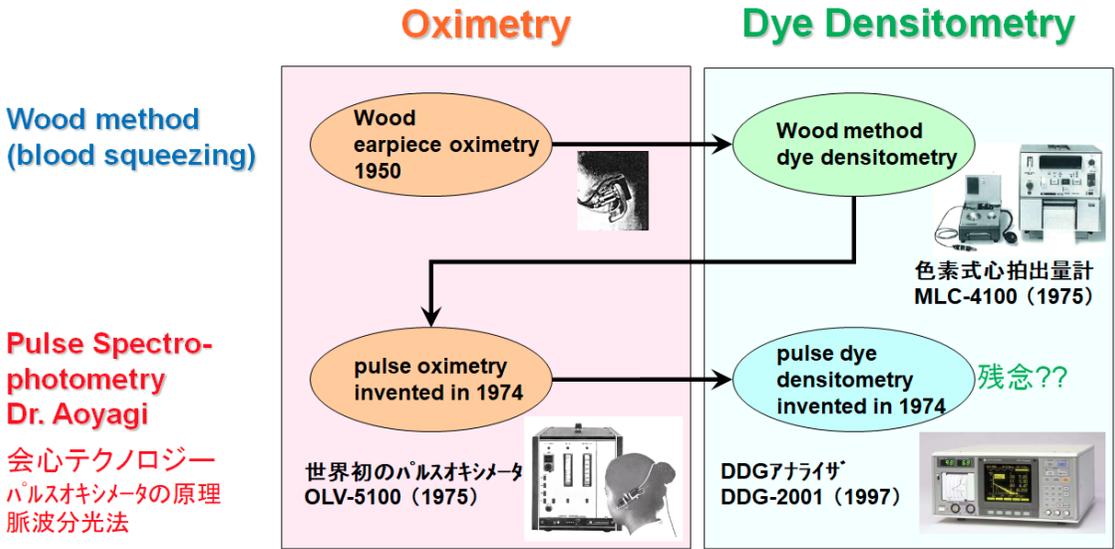


図1 Oximetry と dye densitometry の、虚血法からパルス法への推移

<b>Pulse Oximetry</b>	
660 nm	┌ SpO <sub>2</sub> └ (O <sub>2</sub> Hb/RHb)
940 nm	
<b>Pulse Dye-Densitometry (DDG analyzer)</b>	
660 nm	┌ SpO <sub>2</sub> └ ICG concentration (ICG/Hb)
940 nm	
805 nm	

図2 pulse oximetry と pulse dye densitometry

からパルス法に移行した経緯を図1に示す。Woodのoximeterは生体組織を圧迫し血液を排除した状態で校正を行うことにより、血液による減光度を分離するものであり(虚血法)、DC透過光から血中物質濃度を計算する。一方PSPは脈波により発生する透過光量変化から動脈血中物質濃度を計算する方法(パルス法)である。

### Pulse dye densitometry(PDD)

#### 1 pulse dye densitometryの原理

PDDとpulse oximetryはいずれもPSPを応用したものであり、複数の波長の光を生体に照射し得られた透過光の脈動成分から減光度変化を計算

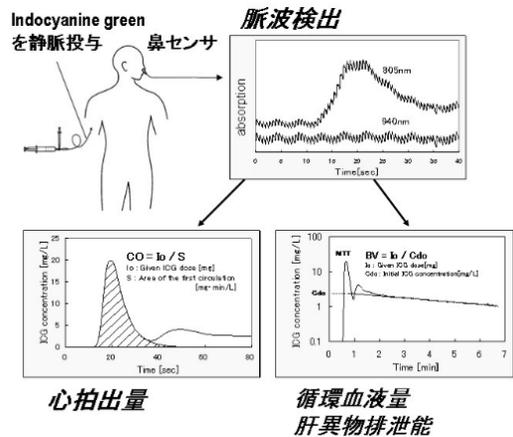


図3 pulse dye densitometry

し、波長間の減光度比より複数の物質の動脈血中濃度比を求めるものである。Pulse oximeterは、酸化ヘモグロビン O<sub>2</sub>Hb と脱酸素化ヘモグロビン RHb の濃度比を測定するのに対し、PDDでは、Hb と色素の濃度比を測定する<sup>8-10)</sup>。従って、pulse dye densitometerもWood方式同様にHb濃度の入力が必要である。

PDDはPulse oximeterと同じく①虚血校正操作不要、②耳以外の組織で測定可能、③動脈血液を選択的に測定する、という優れた特徴を持つ

ため、心拍出量だけでなく、循環血液量、肝臓異物排泄能の測定が可能となった。図3に示すように、色素濃度図の約1分のearly phaseから心拍出量を、約6分のlate phaseから循環血液量や肝臓異物排泄能を計算する。

従来、循環血液量、肝臓異物排泄能における血中色素濃度測定は採血法で行われていたが、PDDにより簡便な測定が可能になった。特に、従来の循環血液量測定は、ラジオアイソトープを指示薬とする方法だったため放射線管理区域内で専門家が実施していたが、PDDは、手術室、ICU、病棟などのベッドサイドで使用できるため、今まで測定できなかった状況での測定が可能となり、新し

い知見が期待された。

### 2 pulse dye densitometer の企画

1989年に青柳がPDDの開発計画書を提出し、会社としての正式な開発が始まった。図4はその前年に青柳が開発目標を整理した自筆のメモから抜粋したものであり、青柳の構想には色素ICGだけでなく一酸化炭素ヘモグロビンや水の光吸収測定によるトータルヘモグロビン測定も入っている。図の右下のブロック「測定される生体パラメータ」の記載から、青柳は心機能と酸素運搬能を同時に測定する低侵襲モニタの実現を目指していたことが分かる。

**色素法診断装置、開発目標**  
1988.9.24(±) 青柳

<概要>  
 +マツコリ: 色素希釈法による循環量計測を主体とし、これに付随的機能を加える。  
 +ドコフコリ: 検能モデルを構築し、検能を評価する。可能範囲、臨床使用を通じて医療効果把握し、商品設計の仕様決定の参考に作る。

<基本形式>  
 組織透過光の光電増幅による、血液の光学測定。  
 右に色素希釈法については、肌内注射による経皮測定を行う。

<光源部> 4管管方式。注入色素はICGとH<sub>2</sub>O

DDG 波長  
 (λ1) 660nm { Hbの吸収率と酸素飽和度の変化に高感度。COHbの感度も高。 }  
 (λ2) 805nm ICGの高感度。  
 HB 波長  
 (λ3) 920nm ICG, 酸素飽和度の低感度。  
 (λ4) 1300nm ヘモグロビンの低感度。水の感度ゼロ。

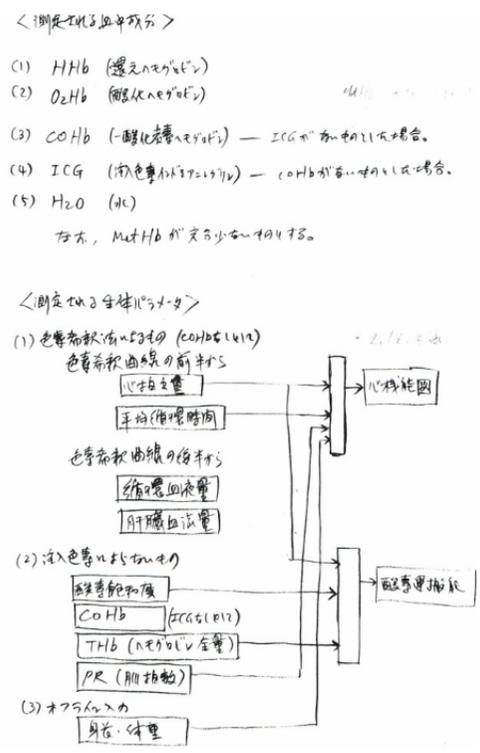


図4 Pulse dye densitometry の開発目標 青柳メモ

1989年に青柳が提出した「色素式心拍出量計開発計画書」には、特徴として以下の記載がある。

- ①心拍出量計として、(MLCより)簡便、高信頼性。(サーモより)低侵襲、高精度。
- ②肝臓異物排泄能、循環血液量を求む(手計算)。
- ③非侵入的検能は高精度で検査に使える。

「MLC」とは当社既存の色素式心拍出量計であ

り、Wood方式および動脈血を連続採血するキューベット方式の2種類があった。事業としての意図は、従来の色素希釈法/熱希釈法より簡単・低侵襲な心拍出量計の提供による心拍出量計市場シェアの獲得であった。循環血液量と肝臓異物排泄能測定機能は、付加価値として考えていたことが読

み取れる。

### 3 pulse dye densitometer の発売

特許申請から 23 年、開発計画書提出から 8 年を経て、当社は 1997 年に世界初の新技術を搭載した DDG アナライザ (DDG-2001) 図 5 を発売した。従来ベッドサイドで簡単に測定できなかった複数のパラメータを簡単・低侵襲で測定できる DDG アナライザは、麻酔科、ICU を中心に大学等の研究機関で注目され多くの研究が行われたものの、臨床使用に定着することはなかった。今日までに PubMed 検索で 100 件を超える論文がヒットするが、臨床のワークフローに関わるエビデンスを構築する研究には至らなかった。研究に使用されたパラメータを分析すると、心拍出量、循環血液量、肝臓異物排泄能はそれぞれ 3 割程度を占め、広範囲な研究が行われた。



図 5 DDG アナライザ GGD-2001

測定パラメータの従来法との比較を表 1 に示す。

表 1 測定パラメータの従来法との比較

	従来法	pulse dye densitometry
心拍出量	熱希釈法 肺動脈カテーテルを挿入し冷水投与	経皮的にセンサを付け色素 ICG を静脈投与
循環血液量	ラジオアイソトープを静脈投与し、採血して希釈濃度を測定	
肝臓異物排泄能	色素 ICG を静脈投与し、静脈採血して血漿分離し濃度を分光測定	

各パラメータが事業としての成功には至らなかった理由を、私は以下のように考えている。

#### <心拍出量>

発売した 1997 年頃には、熱希釈法による連続測定 CCO(Edwards 社) が臨床で使われ始めた時期であり 2000 年代前半には標準化した。DDG は試薬 ICG を溶いて注射するものでありスポット測定しかできないため、心拍出量測定が必要な患者には CCO が選択され DDG の出番を探すのは難しかった。またパルスオキシメータの原理であるため、脈波が小さい重症患者での測定が難しいというリミテーションがあり<sup>11,12)</sup>、熱希釈法をそのまま置き換える性能にはならなかった。CO 測定が必須でない患者においては、低侵襲とはいえ色素を溶いて注射するプロセスの煩雑さや、20 万人に一人程度発生と言われるアナフラキシーショックの副作用も DDG 普及を困難にした一因と考えている。パルスオキシメータと同時に着想していたのだから、パルスオキシメータを製品化した 1975 年頃に DDG を発売していたら出番はあったのかもしれない。

#### <循環血液量>

血液量の解釈の難しさと測定精度の問題があり、治療に使う方法を確立できなかったと考えている。DDG の研究開発の初期から発売以降まで青柳と共同で多くの研究を行った飯島<sup>13)</sup>らが多施設研究を行い、180 例の麻酔中患者の循環血液量測定を行い、日本人の麻酔中の標準的な血液量を示した。また、麻酔導入後の血液量と麻酔導入による血圧低下の関係を調べ、血液量が少ない群は血圧低下が大きい事を示したが、測定した血液量をもとにした臨床プロトコルの創造には至らなかった。その理由を私は以下のように考えている。血液量の測定結果の解釈は難しく一般的ではなかった。体内の水は細胞内液、細胞外液、血液として分布し、各コンパートメントの出入があり、血管内であっても能動的に動く血液とプールして動きが少ない血液が存在し、血液量(血管内容積)の解釈自体が難しかった。さらに、DDG の血液

量測定値は基準法であるラジオアイソトープ法に対し5~20%程度の誤差が報告されており<sup>14-16)</sup>、解釈はさらに難しくなった。誤差の主要な原因としてPSP法による血中ICG濃度測定値の誤差が報告されている<sup>14-17)</sup>。PSP法の誤差は経皮的な無侵襲測定宿命であり、パルスオキシメータのように誤差が許容されるアプリケーションを見出すことが必須だが、ここに至れなかった。

< 肝臓異物排泄能 >

従来はICG投与後5, 10, 15分後に採血して検査室で血中ICG濃度を分析しICGの消失率を計算するが、採血せずにその場で結果が得られるDDGは高く評価され、臨床検査として定着いただいた施設は多く存在する。とはいえ、従来のICG検査に置き換わるものであり、当社が得意とする麻酔、集中治療などの急性期医療におけるベッドサイドでの肝機能測定という新たなワークフロー創造に至る臨床価値を生むことはできなかった。

まとめると、主目的であった心拍出量計の市場奪取は、CCOの普及とDDGアナライザの測定限界により達成できなかった。循環血液量測定と肝臓異物排泄能のベッドサイド測定という新たな計測により解決できる臨床課題および、そのために許容される測定誤差を見極めることができなかった。そのためDDGアナライザは多くの研究には

貢献したものの、会社の事業として成功したかという疑問があり、今回の残念な企画候補として取り上げさせていただいた。

会心のテクノロジー Capnometry

1 当社における Capnometry 開発の歴史

当社の Capnometry 開発も青柳が原点であった。1979年に青柳は当時新人として配属された山森に Capnometry 開発を指示した。前述のとおり、青柳は人工呼吸を自動制御する開発を考えていたため、酸素化の指標であるO<sub>2</sub>と換気の指標であるCO<sub>2</sub>の両方の計測技術が必要と考え、この開発を指示したことが推測される。山森のチームは、1985年に mainstream capnometry センサの1号機TG-701Pを発売し、その後改良を重ね、3rd Generationの世界最小・最軽量センサTG-920P, TG-980Pに至った。3rd Generationは、口/鼻両方の呼吸の非挿管測定を可能にしたため、cap-ONEのペットネームを命名した。

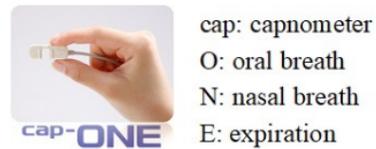


図6 cap-ONE 命名の由来

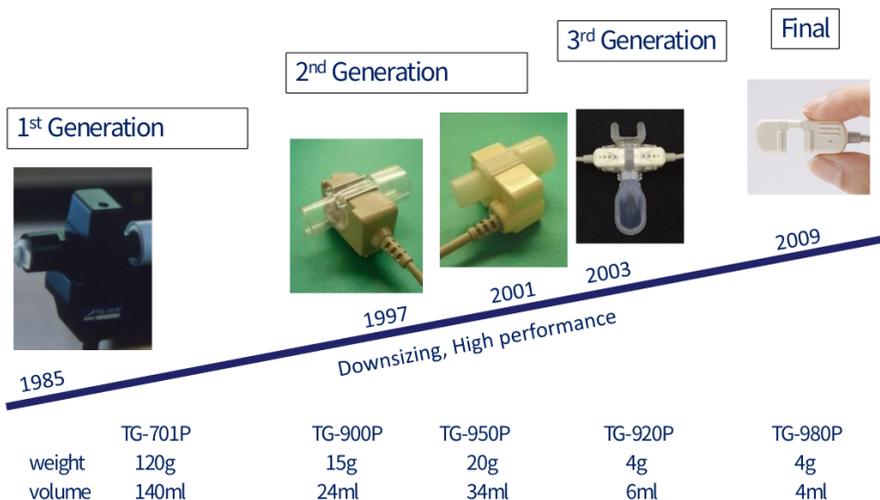


図7 日本光電のCO<sub>2</sub>センサ開発の歴史

## 2 当社 Capnometry のコア技術

cap-ONE センサは以下の特徴を持つ。

- ・メインストリーム CO<sub>2</sub> センサ
- ・超小型軽量 (重量 4g)
- ・挿管/非挿管の豊富なアダプタ群
- ・口/鼻両方の呼吸を高い信頼性で測定
- ・堅牢 (防水, 耐衝撃性)
- ・安全 (熱傷リスク無し)

これらの特徴を実現した 2 つの主要なテクノロジーを紹介する。

### 2.1 分光技術

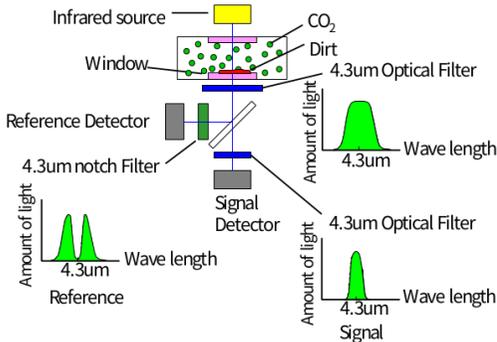


図 8 cap-ONE の分光技術

図 8 に cap-ONE センサの光学系計測の原理図を示す。ランプが発する赤外線がエアウエイ中の CO<sub>2</sub> により減光した後、4.3 μ m のバンドパスフィルタを通過して分光部に入射する。分光部では、ハーフミラーにより 2 方向に分歧し、直進光 (signal) は 4.3 μ m の狭帯域バンドパスフィルタを通過し受光素子に入射する。CO<sub>2</sub> は 4.3 μ m に光吸収を持つため、CO<sub>2</sub> 濃度の増加に応じ signal の受光光量は減少する。一方、側方光 (reference) は 4.3 μ m をノッチフィルタでカットしているため CO<sub>2</sub> の影響を受けない。reference に対する signal の比をとることで、ランプの光量変化や透過窓に付いた水の影響を受けずに CO<sub>2</sub> 濃度を計算することが可能である。cap-ONE センサを発売した当時は、signal と reference の光学フィルタを円板に付けて回転して 2 つの光を時分割で測定する方法が一般的であったため、小型軽量化が難しく衝撃にも弱かったが、cap-ONE センサはハ-

## Anti-fogging membrane

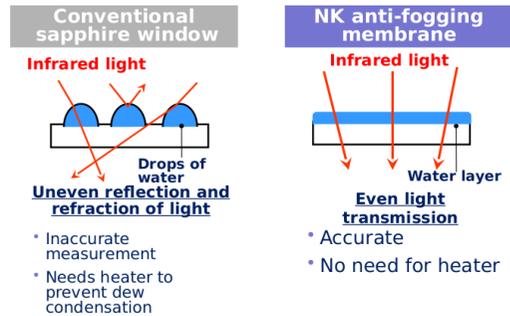


図 9 cap-ONE の防曇技術



図 10 cap-ONE アダプタのラインアップ

フミラーを使った分光技術を採用したことで、小型、軽量、堅朗性を実現した。

### 2.2 防曇膜

呼吸は湿度 100% であるため、エアウエイ表面に結露が発生するが、結露のため光は屈折し直進せず正しい測定ができなくなる。従来技術ではエアウエイアダプタをヒーターにより加熱して結露を防止したが、cap-ONE センサはエアウエイアダプタの光の透過窓内側に防曇膜を設け屈折や散乱を防止している (図 9)。ヒーターによる加熱が無い設計は予熱不要で電源投入から計測開始までが早く、小型化、軽量化、低消費電力化、安全性に寄与している。

これらの会心テクノロジーにより前記の特徴を実現し、図 10 に示すとおり、挿管/非挿管患者における幅広いアプリケーションを実現した。非挿管アダプタは、酸素マスク用<sup>18)</sup>、SAS 検査用<sup>19)</sup>、内視鏡バイトブロック用<sup>20)</sup>、NPPV マスク用<sup>21)</sup>、

ネイザルカニユラ用<sup>22)</sup>、など幅広いラインナップを持つ。また、小型・軽量化により、新生児の挿管アダプタはエアウェイへの負荷が少なく、マスク等に直接取り付けることが可能であり、サンプリング法に比べ良好な感度と即応性を持つ<sup>23)</sup>。

## おわりに

「我が社の会心テクノロジーと残念な企画」というお題をいただき、会心テクノロジーとして「pulse spectrophotometry」「Capnometry」を、残念な企画候補として「pulse dye densitometer」について記載させていただいた。会心テクノロジーはお題の性質状、学術誌でありながら自慢と宣伝的な要素が多々入ったことをご容赦いただきたい。pulse dye densitometerは自分が開発に関わった商品であるから「残念な企画」と断言するに堪えず、「候補」と書かせていただいた。この開発で得た教訓としては、解決すべき課題を明確に設定し、解決方法の競合優位性を十分に見通したうえで、速やかに開発を行いリリースすることが重要である。解決すべき課題と方法の設定や、開発技術を評価・改良し会心のテクノロジーとして市場を創造するまでには、医療MとエンジニアEの両者が密接に共創していくことが必須であり、今後も日本発の会心テクノロジーを共創するために日本麻酔集中治療テクノロジー学会は重要な位置づけを持ち続けると信じている。

## 引用文献

1. 青柳卓雄, 岸道男, 山口一夫, 渡辺真一. イヤピース・オキシメーターの改良. 第13回日本ME学会大会資料集“技術と人間”, 90-1, 1974
2. 青柳卓雄, 岸道男. 光学式血液測定装置 特願昭49-36229, 1974 (公告昭 53-26437, 1978)
3. Wood EH, Geraci JE. Photoelectric determination of arterial oxygen saturation in man. *J Lab Clin Med.*, 34:387-401, 1949.
4. 青柳卓雄. パルスオキシメトリの誕生から未来へ. *医科器械学* 77-2, 94-103, 2007
5. Miyasaka et al. Tribute to Dr. Takuo Aoyagi, invention of pulse oximetry. *J of Anesthesia.* 2021 35; 671-709
6. 宮坂勝之 他. 徹底分析シリーズ パルスオキシメータ: 世界の患者安全を変貌させた発明. *LiSA* 28, 237-308, 2021
7. Rahman A, Tabassum T, Araf Y, Nahid AA, Ullah MA, Hosen MJ. Silent hypoxia in COVID-19: pathomechanism and possible management strategy. *Mol Biol Rep.* 48(4):3863-3869, 2021.
8. Fuse M, Aoyagi T, Kanemoto M, Xie C, Hosaka H, Katayama M, Miyasaka K. Dye dilution curve measurement using the principle of pulse oximetry. *Medical and Biological Engineering & Computing* 29 Suppl. 853, 1991
9. Iijima T, Aoyagi T, Iwao Y, et al. Cardiac output and circulating blood volume analysis by pulse dye-densitometry. *J Clin Monit.* 13:81-9, 1997.
10. 青柳卓雄, 布施政好, 金本理夫, 他. パルス式色素希釈法; 臨床モニタ - 5: 371-79, 1994.
11. 小林直樹. パルス式色素希釈法 (pulse dye densitometry) による循環血液量ならびに心拍出量, 色素排泄能測定の技術的側面. *LISA* 5, 462-469, 1998
12. Sakka. S.G, Reinhart K, Wegscheider K, Meier-Hellmann A. Comparison of cardiac output and circulatory blood volumes by transpulmonary thermo-dye dilution and transcutaneous indocyanine green measurement in critically ill patients. *Chest*, 121:559-65. 2002
13. Iijima T, Ueyama H, Oi Y, et al. Determination of the standard value of circulating blood volume during anesthesia using pulse dye-densitometry: a multicenter study in Japan. *J Anesth.* 19:193-8. 2005.
14. Haruna M, Kumon K, Yahagi N, Watanabe Y, Ishida Y, Kobayashi N, Aoyagi T. Blood volume measurement at the bedside using ICG pulse spectrophotometry. *Anesthesiology.* 89:1322-1328. 1998
15. Iijima T, Iwao Y, Sankawa H. Circulating blood volume measured by pulse dye-densitometry: comparison with (131)I-HSA analysis. *Anesthesiology:* 1329-1335. 1998
16. Imai T, Mitaka C, Nosaka T, et al. Accuracy and repeatability of blood volume measurement by pulse dye densitometry compared to the conventional method using 51Cr-labeled red blood cells. *Intensive Care Med.* 26:1343-1349, 2000
17. Ishihara H, Okawa H, Iwakawa T, Umegaki N, Tsubo T, Matsuki A. Does indocyanine green accurately measure plasma volume early after cardiac surgery?; *Anesth Analg;*94:781-786, 2002
18. Takatori F, Yamamori S, Inoue M, Abe S, Miyasaka K. A novel mainstream capnometer system for non-intubated pediatric patients re-

- quiring oxygen administration. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc 1189-92. 2011
19. Saeki K, Baba Y, Takatori F, Inoue M, Kobayashi N, Yamamori S. A novel mainstream capnometer system for polysomnography integrated with measurement of nasal pressure and thermal airflow. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2139-43. 2014
  20. Kabumoto K, Takatori F, Inoue M. A novel mainstream capnometer system for endoscopy delivering oxygen. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 3433-3436. 2017
  21. Baba Y, Takatori F, Inoue M, Matsubara I. A Novel Mainstream Capnometer System for Non-invasive Positive Pressure Ventilation. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 4446-4449. 2020:
  22. Aoyagi T, Kabumoto K, Takatori F, Inoue M. A Novel Nasal Cannula Type Mainstream Capnometer System Capable of Oxygen Administration. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc :4450-4453. 2020
  23. Takahashi D, Matsui M, Hiroma T, Nakamura T. A lightweight mainstream capnometer with very low dead space volume is useful monitor for neonates with spontaneous and mechanical ventilation: Pilot study. Open Journal of Pediatrics 2 -2, 2012

# イブニングセミナー 「我が社の会心テクノロジーと残念な企画」 —テルモ ME 開発の歴史—

橘 康晴

## 1. はじめに

テルモの ME 機器は、一般の方にも身近な「電子体温計」から、医療専門性の高い人工心肺装置「ECMO(エクモ)」など幅広く、その中でも、輸液・シリンジポンプについては、1970 年代後半から 40 年以上に渡り、常に現場の声に耳を傾け、改良・改善を続け、国内・海外で発売しています。

私が 1990 年代から開発に携わったシリンジポンプにおいては、流量設定ミス未然防止の「設定ダイヤル」などの使い勝手の向上、携帯電話など外来ノイズ対策への工夫、JIS T 0601-1/0601-1-2/0601-2-24 などの新たな規格への確実な対応、日々発生する電子部品のディスコン（製造中止）対応など、様々な経験をしています。本セミナーでは、これら輸液ポンプ・シリンジポンプ開発の

歴史や成功・失敗事例について報告いたします。

## 2. 医療用ポンプ開発の歴史

テルモは、体温計、血圧計、医療用ポンプ、透析関連装置、心臓外科・循環器領域装置、画像診断装置、血液関連装置など、多様な ME 機器を開発しています。このうち、医療用ポンプ（輸液ポンプ、シリンジポンプ）の「会心テクノロジーと残念な企画」について、時代を 10 年毎に分け、「黎明期」、「成長・確立期」、「成熟期」として紹介いたします。

### (1) 1980 年代：黎明期

まずは、黎明期の医療用ポンプを紹介いたします（図 2-1-1）。



図 2-1-1 1980 年代の医療用ポンプ

この年代の代表的な輸液ポンプに、STC-502 があります。電源やスタートスイッチは押しボタンを、流量や輸液総量設定はサムホイールスイッチを採用するなど、機械的な構造となっています。また、デジタル表示や警報機能も備えています（図 2-1-2）。

輸液ポンプの送液原理を図 2-1-3 に示します。モータの回転をカムに伝達し、フィンガーが動くことでチューブをしごき、チューブ中の液体を押し出すことで送液をします。

また、シリンジポンプの代表例として STC-521

があります。シート状のスイッチを採用し、デジタル表示や警報機能も備えています（図 2-1-4）。

シリンジポンプの送液原理を図 2-1-5 に記します。モータの回転を送りねじ・送りナットに伝達し、シリンジの押子を押すことで、シリンジ内の液体を押すことで送液をします。

輸液ポンプ、シリンジポンプの基本的な構造は、この年代に定まったと言えます。

### (2) 1990 年代：成長・確立期 ①

次に、成長・確立期の医療用ポンプを紹介いたします（図 2-2-1）



図 2-1-2 STC-502

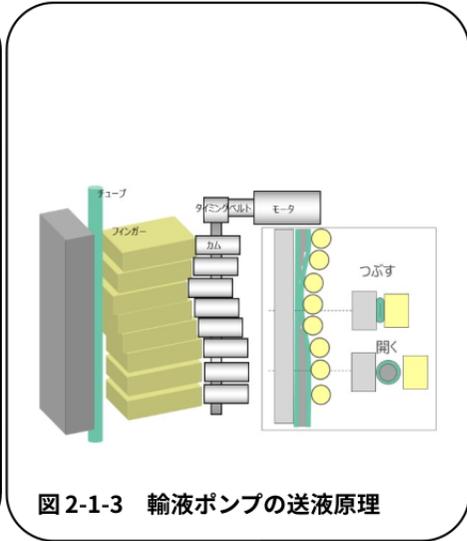


図 2-1-3 輸液ポンプの送液原理

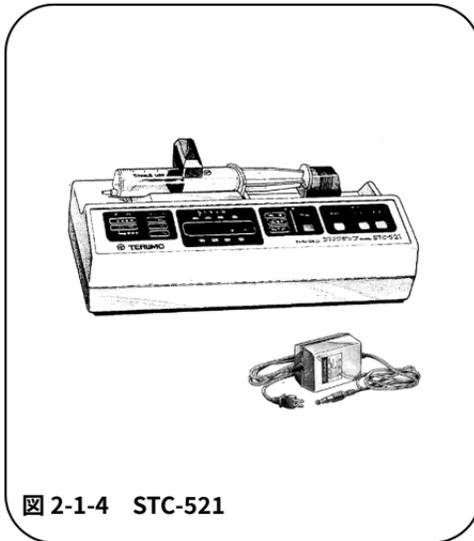


図 2-1-4 STC-521

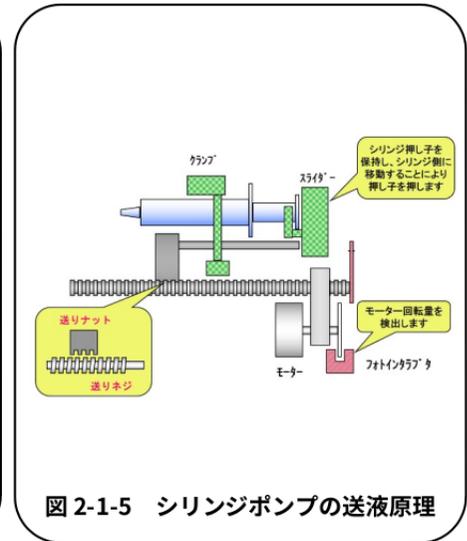


図 2-1-5 シリンジポンプの送液原理



図 2-2-1 : 1990 年代の医療用ポンプ

この年代の代表的な輸液ポンプに TE-171/172 があります (図 2-2-2)。従来のペリスタリック方式に比べ、チューブを完全に押しつぶさずに送液する「ミッドプレス」機構を新たに採用し、チューブのへたりを抑え、安定した流量精度を実現しています (図-2-2-3)。



図 2-2-2 : TE-171/172

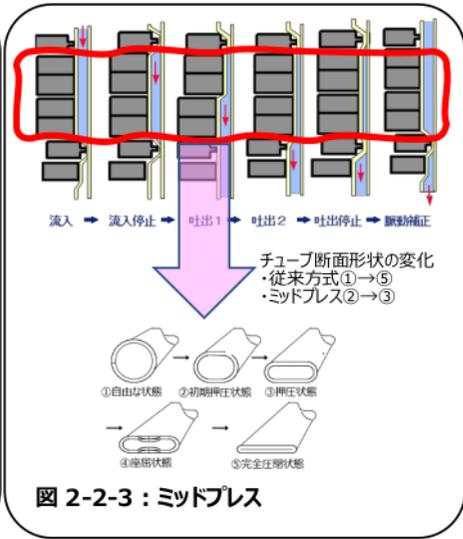


図 2-2-3 : ミッドプレス



図 2-2-4 : TE-311/312



図 2-2-5 : 設定ダイヤル

この「ミッドプレス」は、会心テクノロジーと言えます。しかし、最近のポンプは駆動部の改良などで軽量化を図っていますが、発売当初はやや重たいなどのご意見をいただきました。

また、シリンジポンプの代表例として TE-311/312 があります。桁ごとのアップダウンスイッチの代わりに、「流量設定ダイヤル」を採用し、設定流量の桁間違い防止を図っています(図 2-2-4, 図 2-2-5)。

この「流量設定ダイヤル」も、会心のテクノロジーと言えます。しかし、今でこそソフトウェア・

形状などで操作感を改良していますが、発売当初は「数値が合わせ難い」「ダイヤルが重たい」などのご意見をいただきました。

この年代のポンプは、どの方向からも作動中及び警報をお知らせする確認しやすい「動作インジケータ」やバッテリーの残り容量がわかる「残量モニター」、閉塞検出圧3段階切替機能など、安全・安心を意識した設計となっています。

(3) 2000年代：成長・確立期 ②

2000年代の成長・確立期の医療用ポンプを紹介いたします(図 2-3-1)。



図 2-3-1 : 2000 年代の医療用ポンプ



図 2-3-2 : TE-371



図 2-3-3 : TE-331S/TE-161S



図 2-3-4 : FE-201



図 2-3-5 : FE-501

この年代では、テルモとして初めて静脈麻酔薬をシミュレーションしながら投与する TCI ポンプ TE-371 を発売しました (図 2-3-2) . この

TCI(Target Controlled Infusion) ポンプは、患者さんの血中薬物濃度をシミュレーション調節しながら送液する会心のテクノロジーといえます。し

かし、既に改良済みですが、発売直後に突然エラー警報が出てポンプが停止する「改修」という苦い経験をしました<sup>1)</sup>。

また、経腸栄養ポンプ FE-201 は、ライン詰まりをお知らせする警報が無く販売中止となってしまった FE-501(90 年代半ばに発売)の反省を踏まえ<sup>2)</sup>、当該警報搭載に加え、静脈・経腸投与ミスがないよう、セット間違い、設定間違いのないような安全・安心なデザインにすることが出来ましたが、小型化にはなりませんでした(図 2-3-2, 図 2-3-3)。

その他に、輸液ポンプ TE-161S やシリンジポンプ

TE-331S はセーフティー(安全・安心)な設計を進め、2003 年の「S マーク」<sup>3)</sup>を取得し発売しています(図 2-3-4)。

このころから徐々に増えてきた安全・安心に関わる規格規制の要求に合致する設計はもちろん、スマートフォンや外部機器からのノイズの影響を受けない設計を一つ一つ丁寧に対応した設計を進めた、そんな 10 年だったと記憶しています。

(4) 2010 年代：成熟期

最後に、成熟期の医療用ポンプを紹介いたします(図 2-4-1)。



図 2-4-1：2010 年代の医療用ポンプ



図 2-4-2：スマートポンプ



図 2-4-3：  
輸液ポンプ 28 型/シリンジポンプ 38 型

スマートポンプは、見やすいカラー液晶、IT 連携など、洗練された近未来的なデザインが特徴となっています(図 2-4-2)。今でこそ、ソフトウェアバージョンアップで対応済みですが、「残量警報がうるさい」「流量設定が面倒」など、発売当

初は色々なご意見もいただきました。

また、輸液ポンプ 28 型/シリンジポンプ 38 型については、使いやすさはそのままに、軽量で便利な NFC 通信機能搭載などが特徴となっています(図 2-4-3)。

この年代以降から現在に至るまで、安全性を考慮するだけでなく、使いやすさを集大成した、スマートで軽量が特徴な医療用ポンプを発売しています。

### 3. おわりに

製品の多様化やロングセラー化、保守用部品の長期供給、COVID-19 禍で不足する電子部品等の代替設計、多種多様化する安全・EMC・アラーム・ラベリングなどの規格・規制対応などの業務は年々多くなっていますが、このような地道な活動によって得られる、部品や規格・規制情報は、次の商品開発に繋がっています。そして、1970年代から脈々と受け継がれる成功や失敗を糧に、常に現場の声に耳を傾け、環境変化に的確に対応し、今後も輸液・シリンジポンプの改良・改善をし続けてまいります。

### 参考文献

1. 医療用具回収の概要 (クラス II) 参考 URL :

- <https://www.mhlw.go.jp/topics/bukyoku/iyaku/kaisyu/01-2-221.html>
2. 経腸栄養用輸液ポンプの自主点検について (医薬安発 0613002 号) 参考 URL : <https://www.pmda.go.jp/safety/info-services/devices/0058.html>
3. 輸液ポンプ等に関する医療事故防止対策について (医薬発第 0318001 号) 参考 URL : <https://www.pmda.go.jp/files/000144111.pdf>

一般的名称：注射筒輸液ポンプ 販売名：テルフュージョンシリンジポンプ 35 型 医療機器承認番号：22000BZX01362000

一般的名称：汎用輸液ポンプ 販売名：テルフュージョン輸液ポンプ LM 型 3 医療機器承認番号：22900BZX00399000

一般的名称：注射筒輸液ポンプ 販売名：テルフュージョンシリンジポンプ SS 型 3 医療機器承認番号：22900BZX00400000

一般的名称：注射筒輸液ポンプコントロールユニット 販売名：テルフュージョンシリンジポンプ SS 型 3TCI 医療機器承認番号：23000BZX00021000 一般的名称：汎用輸液ポンプ 販売名：テルフュージョン輸液ポンプ 28 型 医療機器承認番号：22800BZX00448000

一般的名称：注射筒輸液ポンプ 販売名：テルフュージョンシリンジポンプ 38 型 医療機器承認番号：30100BZX00234000

# イブニングセミナー 「我が社の会心テクノロジーと残念な企画」 - 時間分解分光法による臨床用脳酸素モニタ開発の課題解決と 高速脳酸素モニタ製品化への茨の道 -

鎌田 毅

## はじめに

光による組織酸素測定の世界は古く、20世紀初頭まで遡るといわれる。これは、肌の色を構成するヘモグロビン (Hb) の吸収スペクトルが、人の体調や容態、つまり組織酸素量に関係するという日常的経験が背景にあったことは言うまでもない。このため組織酸素測定は血色定量化の試みから始まり、その後、多波長法による酸素飽和度測定へと展開した。さらに1977年には組織透過性の高い近赤外光を用いた組織酸素モニタが開発され<sup>1)</sup>、以後、近赤外分光法 (Near Infrared Spectroscopy: NIRS) として発展している。

NIRS装置は近赤外光を皮膚上から入射し、組織内で吸収・散乱されて再度皮膚上から出射される光の特徴を光検出器で記録する。しかし、測定対象であるHbによる近赤外光吸収の頻度は、その他組織による近赤外光散乱の頻度よりも遥かに低い。そのためNIRSでは、Hbだけの情報をいかに抽出するかが重要な課題となってきた。この課題の解決のため、いくつかの方法が開発されている。主要なものには、Modified Beer-Lambert (MBL) 法<sup>2)</sup>、空間分解分光 (Spatially Resolved Spectroscopy: SRS) 法<sup>3)</sup>、時間分解分光 (Time Resolved Spectroscopy: TRS) 法<sup>4)</sup> が挙げられる。

この中でMBL法は、測定光量の変化からHb濃度の相対変化を計算する簡便な方法で、定量測定には向かないが、小さな変化に対する測定感度が良いという特長がある。SRS法は複数の点で光測定を行う方法で、酸素飽和度の測定が可能であるため、心臓手術中の脳酸素モニタとして広く用

いられているが、定量性に課題がある。TRS法は酸素飽和度を定量的に測定するために開発され

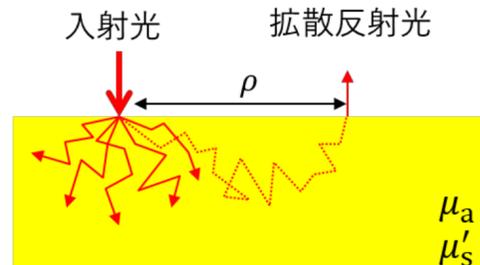


図1: NIRSの測定系

た技術である。超短パルス光や超高速測光技術などを必要とするため、装置の複雑さやコストの点で臨床現場への導入は遅れていたが、近年こうした技術課題が克服され、臨床用TRS装置が実現されている。

本稿では、TRS法の臨床機器実現に貢献したテクノロジーと、MBL法の高速化による救急分野への応用について述べる。

## TRS法の原理

NIRSでは、図1のように一様な吸収・散乱特性を持った媒質中での光伝搬を想定する。

このときの光の振る舞いは拡散方程式と呼ばれる偏微分方程式で表現される。TRS法では時間的に十分短いインパルス光を入射光とし、距離ρだけ離れた検出点における時間応答特性を利用する。時間応答特性Rの理論式は次式で与えられる。

$$\begin{aligned}
 R(\rho, t, \mu_a, \mu'_s) &= (4\pi Dc)^{-3/2} \mu'_s{}^{-1} t^{-5/2} \exp(-\mu_a ct) \\
 &\quad \exp\left(\frac{-\rho^2 + \mu'_s{}^{-2}}{4Dct}\right) \quad (1)
 \end{aligned}$$

ここで、 $t$  はインパルス光が生じてからの時刻、 $c$  は媒質中の光速、 $\mu_a$  および  $\mu'_s$  は吸収係数および等価散乱係数、 $D = 1/3(\mu_a + \mu'_s)$  は拡散係数をそれぞれ示す。TRS 法では、装置自体の時間応答特性 (IRF) を事前に測定し、装置へ記録しておく。このとき、TRS 装置を使って測定される時間応答関数  $M$  は、IRF と  $R$  の畳み込みに等しい。

$$M(t) = \text{IRF}(t) * R(\rho, t, \mu_a, \mu'_s). \quad (2)$$

すなわち、計算機上で生成した  $R$  が  $M$  と極めて近くなるような  $\mu_a$  と  $\mu'_s$  の組合せを測定値として決定すればよい (カーブフィッティング)。TRS 装置では、以上の手順で求められる  $\mu_a$  を 3 波長で順次取得し、次式から Hb 濃度・酸素飽和度を算出する<sup>5)</sup>。

$$\begin{aligned}
 \mu_a = C_{O_2Hb} \cdot \epsilon_{O_2Hb} + C_{HHb} \\
 \cdot \epsilon_{HHb}(\lambda_i), \quad (i = 1, 2, 3). \quad (3)
 \end{aligned}$$

$$StO_2 = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{O_2Hb} + C_{HHb}} \times 100(\%). \quad (4)$$

ただし、 $C_{O_2Hb} \cdot C_{HHb}$  は酸素化・脱酸素化 Hb 濃度、 $\epsilon_{O_2Hb} \cdot \epsilon_{HHb}$  は酸素化・脱酸素化 Hb のモル吸光係数と呼ばれる既知定数、 $\lambda_i$  は  $i$  番目の波長を示す。

## TRS 法による脳酸素モニタ開発

当社では TRS 法を使った定量的な生体計測を実現するため、超短パルス光と超高速測光技術に基づく 3 波長時間分解分光システム (TRS System) を開発してきた。1999 年の初号機 TRS-10 を皮切りにバージョンアップを重ね、現在は TRS-21 として多分野の研究に活用されている。医療分野に

おいても、ベッドサイドにおける簡易的・経日的な脳の血行動態計測の有用性が示されてきた<sup>6)</sup>。

TRS System は TRS 装置のスタンダードとして多くのユーザに好評頂いた一方、装置操作が非常に煩雑不便である、臨床現場に持ち込むには大きすぎる、との声も多かった。当時使用していた光電子増倍管は大型の高圧電源を有し、特性の理解、都度の調整も必要だったためである。臨床応用には装置と制御端末の一体化、小型化、そして何よりも医療機器化が強く望まれていた。

特に小型化は難しい課題だったが、光デバイスメーカーならではの技術のバリエーションで解決することができた。学術研究で広く使用されていた光電子増倍管から、自動車等の民生品で使われ始めた光半導体への移行が小型化の切り札となった。その他にも、3 波長のレーザ光源をワンパッケージにしたユニークなレーザダイオード、その駆動回路を全て専用設計することで、低電圧化・小型化が実現できた。こうして世界初の TRS 法を用いた医療機器として誕生したのが、非侵襲脳酸素モニタ tNIRS-1 である。

tNIRS-1 の特徴は、従来の NIRS 装置を上回る定量性・再現性である。従来法 (SRS 法) は空間的な光減衰の特徴を利用するため、測定部位の幾何的变化に弱く、同じ前額部でも測定位置によるばらつきが非常に大きい点が問題視されていた。一方、TRS 法は (1) 式の通り、吸収・散乱・幾何情報を全て考慮した測定によって純粋な Hb 濃度変化に近い情報が得られる。図 2 に従来機種 NIRO-200NX(当社製) と tNIRS-1 を用いた組織酸素飽和度測定の結果を示す<sup>7)</sup>。8 名の被験者の前額部 6 か所を測定した結果、測定位置によって生じたばらつきの患者間平均は従来機種で 5.1%、tNIRS-1 で 2.1%であった。

高い定量性・再現性はベッドサイドモニタリングにおいて非常に重要であり、今後様々な病態の監視への応用が期待できる。TRS 法による脳酸素モニタの開発は当社のテクノロジーを総動員した「会心のテクノロジー」と言えるだろう。

## 高速・簡便な NIRS 技術

TRS 法による定量性・再現性向上の一方で当社が進めてきたのが、MBL 法の高速度である。

MBL 法は煩雑な TRS 法を簡略化したものであり、図 1 と同様の系において所定時間内の積算光量を測定する。この測定量は (1) 式で表現される

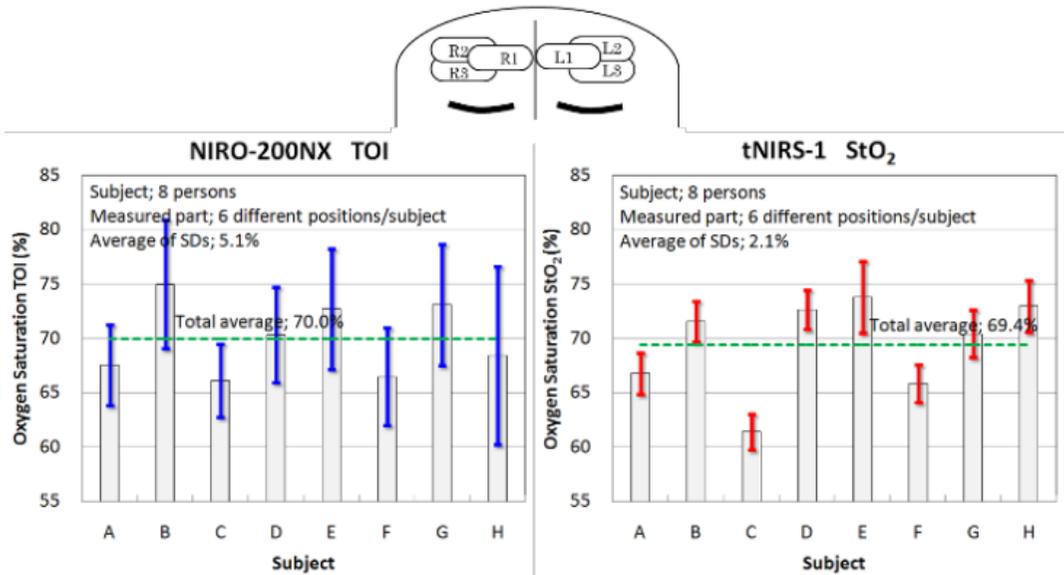


図 2：前額部 6 か所で測定した酸素飽和度のばらつき (左) 従来機種 (右) tNIRS-1

時間応答波形の積分値にあたる。MBL 法による測定は簡便なデバイスで実現でき、高速動作するが、定量性は相対変化量に留まる。これは、散乱係数に典型値を利用する等の仮定によって生じた制約である。

当社では、光デバイスの総合メーカーとして培ってきたノウハウを生かし、MBL 法における光源制御・検出器制御・ノイズ対策を最適化することで、最短サンプリング時間 0.05 秒を実現した。本稿執筆時点で医療向けの NIRS 装置としては業界最高の測定速度を提供している。

### 心拍由来の Hb 濃度変化の測定例

ところが、当社がこだわってきた測定速度は当時の NIRS 装置ユーザにとっては無用の長物だった。NIRS 黎明期のメインアプリケーションは麻酔科や心臓外科における脳酸素供給の術中監視で

あったため、NIRS 装置のサンプリング時間は 1 秒ないし 5 秒で十分と考えられていた (図 3)。

そんな中見いだされた高速測定の応用例は、救急科における心臓マッサージの評価である。当時 NIRS がそこまで普及していなかった救急科で



図 3：NIRO-200NX の標準サンプリング時間 (1 秒) における Hb 濃度変化のトレンドグラフ

NIRO-200NX に注目頂いた先生がいらっしゃる、心臓マッサージ中のデータを取得頂いた。測定結果をつぶさに観察した結果、心臓マッサージに同期して周期的に変動する Hb 濃度変化波形が観察されたのである。さらに、Hb 濃度変化波形の振幅は心臓マッサージの深さに応じて変化していた<sup>8)</sup>。「深さ 5-6 cm・1 分間に 100-120 回のリズム」<sup>9)</sup>という基準のみで実施されている心臓マッサージに、生理学的指標を用いた評価の可能性が示唆された。

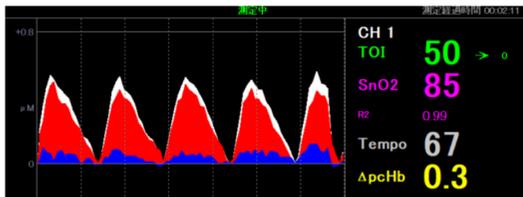


図 4：心拍由来の Hb 濃度変化を表示するソフトウェアの画面例（横軸のスケールは 5 秒）

その後、心臓マッサージのように短時間で Hb 濃度変化が発生する用途向けに、Hb 濃度変化波形から拍動成分だけを抽出・表示するソフトウェア (NIRO-Pulse) を開発した。図 4 に示すように、心拍由来の Hb 濃度変化をほぼリアルタイムに表示できる。

### 茨の道：救急研究の困難

心臓マッサージ中の Hb 濃度変化波形観察の結果はアメリカ心臓学会 (AHA) でも発表され、救急コミュニティに大きなインパクトを与えた。これも「会心のテクノロジー」の 1 つである。しかし、その社会実装には大きな困難を伴う「茨の道」でもある。まず、救急分野の臨床研究はデータを集めるだけでも非常に長い時間と労力を要する点が多い。市民による目撃があり、救急隊からのみ心臓マッサージを受けた心停止患者の生存率は 10%程度と言われており<sup>10)</sup>、ただでさえ生存者のデータを得る機会が少ない。また、救急現場で得られるデータは測定環境・患者背景・処置の経過が毎回異なるため、解釈をより困難にしている。これまで足を使って医療現場の温度を感じてきた

我々エンジニアも、救急現場にだけは居合わせられない。

NIRS を使った予後評価や治療方針の決定基準については更なる研究が必要とされており<sup>9)</sup>、環境変動によるアーチファクトや、NIRS メーカー間での方式の違いも議論を複雑にしている<sup>11)</sup>。当社にとっても NIRS 技術そのものが抱える課題には頭を抱えるが、先生方と実用面から丁寧に議論し、何とかこのテクノロジーを社会の役に立てたいという思いである。

### おわりに

光を使ったニッチな計測機器を製造してきた当社にとって、医療機器開発は大きな試練だった。上述のようなユニークな医療機器を開発できたのが、光技術の意義をご理解頂き、辛抱強くご愛用頂いた先生方のご協力の賜物であることは言うまでもない。特に脳酸素モニタ開発にあたっては、患者さんを傷つけることなく脳の情報を得たい、命を救いたいという先生方の熱意に大いに励まされた。改めて、この場をお借りして感謝申し上げたい。

「人類未知未踏への挑戦」を掲げる当社は、今後も先生方と二人三脚で技術開発を継続していきたいと考えている。

### 参考文献

1. Jöbsis FF (1977) Non-invasive infrared monitoring of cerebral myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 198:1264-1267.
2. Cope M, D.T. Delpy (1988) A system for long-term measurement of cerebral blood and tissue oxygenation in newborn infants by near-infrared transillumination. *Med. Biol. Eng. & Comp.* 26:289-29.
3. Matcher SJ, Kirkpatrick P, Nahid M et al (1993) Absolute quantification methods in tissue near infrared spectroscopy. *Proc. SPIE* 2389:486-495.
4. Patterson MS, Chance B, Wilson BC (1989) Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties. *Appl. Opt.* 28:2331-2336

5. Ohmae E, Oda M, Suzuki T et al (2007) Clinical evaluation of time-resolved spectroscopy by measuring cerebral hemodynamics during cardiopulmonary bypass surgery. *J. Biomed. Opt.* 12:062112.
6. Yokose, N., Sakatani, K., Murata, Y., Awano, T., Igarashi, T., Nakamura, S., Hoshino, T., & Katayama, Y. (2010). Bedside monitoring of cerebral blood oxygenation and hemodynamics after aneurysmal subarachnoid hemorrhage by quantitative time-resolved near-infrared spectroscopy. *World neurosurgery*, 73(5), 508-513.
7. Fujisaka S, Ozaki T, Suzuki T et al (2016) A clinical tissue oximeter using NIR time-resolved spectroscopy. *Proc. 43rd Annu. Meet. Int. Soc. Oxygen Transp. Tissue*: 427-433.
8. Koyama, Y., Mizutani, T., Marushima, A., Sonobe, A., Shimojo, N., & Kawano, S. (2017). Cerebral Tissue Oxygenation Index Using Near-infrared Spectroscopy during Extracorporeal Cardio-pulmonary Resuscitation Predicted Good Neurological Recovery in a Patient with Acute Severe Anemia. *Internal medicine (Tokyo, Japan)*, 56(18), 2451-2453.
9. 一般社団法人 日本蘇生協議会, 「JRC 蘇生ガイドライン 2020」, 医学書院 (2021)
10. 消防庁, 「消防白書 令和 2 年版」, <https://www.fdma.go.jp/publication/hakusho/r2/56707.html>
11. Nagdyman, N., Ewert, P., Peters, B., Miera, O., Fleck, T., & Berger, F. (2008). Comparison of different near-infrared spectroscopic cerebral oxygenation indices with central venous and jugular venous oxygenation saturation in children. *Paediatric anaesthesia*, 18(2), 160-166.

# 梗塞波形で見られるミラーイメージの解釈

田中 義文

## はじめに

広範な心筋梗塞では障害側心筋のST上昇と共に対側健常心筋の心電図にST下降がよく現れる。また、特に後壁梗塞の所見として、V<sub>1</sub>誘導でのR波の増高が有名で、この所見とST下降が認め

られれば後壁梗塞を疑う必要がある。これらの現象はミラーイメージと呼ばれているが、その成因についての議論は殆ど見当たらない。本稿では、小生が提唱する心電図の統一理論<sup>1)</sup>を拡張してミラーイメージの成因について述べたい。

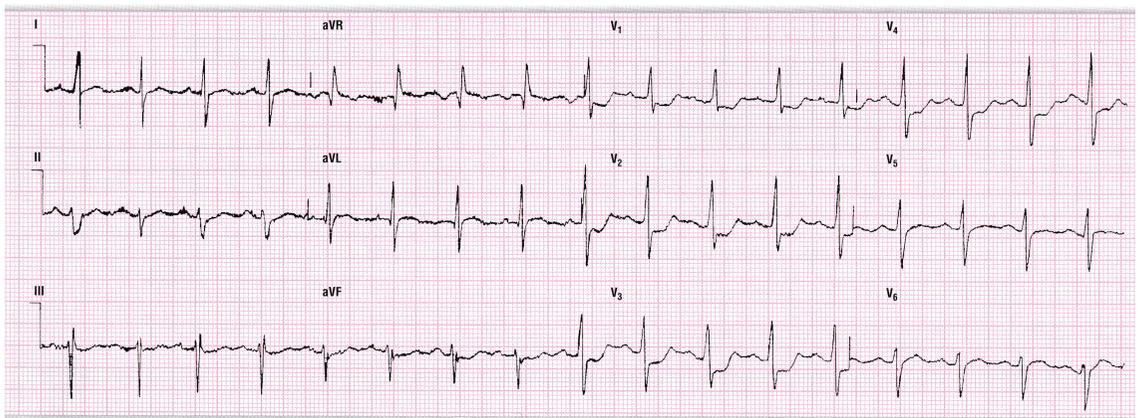


図 1 特発性後壁梗塞の心電図 12 誘導

## 特発性後壁梗塞

通常、後壁梗塞は下壁梗塞に伴って発生するため、II, III, aVF の異常を発見すれば V<sub>7</sub>~V<sub>9</sub>, および V<sub>3R</sub> を測定し、後壁梗塞や右室梗塞の有無を確かめる必要がある。しかし、一般に下壁梗塞を伴った後壁梗塞の心電図は純粹の後壁梗塞の特徴を示す心電図にはならないため、ここでは図 1 に示す特発的に後壁梗塞だけが発症した心電図<sup>2)</sup>を例に示す。尚、本症例において V<sub>7</sub>~V<sub>9</sub> での異常 Q 波、ST 上昇は確認済みである。

心電図所見は、標準四肢誘導では高度左軸偏位で左脚前枝ブロックと診断できるが後壁梗塞が生じているための軸偏位と考えられる。また II, III,

aVF の r 波は存在し、aVF での若干の ST 低下はあるものの下壁梗塞は診断できない。V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub> で高い R 波、強い ST 低下、ST 低下の範囲は V<sub>4</sub> まで続き、上向きの T 波を示している。V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub> と R 波の波高が減衰していくのも後壁心筋の梗塞による興奮活動停止の影響である。

一般に V<sub>1</sub> 誘導の高 R 波の鑑別診断は、WPW 症候群のデルタ波、右室肥大、右脚ブロックであるがそのいずれにも該当しない心電図所見である。

## 間違いだらけのミラーイメージ

図 2 は最も信頼されている教科書の一つ 12 Lead<sup>2)</sup> でのミラーイメージの説明であるが、障

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

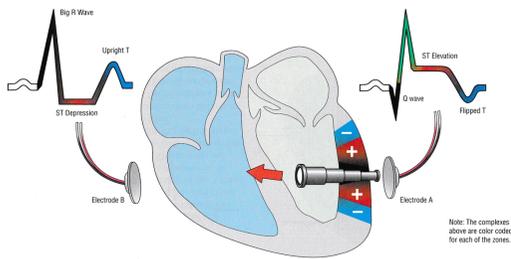


図 2 間違いだらけのミラーイメージ  
障害側の異常 Q 波に対して高 R 波, ST 上昇  
に対して ST 下降, 陰性 T 波に対して陽性 T 波を  
示す. ニュートン式望遠鏡で波形が反転するこ  
を意味する? 時間は反転できていない!

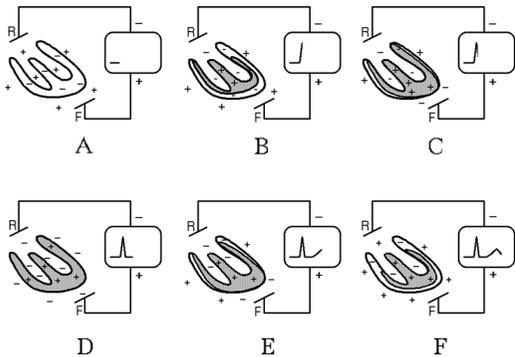


図 3 心室興奮の 6 ステージ  
左側に心室筋の静止, 興奮状態を示し, 右側に心  
電図を示す. A 静止状態. B 心内膜側心筋の興  
奮. C 心外膜側心筋の興奮. D 全心筋の興奮. E  
心外膜側心筋の再分極. F 心内膜心筋の再分極.

害側の異常 Q 波, ST 上昇, 陰性 T 波に対して健  
常側のミラー R 波の増高と ST 下降, 上向きの T  
波を凸レンズを介して表示しているだけで, その  
現象の発生理由については全く記述がない.

### 心室興奮の 6 ステージ

図 3 は心筋興奮の 6 ステージと心電図との関係  
を描く<sup>1)</sup>. 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  
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, -端子に接続されている R 極に伝わり,  
心電計は反転出力により R 波の上行部分を描く.  
この時, F 極の電位には何の変化も生じない.

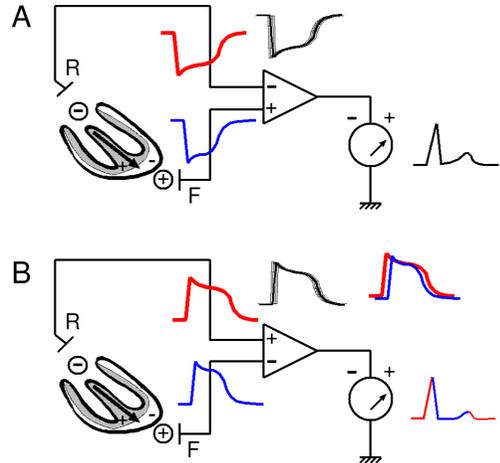


図 4 反転波形の反転計測  
上図 A: 赤線は心内膜側細胞外電位の反転波形,  
青線は心外膜側細胞外電位の反転波形, 心電図の  
電極は反転接続する. 反転波形から反転波形の  
引き算であるからわかりにくい. 下図 B: 心電  
計端子を逆接続すると, 心内膜側活動電位から  
心外膜側活動電位の引き算結果が心電図になり,  
理解しやすくなる.

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-に荷電し, その電位が+端子  
に接続されている F 極に伝わり, 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+に荷電され, 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. これが統一理論での心  
電図発生原理である.

### 反転波形の反転計測

心電計は心臓の細胞外電位計測である. 図 4A  
に示すように右肩 R 電極は心腔内細胞外電位を計  
測し, 左脚 F 電極は心外膜側細胞外電位を計測す  
る. 細胞外電位は心筋活動電位の反転波形である

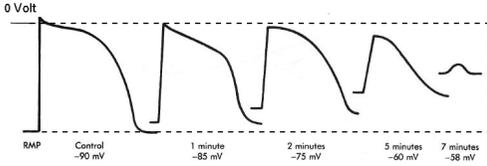


図5 心筋虚血による活動電位の変化<sup>3)</sup>

が、興奮伝播の時相遅れて、0相の立ち上がりは鈍り、1相であるピーク波形も鈍って平均化される。正しくは心外膜側反転波形から心内膜側反転波形の引き算結果が心電図になるが、図4Bに示すように、反転波形を反転し、心電計の端子も反転接続すると、心内膜側活動電位から心外膜側活動電位の引き算が心電図となる<sup>1)</sup>。

図4B心電図出力が示すように、赤色で示すR波の上行部は心内膜側心筋の脱分極を意味し、青色で示すR波の下行部は心外膜側心筋の脱分極が引き算操作によって作成されることを意味する。STセグメントはそれぞれ活動電位2相(平坦相)の電位が同じならSTセグメントは基線に戻る。T波の上行部は心外膜側心筋の再分極に対応し、T波の下行部は心内膜側心筋の再分極に対応する。

### 心筋虚血による活動電位の変化<sup>3)</sup>

図5は左端より正常活動電位、1分後、2分後、5分後、7分後の虚血変化を示す。虚血1分後より顕著な静止電位上昇が見られるが、脱分極電位の低下は少ない。理由は、静止電位はKチャンネルの開口により維持されている。細胞内外のKイオン濃度差はNa-K ATPaseにより維持されているが、虚血によるNa-K ATPaseの機能低下が細胞内Kイオンの濃度低下と細胞外Kイオンの濃度上昇をもたらし、静止電位の上昇となる。一方、脱分極によるNaチャンネルの開口は持続時間が短いと、Naイオンの細胞内流入は非常に少なく、ATPの消費を伴わない受動的な反応であるために虚血による障害の程度が少ない。

### STミラーイメージの原理

図6に梗塞時のSTミラー波形発生原理を示す。

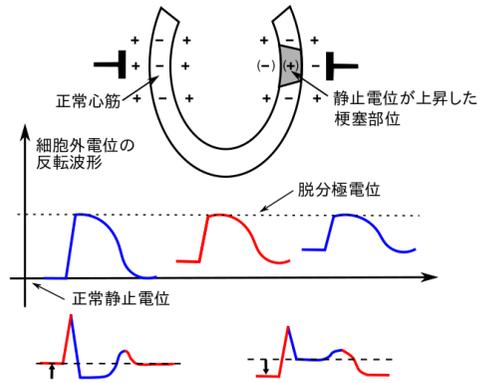


図6 STミラーイメージの原理

上図：馬蹄形は静止時の心室壁(-電位)と心室腔(+電位)を示す。心室壁右側灰色は心筋梗塞部を示し、静止電位の上昇を(+)で示す。中段のグラフは健常側、心腔内、障害側細胞外電位の反転波形。下段：健常側、障害側で生成される心電図を示す。

上図：馬蹄形は静止時の心室壁と心室腔を示す。正常心筋壁は-電位、心腔内細胞外電位は+になる。心室壁右側灰色は心筋梗塞部位を示し、静止電位の上昇(+)で示す。中段のグラフは細胞外電位の反転波形を示し、左端の青色で示す正常心筋細胞外電位は正常静止電位から最大脱分極を行う。赤色で示す中央の心腔内細胞外電位は梗塞の影響を受けて静止電位が高くなる。右端の梗塞心筋周囲の細胞外電位は最も静止電位が高くなる。下段の心電図は左側は健常側、右側は梗塞側を示し、心腔内細胞外電位から両側の細胞外電位を引き算するとST下降のミラー効果と梗塞のST上昇を示す。R波の上行部は心内膜側心筋の脱分極を反映し、R波の下行部は心外膜側の脱分極を反映すると分離して認識すれば、ST上昇に伴うミラーイメージのST下降は当然の結果である。また健常側細胞外静止電位と心腔内細胞外静止電位に電位差が生まれるほど、ある程度広範な心筋梗塞でなければミラーイメージが顕著にならないこともわかる。更に広範な心筋梗塞であれば健常側周囲の細胞外Kイオン濃度は上昇し、テント状T波が強く出現する。

### 異常Q波でのミラーR波

後壁梗塞で  $V_1 \sim V_3$  あたりでミラー ST 下降がよく見られるが、同時に R 波の增高もミラー効果として知られている。この現象は図 7 で説明できる。馬蹄形は心室壁、心室腔を示し、心室壁は心内膜側と心外膜側に分割し、心内膜側心筋の興奮状態を+で示す。心室腔細胞外電位は-になるが、梗塞部では興奮しないために(-)の中間電位になる。心外膜側心筋は未だ興奮状態ではないために-で示す。したがって、心外膜側細胞外電位は+になる。

貫壁性梗塞部位は細胞組織が破壊され、細胞膜容量の絶縁性が低下するために正常心内膜心筋の脱分極により、矢印に示すように障害電流が心内膜腔に流れ込み、その部位の異常 Q 波の下行部が形成される。異常 Q 波の電圧低下は心内膜側心筋の脱分極が最大に達し、心外膜側心筋の興奮の一部が心室表面に達した段階で電圧降下が減少し、異常 Q 波の上行部が形成される。全ての心筋が脱分極すると ST セグメントが形成されるが、この段階で異常電流は消失する。従って見かけ上の ST 上昇の波形になる。

ここで心外膜側細胞外電位を見渡すと、梗塞部では+電位が低下し、その分電気的中性を保つために対側健常側での細胞外電位では+電位が増加しなければならない。従って、心内膜側細胞外電位と健常側細胞外電位の電位差が増加し、R 波は增高となる。心筋興奮が心外膜側に及ぶとその電位差も減少し、R 波の下行部、異常 Q 波の上行部が形成される。従って、R 波增高は異常 Q 波が存在して初めて発生する現象であり、図 6 に示す ST 下降のミラー現象とは別の原理に基づく。

心筋梗塞の修復過程で異常 Q 波の縮小、消失が表れるが、これは梗塞組織が結合組織に置き換わり、再び細胞膜容量  $C_m$  が改善するためである。

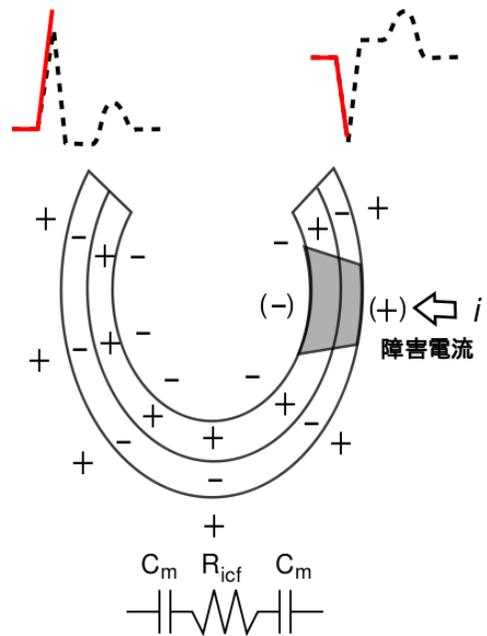


図 7 異常 Q 波でのミラー R 波  
馬蹄形は心室壁、心室腔を示し、心室壁は心内膜側と心外膜側に分割し、心内膜側心筋の興奮状態を示す。心室筋右側灰色は貫壁性心筋梗塞を示し、矢印で障害電流が心外膜側から流入する様子を示す。電気的中性を保つために対側健常側での細胞外電位では+電位が増加する。最下部は細胞の電気的等価回路を示し、 $C_m$  は細胞膜容量、 $R_{icf}$  は細胞内液抵抗を示す。

## おわりに

心電図の R 波は決して心室筋を横断するパルス電流ではなく、R 波の上行部と下降部はその成因が異なる。そうでなければ ST 上昇や ST 下降の説明ができず、まして墓石様波形などの説明は不可能になる。R 波の上行部は心内膜側心筋の興奮により心腔内細胞外電位が-に帯電し、その電位が右肩の R 電極で検出され、心電計-端子に-電位が伝達されて上向き R 波が形成される。興奮が心外膜側心筋に及ぶと心外膜側細胞外電位が-に帯電し、その電位が F 極に検出され、心電計+端子の電位が下がり、下向き R 波が形成される。心電図全体を見ると、R 波の上行部と T 波の下降部は心内膜側心筋の活動電位が受け持ち、

R波の下降部，STセグメント，T波の上行部は心外膜側心筋の活動電位の引き算操作で形成される．この原理が理解できれば，ミラーイメージのST上昇，ST下降，そして異常Q波でのR波の増高を理解することは容易である．

なお，図2に示されているT波反転のミラーイメージは心内膜側心筋の再分極相と心外膜側心筋の再分極相との時間のずれによるもので，かならずしも反転波形になるとはかぎらない．ただ，障害側心筋での心内膜側活動電位持続時間は短縮傾向になり，反転T波になりやすく，健常側は正常

T波であるため，互いに反転する可能性はある．

## 引用文献

1. 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
2. Garcia T B: 12 Lead ECG. Jones & Bartlett Learning, 2001,
3. Chap 5 Arrhythmogenic Mechanisms and Their Modulation. Marriott HJL, Conover MB. Advanced Concepts in Arrhythmias. 3rd ed. Mosby;1998.

# 心臓は圧波動発生装置である

横山 博俊

## はじめに

一般的に、心臓は機械的ポンプであり血液を力強く大動脈へ押し出していると考えられている。果たして本当にそうだろうか。古典力学では場と物質を区別して考察する。循環動態学においても血管(場)の中を血液(物質)が流れるというように、管の中を流体が流れるという設定で流体力学を適用して考えられている。しかし、循環動態学では血管(場)は血液(物質)と同時に運動しているので、場と物質を一体化して考慮しなければならない。したがって、管の中を流体が流れる工学的な流体力学を適用してはならない。心臓血管系の循環動態は非常に特殊な物理環境から生成されているため、その点に関して検討し、心臓からの血液の駆出の物理的機序について検討したので報告する。なお今回の研究は理論的研究であり、方法および結果の過程はない。

## 考察

生理学の教科書において、左心室圧と大動脈圧の関係では左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期の最初だけという記載をしているものがある(図 1,3)。左心室圧が大動脈圧よりも低いにもかかわらず、現実には左心室から大動脈へ血液の流出が継続する。圧勾配に逆らって大動脈へ血液が流出するのは「慣性による」と多くの教科書で説明されているが、慣性では圧勾配に逆らう血液の流出を説明することはできない。慣性とは力を受けない物質が等速運動をおこなうことであり、圧力で押し出された物質が、圧力勾配が逆転しても慣性によって圧力の高い部位に等速運動することはないと考えなければならない。

ただし、最近の教科書では左心室圧が収縮の間は大動脈圧よりも高い図を表示しているもの

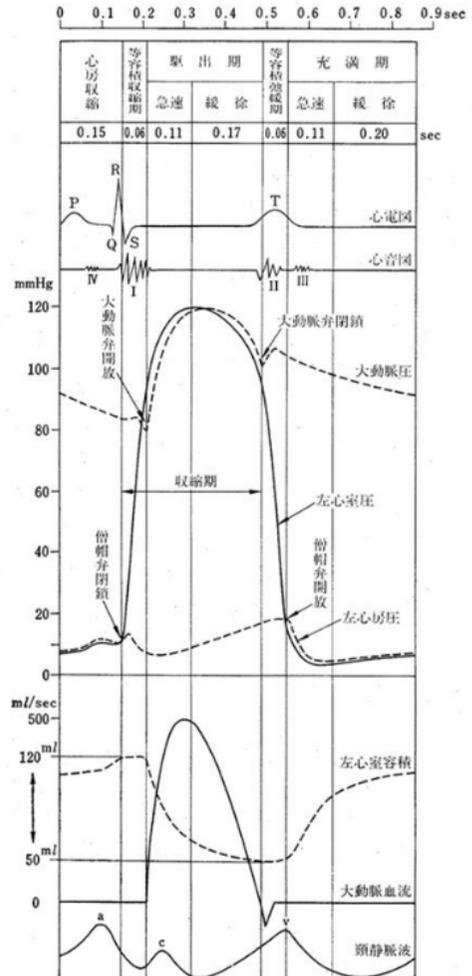


図 9 心臓周期に起こるできごと

図 1 心臓周期図 入内島十郎編集：臨床医のための循環生理 P12 より引用

左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期の前半のみであり、その後大動脈圧が左心室圧より高くなっても左心室からの血液の流出は継続する。左心室圧が大動脈圧よりも高くなった直後に大動脈弁は開放しているのではなく、小さな時間差を置いて開放している。

もある(図 2)(ベイツ診察法など)。圧勾配に逆ら

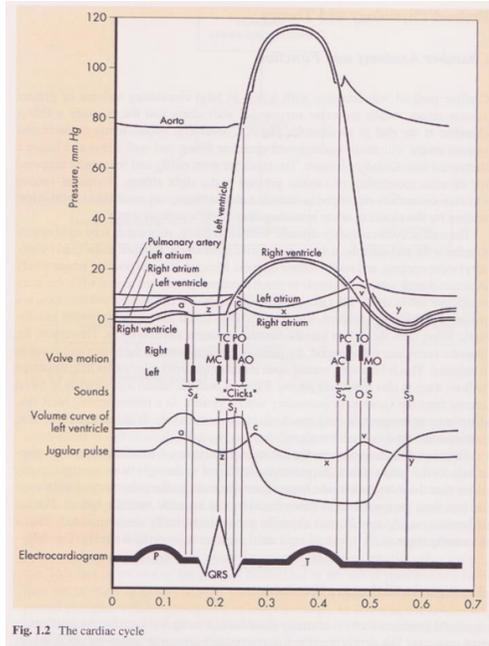


図2 多くの教科書にみられる心臓周期図 Saif Anwaruddin etc: Cardiovascular Hemodynamics An Introductory Guide Humana Press より引用  
収縮期の間、左心室圧は大動脈圧よりも高い値を保つ。最近の多くの教科書でこのような心周期図が認められる。左心室圧が大動脈圧より高くなった時点ではなく、小さな時間差で大動脈弁が開放している。

う血液の流出を慣性のせいであるという説明を受け入れ難いのではないかと推察される。心臓が力強く血液を大動脈に拍出していると考えのならば、収縮期間は左心室圧が大動脈圧よりも高くなければならぬ。つまり、左心室圧と大動脈圧に関しては、二つの説が存在する。この二つの説は明らかに異なっており、一方が正しければ、他方は誤っている。

入内島十郎先生編集の「臨床医のための循環生理」(図1)では心臓周期の図が12ページに記載されており、左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期前半のみである。この血液の流出の原因は慣性であると記載されている。Robert C. Littleの Physiology of the Heart & Circulation においても入内島先生の教科書と同様に左心室圧が大動

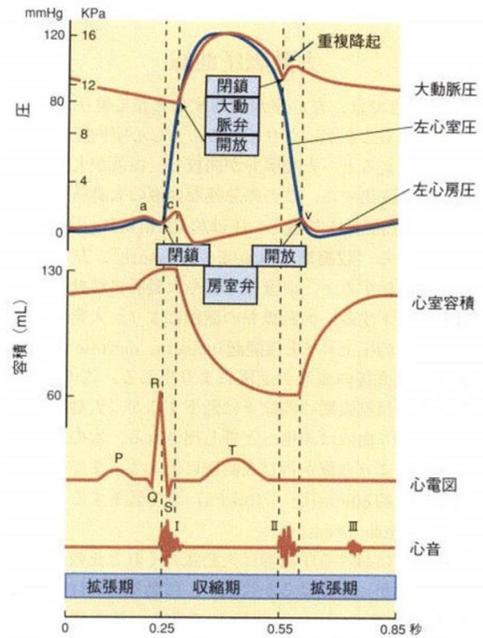


図3 オックスフォード生理学の心臓周期図  
左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期前半のみである。左心室圧が大動脈圧よりも高くなった時点で大動脈弁は開放している。ここでは小さな時間差は存在しない。

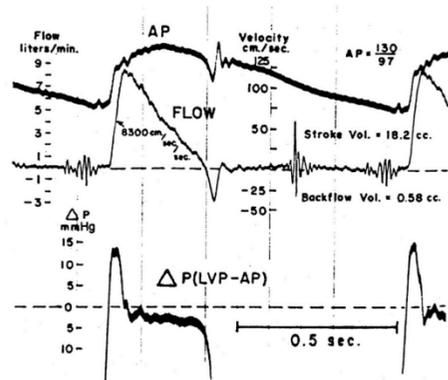


FIG 4-9. Relationship between pressure gradient ( $\Delta P$ ) and flow through aortic valve of the dog. Top, aortic pressure; middle, flow; and bottom, pressure gradient between ventricle and aorta. AP = aortic pressure; LVP = left ventricular pressure. (Modified from Spencer MP, Greiss FC: Circ Res 1962; 10:274. Used by permission.)

図4 左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期前半の一部である。左心室圧が大動脈圧よりも低くても左心室からの血液の流出は継続している。

脈圧より高いのは収縮期前半のみの心臓周期図が記載されている。この生理学の教科書にも引用

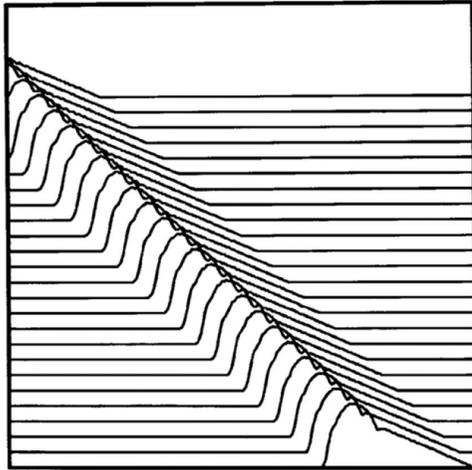


図5 非線形波動の数値シミュレーション 非線形弾性応答が一定の値を保つ場合、波形は形を変えずに末梢側へ伝搬する。これは非線形波動の特徴である。

されているが、Spencer<sup>3)</sup>らが左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期の前半であるとの詳細な図が報告されている(図4)。「心臓血管系の力学と基礎計測」<sup>4)</sup>の188ページにおいても左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期の前半のみである心周期図が掲載されている。ここでも圧勾配に逆らって血液が流出するのは慣性によるとの記載がみられる。著名な教科書ではどうだろうか。Hurst「The Heart」110ページには左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期前半だけの図が掲載されている。ただし、左心室圧が大動脈圧を下回っても前進流が維持される原因に関する記載はない。オックスフォード生理学においても、同様の心臓周期図の記載がみられる。しかし、この現象に対する説明はない。やはり、圧勾配に逆らって慣性で血流が前進するという説明は受け入れ難いものと思われる。ただし、著名な教科書において左心室圧が収縮期の途中で大動脈圧よりも低くなる心臓周期図を掲載していることに注意しなければならない。

左心室圧が収縮期の途中で大動脈圧よりも低くなる心臓周期図を掲載している教科書も、そうでない教科書もどちらも心臓を機械的ポンプと考えて

いる点では同じである。心臓から血液を駆出する場合には、心臓が機械的ポンプであると考えよりほかに血液を駆出する物理的な手段はないように考えられるからであろう。前者では多くの場合、慣性によって血液は前進し、後者の場合、心臓は力強く血液を駆出しなければならないと考えられているからである。

心臓は250~300g程度の重さしかないが、成人男性において一回に約80ml、安静時でも毎分5リットルの血液を休むことなく拍出する。更に運動時には毎分20リットルにも達する。心臓が機械的ポンプとしてそのようなことが可能なのであるうか。開心術の際に使用される人工心肺装置でも毎分5リットル程度の拍出量を維持することがせいぜいで、それ以上の心拍出量を維持することは困難であると言わざるを得ない。

著者は大動脈の血流は非線形波動による物質の運搬であり、心臓から発せられた圧力波動が大動脈に幾何学的膨大部を発生させ、この幾何学的変形が大動脈の血流の原因であると主張してきた<sup>17-24)</sup>。非線形波動では圧力波動は形を変えずに順行性に伝搬する。大動脈に発生する圧力波動は左心室で形成された圧力波動が伝搬したものである。圧力波動は幾何学的膨大部分を大動脈に誕生させる。この幾何学的膨大部が血液を左心室から吸い込むと考えなければならない。これが心臓からの血液の流出の原理であり、心臓は血液を力強く拍出しているのではなく、大動脈に伝搬した圧力波動によって血液を引っ張り出されていると考えなければならない。臨床的に動脈壁と血液は同時に動いているように見えるが、物理学的には動脈壁が先行し、血液はそれに従っている。血管壁が主であり、血液は従である。したがって血液が血管壁の上を滑っていくのではなく、伸展している血管壁に血液がついていくのだから、ずり応力は存在しないことになる。心臓からの血液の拍出は押し出している(push out)のではなく、大動脈に吸引(pull in)されていると考えなければならない。

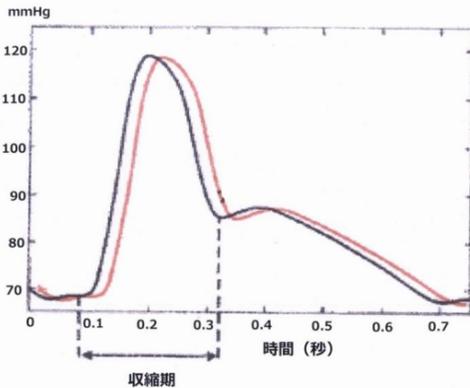


図 6 圧力波動が伝搬する場合、位相差が発生する。大動脈基部に出た直後の圧力波動は形を変えずに末梢側へ伝搬する。このため、赤線の末梢側の大動脈圧波形は収縮期の後半で中枢側の大動脈圧よりも高くなる。この状況でも幾何学的膨大部に血液は流れ込むので、血流は継続する。この位相は、左心室圧が収縮期の途中で大動脈圧よりも低くなるが、血流が継続する理由である。

大動脈壁の弾性は非線形弾性応答を持つ。すなわち、伸展長さと伸展応力の間に非線形関係がある。このような弾性体で圧力波動が発生した場合、非線形波動が発生する。非線形波動は圧力波動が一塊となり、順行性に伝搬する。順行性に伝搬する波動のみなので、反射波は存在しない。非線形波動では圧力波動の形を変えずに伝搬する特徴をもつ。左心室で誕生した圧力波動は小さなタイムラグを挟んで大動脈に伝搬する。この結果、時系列でみると、左心室の圧力波動は大動脈の圧力波動と小さな位相差を持っており、これが収縮期の後半に左心室圧が大動脈圧よりも小さくなる原因である(図6)。非線形波動による物質の移動では圧力の高い部分の血管壁と内部の血液が一体化して前方へ血液を運ぶので、あたかも圧力の高い部位に低い部位から血液が流れ込んでいるように見える。これが非線形波動による物質の移動の特徴である。

左心室から大動脈基部への血液の移動は圧波動の伝搬による物質の移動と考えられるが、大動脈における血液の移動も圧力波動の伝搬による物質の移動である。したがって、左心室から末梢の動

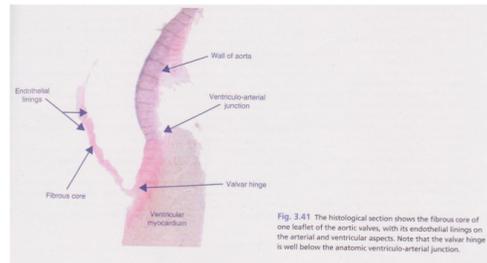


図 7 大動脈弁の起始部は左心室内である。大動脈壁は大動脈弁起始部から始まる。

脈に至るまで、血液の移動はすべて非線形圧力波動による物質の移動である。圧力波動で形成された幾何学的膨大部のみで血液の運動は生じており、その他の部位では血液は静止している。

入内島十郎先生の「臨床医のための循環生理」の心周期図では、左心室圧が大動脈圧よりも高くなった瞬間に大動脈弁が開放しているわけではない。純粋に圧力だけが動脈弁解放のトリガーならば、左心室圧が大動脈圧よりも高くなった瞬間に大動脈弁が開放しなければならない。ここにも2つの説があり、小さなタイムラグを置いてから大動脈弁が開放している図を載せている教科書もあれば、即座に大動脈弁が解放する図を載せている教科書が存在する。先述の「オックスフォード生理学」(図6)では左心室圧が大動脈圧を上回った瞬間に開放する図を掲載している。

大動脈弁解放の時期についても2つの説が存在する。心臓が力強く血液を駆出しているならば、大動脈弁は圧力差で即座に開放しなければならないが、左心室の圧力波動の伝搬によって、大動脈基部が拡張し、その陰圧で大動脈弁が開放しているのならば、左心室圧が大動脈圧よりも高くなった瞬間に大動脈弁が開放することはなく、小さなタイムラグがなければならない。なぜなら、そのタイムラグは左心室で発生した圧力波動が大動脈基部に伝搬し、大動脈基部を拡張させるために発生する時間であるからである。

時に左心室の心筋が大動脈壁に伸展している現象が認められるという<sup>9)</sup>。この報告では、その解剖学的理由は不明とされている。大動脈壁は左心

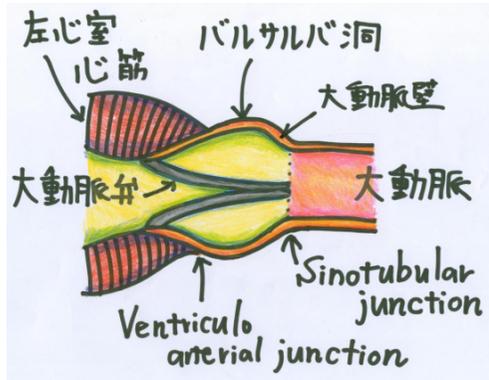


図8 大動脈弁起始部と大動脈基部の模式図 この解剖学的環境によって左心室で発生した圧波動は圧力値が大動脈圧より高くなっても、波動が大動脈弁起始部から Ventriculoarterial junction に伝搬するまで大動脈弁は開放しない。圧力波動が Ventriculoarterial junction を超えて、バルサルバ洞を拡張し始めた時点と大動脈弁が開放する時点が一致する。

室内に起始するが、左心室で覆われている大動脈壁は左心室心筋に抑え込まれ、拡張することができない。この解剖学的な構造は、左心室圧が大動脈圧を上回った瞬間に大動脈弁を解放させない原因である。圧力波動は大動脈弁起始部から左心室壁に覆われていない大動脈基部に到達するために小さな時間を要する。その後、大動脈基部に伝搬した圧波動は基部を拡張させ、左心室から血液を吸引することによって大動脈弁を解放させる。これが小さなタイムラグの理由である。もしこのタイムラグがなければ、左心室で十分な圧力波動を形成することができなくなってしまう。左心室の心筋は大動脈に伸展することが報告されている。その頻度は22%であり、左心室心筋の大動脈への伸展は、大動脈弁の開放を遅らせ、左室内で十分な圧力波動の作成を行う目的ではないかと推定される。

圧力波動は左心室で形成され、大動脈へ伝搬される。その後、大動脈基部に流入した血液に押される形で大動脈弁は閉鎖する。その後に、dicrotic notch 後の圧力波形が形成される。大動脈圧波形は二つの起源をもつ波形から形成されており、dicrotic notch 前は左心室で形成され、それ以後は

大動脈基部で形成される。

左心室からの血液の流出が機械的ポンプであると考えられるなら、左心室圧は収縮期の間は大動脈圧よりも高くなければならない。しかも大動脈に流入した血液の運動エネルギーが大動脈壁の弾性エネルギーに変換されなければならない。エネルギーの質的な変換効率は必ず100%以下になってしまう。この事実も心臓が機械的ポンプであることは不利あるように思われる。

左心室から伝搬した圧力波動が大動脈基部を拡張させて血流を呼び込む場合、大動脈壁の弾性エネルギーと血液の運動エネルギーは相互に変換されることはないで、エネルギーの相互変換は生じない。この点はエネルギーの効率の意味で有利である。血液の圧縮率は実質的に0なので、血液内部に圧力エネルギーは存在しない。動脈圧波動のエネルギーは動脈壁の弾性エネルギーと内部の血液の運動エネルギーのみである。そのため、それぞれの関係は実数と虚数の関係と同等である。実数と虚数は相互に変換されないからである。

動脈圧波動のエネルギーは動脈壁の弾性エネルギー(実数)と内部の血液の運動エネルギー(虚数)の関係とみることができるので、複素数(実数+虚数)の関係を適用できる。すなわち、弾性エネルギーと運動エネルギーが伝搬する過程は解析接続の関係を適用できる。ある部位Aから別の部位Bに動脈圧波動が伝搬する場合、弾性エネルギーと運動エネルギーの関係から経路は一意であると決定される。二つの相互に変換されない関数が滑らかに接続されなければならないからである。弾性エネルギーと運動エネルギーの関係は実数と虚数の関係に相当しており、相互に入れ替わらないので、それぞれのエネルギーは独立の関数として作用しなければならない。エネルギー関数は滑らかに連続しなければならない。これが動脈系のエネルギー伝搬が一意である理由であり、複素力学を導入できる理由である。エネルギーの伝搬形式は一つ存在し、一つのみである。

我々は左心室からただ一つの動脈圧波形が形成

されることを知っている。左心室から形成される解すなわち動脈圧波形は存在し、ただ一つである。この動脈圧波形が血液循環の要である。心臓が力強く血液を打ち出すのではなく、動脈圧波形が伝搬する過程で血液を運動させると考えなければならない。心臓は第一義的に圧波動発生装置であり、結果として血液を運動させているので、第二義的にポンプとしての作用を果たしているのである。

心臓周期図は3種類あげたが、結果的にいえば図1の入内島十郎先生の図が正しくなければならない。すなわち、左心室圧が大動脈圧よりも高いのは収縮期の前半のみであり、大動脈弁は左心室圧が大動脈圧よりも高くなった時点ではなく、小さな時間差をもって開放しなければならない。

古典力学においては場と物質は別々に考慮される。ニュートン力学においては、場とは絶対的空間であり、物質とは質点を指している。この考え方に我々は支配されており、物理的現象を考察する場合には必ず上記の考え方を踏襲するといっても過言ではない。では、循環系ではどうだろうか。循環系は血管という弾性管の網の中を血液が運動するシステムである。当然、弾性管が場であり、血液が物質である。物理学では場を時間と空間のパラメータを持つ関数と考える。したがって、拍動によって時間・空間的に変動する血管壁を場と考えることができる。循環系が通常の古典力学と異なる点は、場である弾性管が大きく運動する点である。この点についてこれまであまり考慮されてこなかったのは、場と物質を別々に考慮する古典力学の影響があると推定される。しかも弾性管を構成する壁には非線形弾性応答が存在し、この性質のために壁に伝わる波動は非線形波動という特殊な物理的性質が発生する。非線形波動に関する有名な N.J.Zabusky と M.D.Kruskal の論文<sup>1)</sup> が発表されたのが1965年である。したがって、すでに十分な時間がたっているが、非線形波動の物理的な現象に関して十分に研究されているとは言えない。動脈圧波動は非線形波動だが、その点から検討されることはほとんどないといってよい。し

たがって場と物質を切り離さずに考慮すること、非線形波動に関して研究することが循環動態学を研究するうえで重要であると著者は考える。

循環動態学で場(血管)と物質(血液)に分けたが、これは血管が血液に影響を与える空間だからである。物理学的には電磁場が考慮されることが多いが、ここでは工学的管腔と従来考えられている血管が血液を流す運動を生じる最も大きな要因であることを強調するからである。多くの生理学の教科書では、なぜか血管壁の運動と血液の運動の相互関係の詳細が記載されていないが、これは恐らく工学的管内流れの影響が推定される。工学的管内流れでは管は運動しないし、血液の運動のみが注視されている。先に発達した工学的管内流れの流体力学の影響がある。解析力学では場と物質を同時に考える。これは循環動態学を考える上で都合の良い考え方である。血管と血液は非常に複雑な相互関係をしながら結果的に血液の運動が発生している。解析力学は量子力学に用いるために学習されるから、一般的によく知られていないが、循環動態学にも非常に有用な概念を提供する。循環動態学に場の理論が有効に作用するが、ニュートン力学では場と物質を別々に考えるため、解析力学そのものになじみが薄くなっている。

同様なことは非線形波動についても言える。Zabusky らの1965年の論文<sup>1)</sup>によって、非線形波動のなかで特に波形の大きさが変わらないで伝搬するソリトンという概念が非常に有名になった。ただし、数学的には数値解析を用いなければ非線形偏微分方程式を扱うことができなかったが、その後、解析的な方法で扱える非線形波動が増えてきた。だが、非線形波動を物理的に丁寧<sup>27-40)</sup>に扱う教科書は非常に少なく、数学的な方面にのみ力が注がれている。しかも、非線形波動やソリトンは身近な物理現象としてどこにみられるのだろうか。この点でも非線形波動が縁遠い存在になっている。非線形波動の身近な例として挙げることができるのは、動脈圧波動と津波であると著者は考える。動脈圧波動は上記のごとくであ

り、津波は海底を伝搬する圧縮性の非線形波動である。ただし、これは著者の仮説である。一般的に津波は高潮と同等の記載となっている。体外衝撃波療法に用いられる衝撃波も非線形波動と考えられるが、そのような記載は少ないように思われる。このため非線形波動はなじみが薄い概念のまま経過している。しかし循環動態学の本質は非線形波動であり、この点を改善する必要がある。

## 結 語

左心室圧が大動脈圧より高いのは収縮期の前半だけである。これは、左心室から大動脈への血液の駆出が機械的ポンプ作用によるものではなく、左心室で発生した圧力波動の伝搬がもたらす幾何学的空間変動が血液の移動を起こしている証拠である。この圧力差は圧波動伝搬の位相差によるものであり、血液の移動は非線形波動伝搬による物質の移動である。

心臓は機械的ポンプではなく、左心室で圧力波動を形成することのみを行う。圧力波動は大動脈基部に伝搬し、幾何学的変形を大動脈基部に発生させる。大動脈基部の幾何学的・空間的拡大が左心室から血液を吸引することによって心臓から大動脈基部への血液の流出が完成する。したがって、心臓からの血液の拍出は押し出しではなく、大動脈基部へ血液が引き込まれている。心臓は第一義的に圧波動発生装置であり、結果として血液を運動させているので、第二義的にポンプとしての作用を果たしているのである。

## 参考文献

1. N.J.Zabusky, M.D.Kruskal: Interaction of Solitons in a collisionless plasma and the recurrence of initial state Volume15, Number6 1965 Physical review letters
2. 内内島十郎:「臨床医のための循環生理」1976 東京, 真興交易医書出版部
3. Spencer, Greiss: Circulation Research 10: 274, 1962
4. 沖野 遥, 菅原基晃, 松尾裕英: 心臓血管系の力学と基礎計測: 1980, 東京, 講談社サイエンティフィック
5. Saif Anwaruddin etc: Cardiovascular Hemodynamics: 2013, New York, Springer
6. ガイトン, ホール: オックスフォード生理学: 2021 ELSEVIER
7. Robert C. Little: Physiology of the Heart & Circulation 3rd 1985 Chicago Year Book Medical Publishers
8. Benson R. Wilcox, Andrew C. Cook, Robert H. Anderson: Surgical Anatomy of the Heart 2004 Cambridge University Press
9. Cha Hasdemir etc: Demonstration of Ventricular Myocardial Extensions into the Pulmonary Artery and Aorta Beyond the Ventriculo-Arterial junction volume 30 Issue 4 P534-539 2007 Pacing and clinical Electrophysiology
10. 渡辺慎介: ソリトン物理入門 1985, 東京, 培風館
11. ランダウ, リフシッツ: 理論物理学教程 力学 (増訂第3版) 1974, 東京, 東京図書
12. ランダウ, リフシッツ: 物理学小教程 力学・場の理論 2008, 東京, 筑摩書房
13. V.I. アーノルド: 古典力学の数学的方法 1980, 東京, 岩波書店
14. ファインマン, レイトン, サンズ: ファインマン物理学 III 電磁気学 1969, 東京, 岩波書店
15. ゴールドスタイン, ポール, サーフコ: 古典力学 (上・下) 2006, 東京, 吉岡書店
16. 山本義隆, 中村孔一: 解析力学 I, II 1998, 東京, 朝倉書店
17. 横山博俊: 左心室-大動脈血流モデル 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2011 96-104, 2012
18. 横山博俊: 心第血管系の数値流体力学の問題点 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2012 56-67, 2013
19. 横山博俊: 非標準的圧縮性流体解析による心第血管系の数値流体力学 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2013 18-26 2015
20. 横山博俊: ラグランジュ力学 (解析力学) の動脈系への適用, 及び微分可能多様体の, 動脈壁と動脈内腔への対応 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2014 53-62 2016
21. 横山博俊: トーラスで計算する弾性管内拍動流 - 空間変動によって受動的に運動する流体粒子 - 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2015 55-64 2016
22. 横山博俊: トポロジーによる動脈内流体粒子の軌跡の算出 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2016 30-34 2017
23. 横山博俊: ハミルトンの最小作用の原理による動脈の血行動態 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2017 40-47 2018
24. 横山博俊: 人体の血管内血流は螺旋状に回転して流れる 日本麻酔・集中治療とテクノロジー 2019 62-68 2020
25. 高橋亮一, 棚町芳弘: 差分法 1991, 東京, 培風館
26. 山崎郭滋: 偏微分方程式の数値解法入門 1993, 東

京, 森北出版

Hirotoishi Yokoyama

27. 戸田盛和, 渡辺慎介: 非線形力学 1984, 東京, 共立出版株式会社
28. 戸田盛和: 非線形波動とソリトン (新版)2000, 東京, 日本評論社
29. 田中光宏: 非線形波動の物理 2017, 東京, 森北出版株式会社
30. 谷内俊弥, 西原功修: 非線形波動 1977, 東京, 岩波書店
31. 和達三樹: 非線形波動 (岩波講座 現代の物理学)1992, 東京, 岩波書店
32. 大宮眞弓: 非線形波動の古典解析-ソリトン, それに続く非線形の世界- 2008, 東京, 森北出版株式会社
33. P.G.Drazin, R.S.Johnson: Solitons: an introduction 1989 Cambridge University Press
34. 戸田盛和: 非線形格子力学 増補版 1987, 東京, 岩波書店
35. 矢嶋信男, 野木達夫: 発展方程式の数値解析 1977, 東京, 岩波書店
36. 田中広城: 発展方程式 1975, 東京, 岩波書店
37. 井ノ口順一: 曲線とソリトン 2010, 東京, 朝倉書店
38. アプロピッツ, シーガー: 薩摩順吉, 及川正行訳: ソリトンと逆散乱変換 1991, 東京, 日本評論社
39. 三輪哲二, 神保道夫, 伊達悦朗: ソリトンの数理 2007, 東京, 岩波書店
40. 佐藤幹夫著述 野海正俊記録: ソリトン方程式と普遍グラスマン多様体 1984 上智大学数学講究録 No.18

#### ABSTRACT

The heart is a pressure wave generator

Left ventricular pressure is higher than aortic pressure only at the beginning of systole. This is evidence that the ejection of blood from the left ventricle to the aorta is not caused by mechanical pumping, but by geometrical and spatial variations caused by the propagation of pressure waves generated in the left ventricle. This pressure difference is due to the phase difference in the pressure wave propagation, and the blood movement is the movement of material due to nonlinear wave propagation.

The heart is not a mechanical pump, but only forms pressure waves in the left ventricle. The pressure wave propagates to the aortic root, causing a geometric deformation of the aortic root. The geometric and spatial expansion of the aortic root draws blood from the left ventricle, thereby completing the outflow of blood from the heart to the aortic root. Thus, the beating of blood from the heart is not a push, but a drawing of blood into the aortic root. Since the heart is first and foremost a pressure wave generator and consequently exercises the blood, it acts as a pump in the second sense.

*Department of Anesthesiology,  
Kanazawa Medical Center*

# 全置換型人工心臓はどのように作るべきか

横山 博俊

## はじめに

心臓は圧力波動を発生させる装置でなければならぬ。このため、全置換型人工心臓を開発する場合には、左心室で十分な大きさの圧力波動を形成することを重視する必要がある。この目的のため直列電磁コイル方式のソフトアクチュエータの開発を試みてきた。今回、直列電磁コイルの電流の向きを調節するために、トランジスタを用いる方式を取り入れた。その開発状況と問題点について検討したので報告する。

## 方法

前回、報告した直列電磁コイル方式は手で電磁コイルの電流の向きを逆転させるものであった。今回、電流の向きをコントロールするためにトランジスタを用いる方式を採用した。トランジスタは小さな電流をオンオフすることによって、電磁コイルに流す大電流をオンオフできる。ただし、一つの電磁コイルの電流の向きをコントロールするために4個のトランジスタが必要になる。この回路をHブリッジ回路という。また、管内部の永久磁石を運動させるためには大電流を流さなければならない。このため、電子回路向けに設計されたトランジスタではだめで、大電流用のパワートランジスタを用意しなければならない。更に厳密にいうなら電子回路で電流をオンオフするためには非常に微弱な電流でHブリッジの回路電流を調節しなければならない。このため、2重のトランジスタ回路を作らなければならない。このため、回路は非常に複雑なものになってしまう。通常、複雑な電子回路の作成にはブレッドボードという半田ごて不要の電子キットがある。ただし、

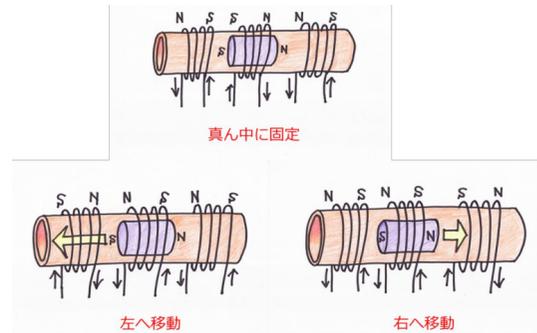


図1 弾性管内部に円筒状の永久磁石をおいて、電磁コイルで永久磁石を移動させる。電磁コイルの電流の向きをコントロールすることで永久磁石の移動の方向を決定する。静止させることも可能である。

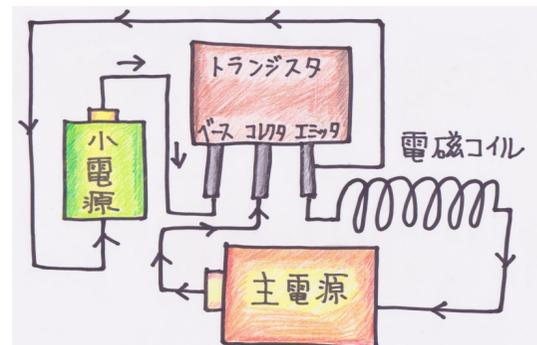


図2 トランジスタの原理。ベースとエミッタ間に小電流を流すことによってコレクタとエミッタ間に大電流を流すことが可能になる。今回の実験に用いたのは非常に大きな電流を流すことができるパワートランジスタである。

電流量の大きなパワートランジスタは規格が大きく、通常のブレッドボードを使用することができない。このため、今回は非常にシンプルな回路のみを作成した。

## 結果

パワートランジスタを用いたHブリッジ回

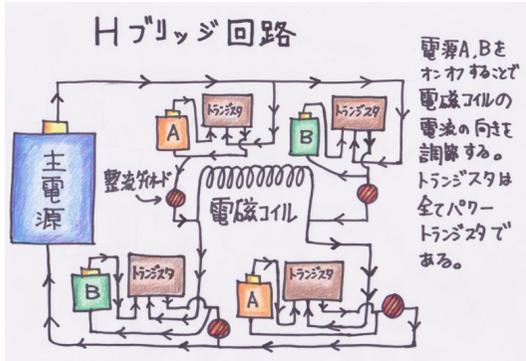


図 3 電子回路として中央の電磁コイルの電流を調節するために 4 個のトランジスタを必要とする。小電源 A および B を交互にオンオフすることによって電磁コイルの電流の向きを電子回路で制御できる。整流ダイオードは逆流電流によってトランジスタが破損しないように配置した。このような回路は H ブリッジ回路と呼ばれている。

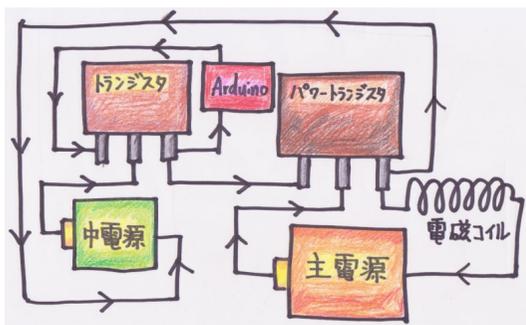


図 4 トランジスタを電子回路で制御するためには更に Arduino という電子制御回路を組み込む必要がある。一つの Arduino によって図 3 における小電源 A,B のオンオフを電子的に制御可能となる。

路は正常に作動した。ただし、Arduino という電子キットをうまく回路に組み込むことができず、H ブリッジ回路を手動で作動することになった。また、電磁コイルが非常に大きな熱量を発生する問題も解決はできなかった。

### 考 察

今回試みたことは心筋細胞の代替を担うソフトアクチュエータを開発することである。ソフトアクチュエータの開発は予想以上に難航し、実際に稼働するまでかなりの時間を要した。H ブリッジ回路は実際に組み上げるとかなり複雑で、電気回



図 5 煩雑な半田ごてによる接続を不要とするブレッドボード。簡便に電子回路を作成することを可能とする。

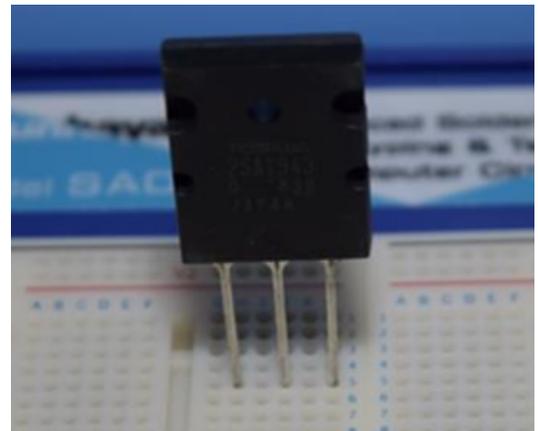


図 6 今回の実験では電磁回路に大電流 (10A 以上) を流す必要があり、このため大電流に対応したパワートランジスタを用いる必要があった。しかし、パワートランジスタは市販のブレッドボードには対応していないため、はめ込むことができない。大電流は人体に非常に危険であり、注意を要するためと思われる。

路がうまく整理されないと、正しく回路が配線されているかどうかの判断が非常に難しくなった。トランジスタが通常の電子回路用のものを最初用いたため、大きな電流を流すとトランジスタに電流過負荷となって、簡単にブレークダウンを起こしてしまう。つまり、発熱によってトランジスタが焼けてしまった。パワートランジスタは大電流を調節するために欠かせないものであり、ここで非常に時間を要してしまった。

全置換型人工心臓は最近では、2000 年米国のアビオメド社がアビオコアを開発し、7 例の患者に実装した。その経過は日経サイエンス誌にも掲載され、詳細を知ることができる。アビオコアは

人工心臓内部の血栓の発生をコントロールすることができず、多量の抗凝固剤を用いなければならなかった。結局、人工心臓による長期間の生存は難しく、アビオメド社は全置換型人工心臓の開発から撤退している。

2014年フランスのカルマト社が人工心臓を開発し、生体の心臓移植までの繋ぎの目的だが、臨床における使用が発表された。心臓内部をバイオプロテーゼで覆い、アビオコアが陥った心臓内部の血栓発生の問題を回避しようと試みられている。

両社の全置換型人工心臓はそれぞれ臨床実験が行われている。しかし、両社の製品は心臓が圧波動発射装置であるという前提では作られておらず、機械的ポンプとして製作されている。現時点では心臓は一般的に機械的ポンプとして認識されているためであろう。したがって、心臓が圧力波動の発射装置であり、それが大動脈壁に幾何学的膨大部を形成し、その膨大部が螺旋状に回旋し、内部の血液を運搬するという概念からすると十分に満たすものではないということが著者の意見である。この問題は将来の課題である。

複雑な心臓の動きをソフトアクチュエータで代用させようという考えは少々回り道過ぎるかも知れない。心筋の作用を果たすソフトアクチュエータを開発するには、技術的な閾値が高く、発熱など解決の困難と思われる問題が存在するからである。しかし、ソフトアクチュエータは応用性が高く、この問題は技術的な挑戦であるといえる。なぜなら、ソフトアクチュエータは人型ロボットを開発する際の大きな問題になっているからである。人間の筋肉に近いものが開発されれば、大きな技術的ブレークスルーが生じる。ソフトアクチュエータを制する者は未来を制するといわれる所以である。したがって、ソフトアクチュエータの開発には時間とエネルギーと経費をかけなければならない。

現時点では、まだ十分な心筋機能の再現に成功していない。この問題は重要な課題であるため、時間をかけて取り組んで行かなければならない。

## 結 論

全置換型人工心臓を開発するため、人工心筋の開発を試みている。弾性管を用いた直列電磁コイル方式に対し、電流の向きをコントロールするためにパワートランジスタを用いる回路の作成を行った。しかし、パワートランジスタを用いる回路は非常に複雑化するため、電子回路による完全な自動制御には至っておらず、さらなる研究が必要である。

## 参考文献

1. パノフスキー、フィリップス：新版 電磁気学 (上・下)2002, 東京, 吉岡書店
2. 富山小太郎：電磁気学 1972, 東京, 岩波書店
3. 赤津観：最新モータ技術のすべてがわかる本 2012, 東京, ナツメ社
4. 長田義仁：ソフトアクチュエータ開発の最前線 - 人工筋肉の実現を目指して- 2004, 東京, エヌ・ティー・エス
5. 実用化に向けたソフトアクチュエータの開発と応用・制御技術 2017, 東京, シーエムシー出版
6. 高本孝頼：みんなの Arduino 入門 2014, 東京, リックテレコム
7. Massimo Banzì, Michael Shiloh: 船田巧訳：Arduino をはじめよう 第3版 2015, 東京, オライリージャパン

## ABSTRACT

How should a total replacement artificial heart be made?

Hirotoishi Yokoyama

The heart must be a pressure wave generating device. Therefore, when developing a total replacement artificial heart, emphasis must be placed on forming pressure waves of sufficient magnitude in the left ventricle. We have attempted to develop a series electromagnetic coil-based soft actuator for this function. This time, we have incorporated a method using a transistor to adjust the direction of the current in the series electromagnetic coils.

What I attempted to do this time was to develop a soft actuator to replace the cardiomyocytes. The development of the soft actuator

was more difficult than expected, and it took quite some time before it was actually operational. the H-bridge circuit was quite complex when actually assembled, and if the electrical circuit was not well organized, it became very difficult to determine if the circuit was wired correctly. Because the transistors were initially used for ordinary electronic circuits, a large current flow would cause a current overload on the transistors, which could easily cause a breakdown. In other words, the transistors burned out due to heat generation. Power transistors are indispensable for regulating high currents,

and here, too, it took time.

In order to develop a total replacement artificial heart, I am attempting to develop an artificial myocardium. In contrast to the series electromagnetic coil method using an elastic tube, I have created a circuit that uses a power transistor to control the direction of the current. However, the circuit using power transistors is very complicated, so I have not yet achieved fully automatic control by electronic circuits, and further research is needed.

*Department of Anesthesiology,  
Kanazawa Medical Center*

# 麻酔科医から見た華岡流全身麻酔下手術のノイエス - 青洲と門人たちが成し遂げた世界的な業績について - 土手 健太郎 , 高石 和 , 藤谷 太郎 , 矢野 雅起 , 中西 和雄

## はじめに

西洋医学導入以前の華岡流を中心とした手術、麻酔には、国際的にみても素晴らしい業績があるものの、日本の麻酔科医にも知られてない。そこで、19世紀前半に行われた特記すべき手術、麻酔について報告する。

## 方法

いくつかの麻酔科学史や医学史の著書や論文集から、西洋医学導入前の日本における手術、麻酔の記載の中で、国際的にも評価されるものを見つけ出し、検討を加えた。

## 結果

国際的にも評価されるべき業績 7 件が見つかった。

No.2 1809:  
乳癌と再発で3回手術を行った4症例

症例	1	2	3	4
氏名	重助 内	奈良屋治右衛門 母	丹波屋善右衛門 母	松原定碩 妻
住所	紀州杉原村	京都五条東洞	但馬城崎津島村	尾州津島
1回目の手術	文化5年6月	文政3年1月	文政10年8月	文政12年2月
2回目の手術	文化5年11月	文政3年9月	文政12年10月	文政12年10月
3回目の手術	文化6年2月 (1809)	文政4年5月 (1821)	文政13年10月 (1830)	天保2年4月 (1831)

(2)1809年、乳癌とその再発で3回手術を行った4症例<sup>2)</sup>



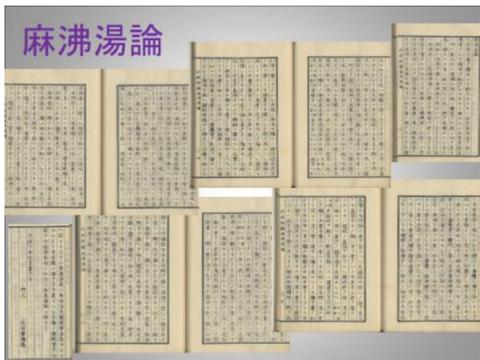
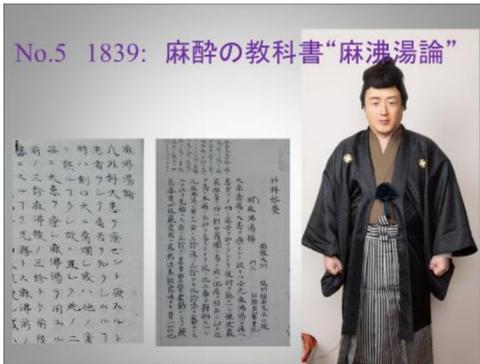
(3)1827年、妊婦の全身麻酔例 (備前金川)<sup>3)</sup>



(1)1804年、記録に残る世界で最初の全身麻酔例 (紀伊平山)<sup>1)</sup>



(4)1838年、小児麻酔の記述 (常陸水戸)<sup>4)</sup>



(5)1839年，麻酔の教科書『麻沸湯論』(伊予大洲)<sup>5)</sup>



(7)1840年，世界で二番目の麻酔科医(伊予大洲)<sup>7)</sup>

### 考察

シカゴの外科博物館に青洲の絵画があるものの、青洲の発見が世界に知られているとは思えなかった。しかし、松木ら麻酔科医の努力で、青洲の手術が世界で最初の全身麻酔例であることが理解されてきた。その麻酔科医の視点で見ると上記の7件の事象のうち(1)から(6)は世界で初めての事象で、(7)は世界で2番目の事象と考えられた。1904年～1940年に行われた上記7件は、当時の全身麻酔が開発されていなかった欧米では行えなかった事象で、今後海外にもアピールすべきと考える。

### 結論

1804年華岡青洲の全身麻酔下の手術以降、7件の国際的にみても重要な業績が認められた。19世紀前半、日本では華岡流全身麻酔法を駆使して、世界的にみても高水準な全身麻酔下手術が行われていた。

### 参考文献

1. 1804年，記録に残る世界で最初の全身麻酔例 (Matsuki, Anesthesiology, 1973 (紀伊平山))
2. 1809年，乳癌とその再発で3回手術を行った4症例 (松木, 日本医学史雑誌, 2019 (紀伊平山))



(6)1840年，全身麻酔下の手術図(伊予大洲)<sup>6)</sup>

3. 1827年, 妊婦の全身麻酔例 (松木, 麻酔, 2017 (備前金川))
4. 1838年, 小児麻酔の記述 (Iwai, J. Pediatric. Anes, 1988 (常陸水戸))
5. 1839年, 麻酔の教科書“麻沸湯論”(Dote, J. Anesthesia history, 2016 (伊予大洲))
6. 1840年, 全身麻酔下の手術図 (Dote, Anes & Ana, 2014 (伊予大洲))
7. 1840年, 世界で二番目の麻酔科医 (土手, 麻酔, 2014 (伊予大洲))

土手 健太郎  
愛媛県立中央病院麻酔科・集中治療部  
〒790-0024 愛媛県松山市春日町 83 番地  
電話番号 089-947-1111 内線 (6280)  
dotekk1@gmail.com

# 部材交換作業が簡便で透過視認性を改善した 天蓋型飛沫飛散防止シールド

本地川 裕之

## はじめに

対象が周囲環境から影響を受けることを防ぐために、また逆に対象が周囲環境に及ぼす影響を防ぐために空間的に分離したい場合がある。新型コロナウイルス感染症の拡大によって医療現場ではPPE<sup>3</sup>による対応がなされてきたが、医療者個人を分離する手法であり患者と周囲環境は分離できていない。

## 飛沫飛散防止装置の現状

処置室など室内空間全体への飛沫飛散を局所化する目的で、患者頭部を収容する透明樹脂板製ケースや金属フレームに透明シート材を被せた装置で空間を分離する方法が考案・実用化されているが、幅の狭い寝台で使用すると、寝台が移動する際に脱落してしまう可能性がある(図1, 図2)。

樹脂板、シート材ともに透過視認性は得られるが、樹脂板は繰り返し使用で透過性が劣化する可能性がある。シート材の透過性は良好ではあるがカーテンのように皺や弛みで平面性が保てなければ、透過視認性は低下する。

再利用する樹脂板は都度、手作業による清拭作業が必要である。透明シート材を使用する場合も、シート材よりも患者側に位置しているフレームは清拭作業が必要となる。

## 飛沫飛散防止装置に想定した 5つの課題と解決案

課題1 空間分離という基本機能を確保すること

本考案では患者臥床面の形状に柔軟に対応できる透明シート材を採用した。これは課題1をほぼ満足する。

本地川医院

<sup>3</sup>personal protective equipment

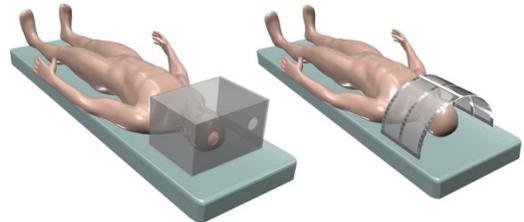


図1 飛沫飛散シールドの例 左：透明樹脂板によるボックス形状 右：フレームを透明シートで被覆

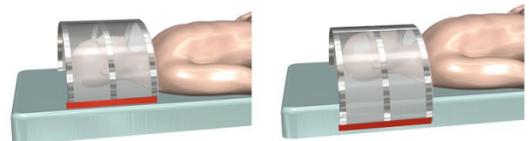


図2 フレーム型飛沫飛散シールドを幅の狭い寝台で使用すると右のように脱落することがある。

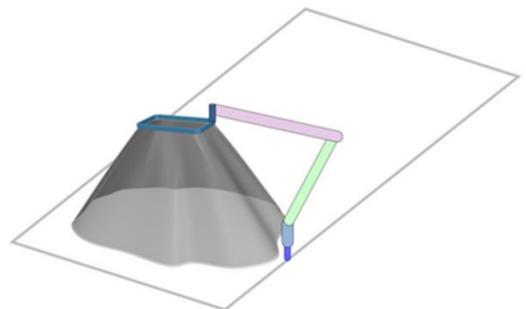


図3 天蓋型シールドの初期概念図 フレームを多関節アームで空中に保持。アームはストレッチャーなどに備わる点滴支柱用縦孔に挿置する。

課題2 装置を寝台上に載置することに起因する装置脱落を防ぐこと

装置脱落は寝台面に装置を載置することが主因と思われるので「蚊帳」のように空中懸架で分離空間の天面と側面を形成する天蓋型を試みた。これは透明シート材とも相性が良い。シート材の空中位置保持は、デスク用照明スタンドのような多

関節アーム機構を用い、寝台側に備わる点滴支柱



図 4 壺に油紙を被せて紐で結紮する伝統的な容器封鎖方法。結紮により締着力をコントロールする。



図 5 図 4 における紐を固定長の輪に替えて、壺の直径を拡大しても締着力コントロールが可能となる。



図 6 矩形型フレームのコーナーのひとつを内側方向に摺動自在とすることで固定長バンドへの締着力をコントロールできる。

装着用の縦孔に挿設する様式を想定した。(図 3)  
課題 3 患者の状態観察や処置時手技のために良好な視認性を確保すること

透明シートの皺やタルミを軽減するために部分的に平面性を確保する観察窓を採用した。観察窓フレームの辺縁全周でシート材に張力を加える機構とすることで、皺やタルミを低減するようにした。今回はそのフレーム機構に把持機能を兼ねさせて保持機構に連結するようにした。任意の位置、任意の角度で保持が可能となった。

課題 4 使用した後始末と交換作業が簡便かつ安全に行えること

フレーム型装置で必要なフレームの清拭を不要とするために非交換部材が分離空間の内側側に存在しない機構を求めた。以下、分離した空間の内部と外部、それぞれに位置する部材を内部部材と外部部材と称することにする。例えば食材を壺に入れ油紙の蓋を紐で縛って封をする空間分離手法

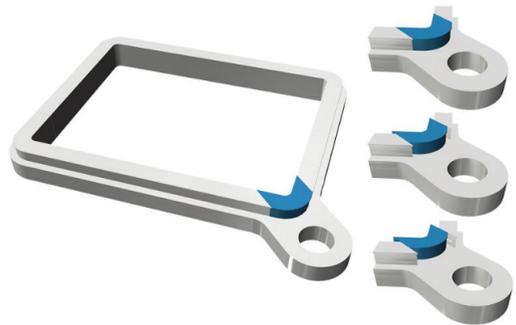


図 7 左：図 6 の矩形型フレームに空中保持用の連結部材を一体化した様子。右：摺動可能な部材(青色)がスライドする様子。



図 8 上：左はスライド部材を締着力オンにした状態。右は締着力オフにした状態。下：スライド部材を 1 コーナーに有する矩形型フレームの 3 D プリント試作。

で、油紙を十分な面積に拡大すると空間が分離できる(図 4)。医療者が壺の側にいるとすると壺は外部部材、紐は内部部材となる。空間の分離と解除は紐という内部部材の緊迫と弛緩で行うことになる。すなわち患者側にある部材の操作が必要で操作は困難になりうる。外部部材である壺の直径が拡大縮小自在だと、紐の周長が固定でも空間の分離と解除を行える(図 5)。凸多角形の場合には、1 つ以上の頂点を内側方向に移動自在にすること



図 9 矩形フレームに 9mm 幅ポリプロピレン製バンドを装着した様子。シートに代えてオレンジ色の紙片を挟んでいる。上：摺動部材は諦着力オフの状態。下：摺動部材は諦着力オンの状態。

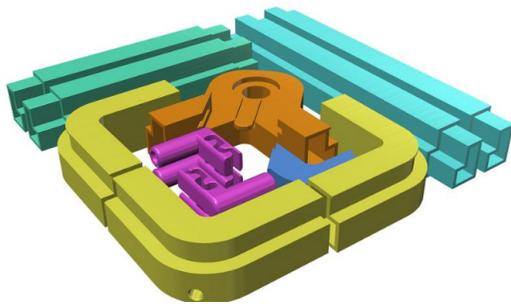


図 10 本案試作を 3D プリントに出稿する直前のチェック画像。4 つのコーナーと 4 本の直線部材はオモチャのレールのように連結可能であり、不使用時には分解できる。

で周長を可変にできる点に着目し、摺動可能な頂点をもつ矩形のフレームを 3D プリントで試作した(図 6, 図 7, 図 8)。この試作フレームは把持部材連結機構を備え、多関節アームに連結できる。本実証試作では 9mm 幅の梱包用ポリプロピレン製バンドをリング状に加工して内部部材として使用した(図 9)。

課題 5 使用する交換部材は低廉かつ調達容易でディスプレイ可能であること

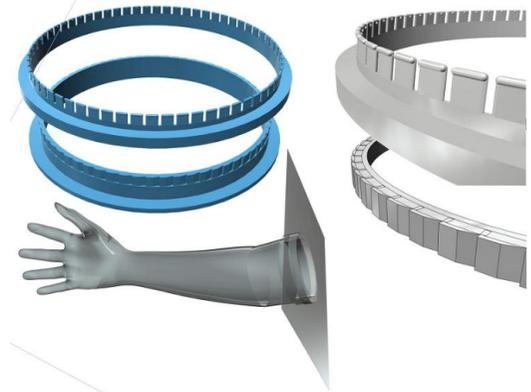


図 11 王冠状のフレーム案

左上：外輪と内輪の二つの部分から構成される。右：外輪(上)は外方向に弾力的に反ることが可能で先端に爪を有する。内側に押出用の小突起を有する。内輪は外輪の可動部材に対して押出力を付勢あるいは解除できる。

左下：王冠状フレームを使って、本案で使用する透明シートの垂れ下がった部分に上腕部まで収容可能な手袋を装着した様子。

バンドに使うポリプロピレンは低廉であり加工も容易である。透明シートも低廉で一般的な裁断加工のみで利用できることで課題 5 を満足する。

さらに次の 2 つの補足課題を追加・検討した。  
補足課題 A: 新型コロナウイルス感染症が沈静化して平常業務形態に戻った際、すなわち使用しない場合にも保管に高張らないこと

フレーム部分はコーナーと辺が着脱可能で不使用時には分解して保管できる。補足課題 A を満足する可能性が高い。図 10 は本案試作の 3D CAD データである。コーナー部分と辺の部分とを分離して生成し、使用時に連結する構成とした。

補足課題 B: 用途拡張性を考慮し、より多様な場面・用途で利用できること

\* シート材に影響を及ぼさない低発熱性の光源をフレームに内蔵することで観察窓として使用する際の視認性を改善できる。

\* フレーム形状は矩形に限定されない。円形の王冠状構造でも直径・縮径を自在にコントロール可能であり図 11 に示すような円形の王冠状構造の外外部材を用意すると上腕部まで収容する処置用



図 12 病室用ベッドの柵用縦孔に本案の装置を使用した場合に、装置全体が回旋することを防ぐための拡張・縮径機構の一案。円錐状の部材が移動することで楔状の部材が3方向に拡張・縮径するように移動する。

手袋を用いて分離した外側空間から使用することが可能となる。手袋ではなく先が盲端の長袋を用意すれば超音波エコーのプローブなどを患者側に暴露することなく使用できる。

\* 前記、長手袋を対側に追加することで大規模災害時に露天環境でも処置対象部位のみを清潔環境として空間分離できるので、介助者とともに小手術を実施できる。

\* 装置を病棟用ベッドの柵用縦孔に挿着して使用すると意に反して回旋する。本装置側の基部に拡張・縮径機構を内蔵することで装置全体の不必要な回旋を抑止することができる。(図 12)

\* 観察窓のサイズだけで構成する天面では、内部空間の狭小感は免れない。より大きな天面を確保するためにフレームの各頂点に装着したスパイダーアーム先端のクリップでシートを掴み天面を拡大できる。(図 13)

\* スパイダーアームをフレキシブルな部材とすることで、例えば観察窓を気管挿管処置の視線に適した位置に移動させてもシート材を任意の位置で懸架し、内部空間を保つことができる。

## 結 語

飛沫飛散防止シールドの検討に始まった本考案であったが、医療で必要とされる空間分離につい

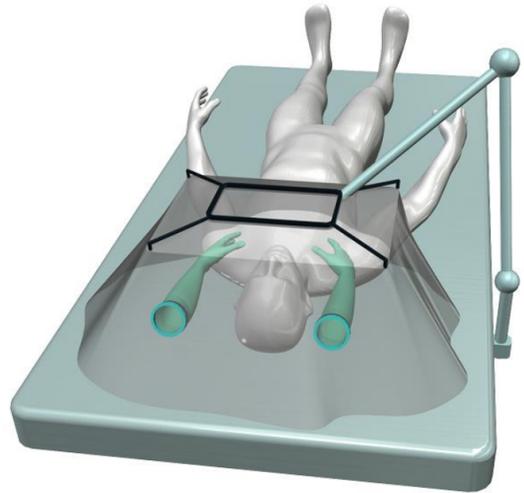


図 13 処置用寝台に本案装置を装着した図。矩形フレームは多関節アームで空中に保持される。多関節アームは寝台の点滴支柱用縦孔を利用して寝台に装着される。内部空間の狭小さを緩和するために矩形フレームの各コーナーから伸びるスパイダーアームでシートを懸架し天面の拡大を図っている。患者の頭側に位置するシートには図 11 で示した処置用手袋部材が1双設置されており、空間を分離した状態で内部の処置が可能である。この手袋部材を対抗する側にも追加すると介助者も治療に参画可能となり、例えば災害現場での小手術にも利用可能となる。

て広く検討する機会になった。医療部材は製造、流通などの調達コストに加えて、廃棄コストも無視できない。社会状況によっては調達も制限される事態を勘案する必要がある。機能維持には一般用途部材を転用できる工夫が重要であるとあらためて意識させられた。また、従来は図上で検討を重ねるに留まっていたアイデアを、発案者としての医師自身が3D CADで表現することが可能となり、さらに3Dプリントでモックアップあるいは実稼働試作を作成可能となった。今後の医工連携にとって強力な道具立てが整いつつあることを実感した。

# 全身麻酔中の脳波の瞬時周波数を解析する Hilbert-Huang 変換解析ソフトウェア HHT Analyzer の開発

佐和貞治\* , 小畑友里江\*,† , 山田知見\*

## はじめに

観測された生体からの信号データは、様々な変動周期や振幅をもつ波形が混ざり合って構成され、その特徴は時間とともに変化する。これらの波形信号の解析方法の一つとして、フーリエ変換 (Fourier Transform, FT) を基礎とする周波数成分の解析 (フーリエ変換) が広く用いられている。フーリエ解析では、周波数分解能と時間分解能がトレードオフの関係にあり、短時間に発生する現象の変化を時間軸上で特定することには長けていない。また解析対象のデータを周期関数の重ねで表現するため、必然的に線形性と定常性の条件が課されている。

Huang らは非線形データへのアプローチとして、経験的モード分解法 (empirical mode decomposition, EMD) と Hilbert 変換 (Hilbert transform, HT) を組み合わせた Hilbert-Huang 変換 (Hilbert-Huang transform, HHT) を提案した<sup>1,2)</sup>。EMD では、波形データを固有モード関数 (intrinsic mode function, IMF) と残りの成分に分解する。各 IMF に対して Hilbert 変換を行うことで、狭域帯での瞬時周波数と振幅の時間変化を求めて時間-周波数空間上の信号として表現し、エネルギーの時間-周波数分布である Hilbert スペクトルを示すことで特徴抽出を可能とする。この HHT を全身麻酔中の脳波に適用して、全身麻酔作用に伴う経時的な特徴変化の抽出に応用する試みも報告されてきた<sup>3,4)</sup>。

今回、我々は全身麻酔時に BIS モニタから取得した脳波波形の経時的な特徴変化について HHT 法で評価するためのソフトウェア HHT Analyzer

を汎用コンピュータ言語 Java と Processing を用いて開発したので、HHT の理論的な解説も含めて本稿にまとめる。

## 経験的モード分解法 (empirical mode decomposition, EMD)

非定常信号を分析する手法として Huang らによって EMD 法が提案された<sup>1)</sup>。EMD は、式 (1) で表記される信号  $x(t)$  を IMF) の和と残差  $r(t)$  に分解する手法である。

$$x(t) = \sum_{k=1}^K C_k(t) + r(t) \dots\dots\dots (1)$$

ただし、 $K$  は IMF のチャンネル数を表す。EMD によって分解される IMF は次に示す 2 つの制約条件を満たさなければならない。

1. 信号の極値の数と信号のゼロ交差数は同じか 1 つ違いであること。
2. 信号の任意の点において、極大点と極小点から作られるエンベロープ (上側エンベロープと下側エンベロープ) の平均値がゼロであること。

EMD の信号分解プロセスについて以下に示す。EMD の信号分解の手順はまず  $x(t)$  に極値があるかを確認し、極値がある場合、原信号  $x(t)$  を  $h(t)$  とおき、 $h(t)$  が二つの制約条件を満たしているか確認する。満たしていなければ、 $h(t)$  の極大点 (極小点) を 3 次スプライン曲線で補間を行い、上側のエンベロープを  $upper(t)$ 、下側のエンベロープを  $lower(t)$  を求める。次に、上側エンベロープと

\*京都府立医科大学 麻酔科学教室

†淀川キリスト教病院 麻酔科

下側エンベロープから平均値  $average(t)$  を求める (図 1) .

その式を以下に示す (式 2) .

$$average(t) = \frac{1}{2}(upper(t) + lower(t)) \quad (2)$$

エンベロープの平均値がゼロになるまで  $h(t)$  からエンベロープの平均値を減算する . IMF の制約条件が成立するまで , これらの減算を続けることで原信号を IMF に分解する . IMF を得たら , 原信号から IMF を減算し , これを次の  $h(t)$  とする . その式 (3) を以下に示す .

$$h(t) = x(t) - \sum_{k=1}^K C_k(t) \quad \dots\dots\dots (3)$$

その信号に対して同様の操作を行い , 極値がなくなるまで IMF に分解し続ける . 最後に原信号から全ての IMF を減算した信号が残差  $r(t)$  となる (図 2, 図 3) .

### Hilbert 変換

#### (Hilbert Transform , HT)

IMF を Hilbert 変換することで時間-周波数空間の信号として表現が可能である . Hilbert 変換をすべての IMF に対して適用すると , Hilbert-Huang スペクトラムが得られる . これはある区間を定常信号と仮定することなく , 非定常信号を時間周波数空間に変換できる解析法である .

#### 1 概念的理解

一般に , 我々が実世界で観測できる波形の時間信号は実数で表される実信号である . しかしながら , 複素数空間で考える場合 , 波形は実数軸と虚数軸で構成される複素数空間を , 時間経過のなかで三次元的に回転しながら伝わる回転ベクトルとして捉える必要がある . つまり , 複素数空間では回転しながら伝達していく立体的な波形の伝搬に対して , 我々が実世界で観察している波は実数軸での 2 次元断面で見えるものとの概念になる .

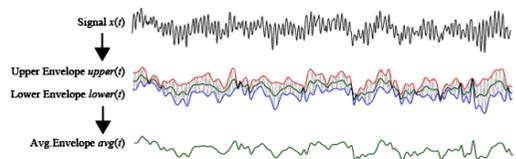


図 1. 経験的モード分解 (empirical mode decomposition)

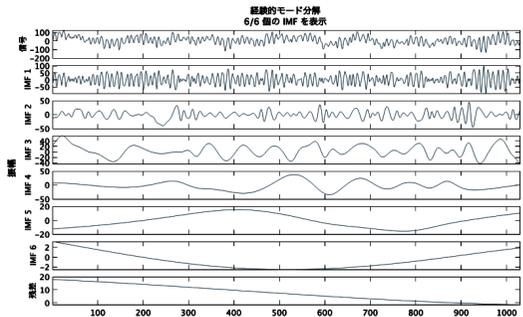


図 2. 経験的モード分解 (Empirical mode decomposition) により得られた固有モード関数 (intrinsic mode function , IMF)

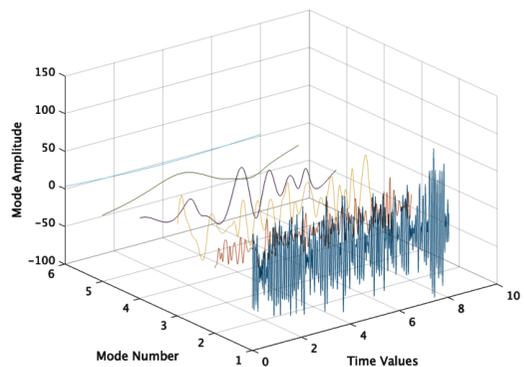


図 3. 経験的モード分解 (empirical mode decomposition) による固有モード関数 (intrinsic mode function , IMF) の立体イメージ

実世界で描かれた実数値で構成される波形から , ある 1 時点での波形の瞬時的な周波数や振幅 , 位相などを把握したい . ところが , 時間経過  $t$  とともに瞬時周波数  $f(t)$  や瞬時振幅  $A(t)$  と瞬時位相  $\theta(t)$  が変化する場合 , その算定には実世界で描かれた波形の傾きからだけでは , 周波数の変化が , それとも振幅の変化なのかは解り得ない . そ

ここで、この複素数空間での回転ベクトルの半径は緩やかに変化すると仮定において、複素数空間で実数軸に対して 90 位相の異なる虚数軸で描かれる直交波形を観察することで、90 横 (虚数軸) からみた波形の状態が推定できれば、複素数空間での回転体として解析的に算出できる。つまり、複素数空間で角度を変えて波形を観察し、波形の周波数や振幅を算定できるように実波形情報に加えて直交波形情報を含む複素数空間における解析信号 analytic signal を算定する (図 4)。

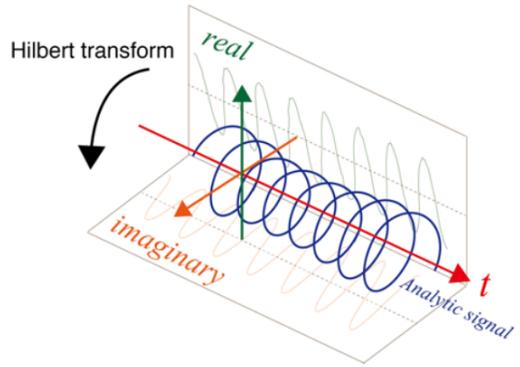


図 4. 複素数空間における解析信号

ヒルベルト変換は、簡単には実波形関数をもとに、複素数空間において 90 位相をずらした波形関数を求めることである。それによって、3 次元的に回転ベクトルとしての波形を捉えることで、瞬時周波数、瞬時振幅などの特性を求めることにつなげる目的がある。

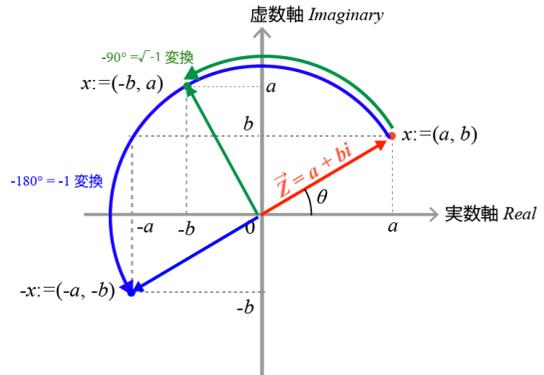


図 5. 複素数平面における 90 °位相変換

### 2 解析方法

では、どうやって 90 位相の異なる波形を、実数で描かれた波形から求めるのかということが問題となる。回転ベクトルとして描かれる波形の一周の間は、前提条件として回転半径が固定されていることから、回転する波形を虚数軸での断面として得たい。そこで、1) 複素数平面での複素関数の位相変換と、2) オイラーの公式の理解が重要となる。

1) まず、複素関数の位相変換について理解を進める。複素数平面において、複素数は、実数軸と虚数軸で  $Z = a + ib$  と表現できる (虚数  $i = \sqrt{-1}$  は、物理学では  $I$  が電流を意味することから  $j$  と表現される事が多い。ここではすべて  $i = \sqrt{-1}$  とする)。

実数世界で、ある値  $x$  に  $a = -1$  を掛けるという演算式 (4) の結果は  $-x$  を導き、座標軸では 0 点に対して線対称位置への 180 (°) の位相変換となる。

$$a \times x = -x \dots\dots\dots (4)$$

では次に、90 (°) の位相変換係数  $b$  を式 (5) とし

てイメージしてみる。

$$b \times x = bx \dots\dots\dots (5)$$

この 90 (°) の位相変換を 2 回繰り返せば、180 (°) の位相変換、つまり  $a$  の変換と同じとなる。この演算式 (6) において、 $b^2 = -1$  なので、 $b$  は  $\sqrt{-1}$  となる。

$$b \times (bx) = b^2x = ax = -x \dots\dots\dots (6)$$

つまり、複素数平面において、90 度の直角位相変換は、 $i = \sqrt{-1}$  を乗じるということと同等である (図 5)。

2) つぎに、オイラーの公式の理解を進める。オイラーの公式とは、複素指数関数と三角関数の間に成り立つ、以下の恒等式 (7) のことである。

$$\text{オイラーの公式: } e^{i\theta} = \cos(\theta) + i \sin(\theta) \dots (7)$$

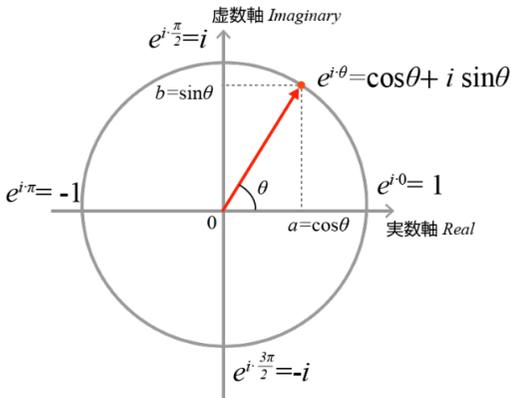


図 6. オイラーの公式の複素数平面上の理解

オイラーの公式の図形的な表現として、複素数平面において複素数  $e^{i\theta} = (\cos \theta, \sin \theta)$  は、偏角  $\theta$  の単位円周上の点を表す (図 6)。

オイラーの公式の意味するところは、直交する実数軸と虚数軸で形成される複素数平面において、半径  $r = 1$  の円周上で、実数軸との角度  $\theta$  の位置にある  $P(\cos \theta, \sin \theta)$  点の位置はと表現できることから、すべての複素数は  $e^{i\theta}$  の実数倍として表現できる。三角関数表記した場合は、 $e^{i\theta} = \cos(\theta) + i \sin(\theta)$  と表現できることから、 $90^\circ$  位相転換は  $e^{i\theta} = \cos(\theta) + i \times [\cos(\theta) \text{ の } 90^\circ \text{ 位相転換}]$  となる。つまり、すべての関数は、フーリエ級数で三角関数に置き換えられるので、実世界で描かれている実数部の関数と直交する関数を求めることは、実数部の関数の位相を  $90^\circ$  ずらす  $= [-i$  を乗じる] という作業である。具体的には、実関数  $x(t)$  のフーリエ変換  $F()$  を行い、得られたスペクトルに  $-i$  を乗じて位相を  $90^\circ$  ずらして、逆フーリエ変換  $F^{-1}()$  した波形を求めて直交波形  $y(t)$  とする。複素数空間では、解析信号  $z(t) = x(t) + iy(t)$  と描けるので、関数ベクトルの絶対値 = 瞬間振幅は、複素係数の実数部分と虚数部分のそれぞれの自乗の和の平方根、つまり、式 (8) となる。

$$A(t) = \sqrt{x(t)^2 + y(t)^2} \dots\dots\dots (8)$$

瞬間位相は式 (9)

$$\theta(t) = \tan^{-1} \left( \frac{y(t)}{x(t)} \right) \dots\dots\dots (9)$$

瞬間周波数は式 (10)

$$f(t) = \frac{1}{2} \cdot \frac{d\theta}{dt} \dots\dots\dots (10)$$

と描ける。これがヒルベルト変換と解析信号の解析手順である<sup>5)</sup>。

### 3 ヒルベルト変換の公式

波形  $x(t)$  のスペクトルが  $X(f)$  であるとき、すべての周波数成分の位相を  $\pi/2=90^\circ$  だけ遅らせるためには、符号の調整式である式 (11)  $sgn(f)$

$$sgn(f) = \begin{cases} 1 & f > 0 \\ 0 & f = 0 \\ -1 & f < 0 \end{cases} \dots\dots\dots (11)$$

の適応のもとで、スペクトルに  $-i sgn(f)$  を掛けて、その結果の逆フーリエ変換を行うこととなる。その結果、 $x(t)$  と直交する波形は、

まず、式 (12) に示すように  $X(f)$  に  $-i sgn(f)$  を乗じて、 $X(f)$  の直交スペクトルを作る。

$$\hat{X}(f) = -i sgn(f)X(f) \dots\dots\dots (12)$$

(12) は、 $-i sgn(f)$  と  $X(f)$  のそれぞれのフーリエ逆変換の畳み込み積分として計算される。続けて、式 (13) として  $\hat{X}(f)$  の逆フーリエ変換を行う。

$$\hat{x}(t) = -i \int_{-\infty}^{\infty} sgn(f)X(f)e^{2\pi f t} df \dots (13)$$

まず、 $-i sgn(f)$  の逆フーリエ変換は、式 (14)

$$F^{-1}(-i sgn(f)) = \frac{1}{\pi t} \dots\dots\dots (14)$$

である。一方、 $X(f)$  の逆フーリエ変換は  $x(t)$  である。よって、(13) は、 $1/\pi t$  と  $x(t)$  の畳み込み積分<sup>注1</sup>として定義されて、次のようにヒルベルト変換の公式 (15) として記述できる。

$$\hat{x}(t) = x(t) * \frac{1}{\pi t} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau \dots\dots (15)$$

注 1：畳み込み積分

畳み込み積分とは、関数  $f(x)$  と関数  $g(x)$  に対して、

$$f(x) * g(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)g(t-x)dx \dots(\text{補 1})$$

と定義される。

一方、フーリエ変換は

$$f(\omega) = F(f(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \dots(\text{補 2})$$

と定義される。そこで、畳み込み積分のフーリエ変換は、

$$\begin{aligned}
& F(f * g(t)) \\
&= \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \left( \int_{-\infty}^{\infty} g(t-x) dx \right) e^{-i\omega t} dt \\
&= \int_{-\infty}^{\infty} f * g(t) e^{-i\omega t} dt \\
&= F(\omega) * G(\omega) \dots\dots\dots(\text{補 3})
\end{aligned}$$

となる。つまり、畳み込み積分のフーリエ変換は、畳み込みを形成するそれぞれの関数のフーリエ変換を乗ずればよい。

### Hilbert Huang 変換のプログラミング

Hilbert Huang 変換のプログラミングは、EMD と Hilbert 変換の 2 段階を経る。MATLAB, R, Python などの各種汎用プログラミング言語の利用が考えられるが、今回は、Graphical User Interface を汎用プログラミング言語 Java(Oracle, Austin, TX, USA) のアプリケーション言語である Processing (Processing Foundation) にて構築することを考えて Java で構築した。EMD の Java コードに関しては、C 言語 EMD(<https://code.google.com/archive/p/realtime-emd/>) の Java 移植ライブラリを用いた<sup>6)</sup>。

Hilbert 変換に関しては、Java デジタル信号解析用ライブラリ JDSP (ver 0.7.0) から Hilbert transform 関数群を収めたパッケージのソースコード<sup>7)</sup>を用いた。Java の統合開発環境 IntelliJ IDEA (ver 2021.2)<sup>8)</sup> にて Java の実行環境から利用可能な必要な関数群を収めた emd.jar と jdsp.jar ファイルをビルドした (表 1)。

表 1. Empirical Mode Decomposition (EMD) と Hilbert 変換(HT)の Java クラスと関数群

**Class Emd**

```

methods double[][] imfs(EmdData emd) //IMFs を抽出
void emdCreate(EmdData emd, int size, int order, int iterations, int locality) //EMD セット
void emdDecompose(EmdData emd, double[] signal) //EMD 実行
static class EmdData { //EMD データクラス
protected int iterations, order, locality;
protected int[] minPoints, maxPoints;
protected double[] min, max, residue;
protected double[][] imfs;
protected int size, minSize, maxSize;
}

```

**Class EmdDataImpl (extends Emd.EmdData)**

**Class Hilbert**

```

methods double[] getAmplitudeEnvelope() //包絡線波形算出
double[] getInstantaneousFrequency(double Fs) //瞬時周波数算定
double[] getInstantaneousPhase() //瞬時振幅算定
double[][] getOutput() //Analytical Signal 算出 (実数部係数, 虚数部係数)
void hilbertTransform() //ヒルベルト変換関数

```

表 2. Empirical Mode Decomposition の Processing コード概略

```
//Empirical Mode Decomposition  経験的モード分解
import tryout.emd.Emd;
import tryout.emd.EmdDataImpl;
void emd() {
    data = x1; //対象データ信号指定
    Emd emd = new Emd(); //EMD クラスのインスタンス生成
    EmdDataImpl emdData = new EmdDataImpl(); //EMDDataImpl クラスのインスタンス生成
    int order = 7; //EMD の最大チャンネル数
    emd.emdCreate(emdData, data.length-15, order, 20, 0); //EMD セットアップ
    emd.emdDecompose(emdData, data); //EMD 実行
    imfs = emd.imfs(emdData); //IMF を配列 imfs へ
}
```

表 3. Hilbert 変換の Processing コード概略

```
// Hilbert Transform ヒルベルト変換
import com.github.psambit9791.jdsp.transform.Hilbert;
void hht(double [][]_imfs) {
    signal1 = _imfs[0]; //EMD による IMF 選択波形を signal1 へ指定
    h1 = new Hilbert(signal1); //signal1 を指定して、ヒルベルトクラスのインスタンス h1 を生成
    h1.hilbertTransform(); //h1 に対してヒルベルト変換を実行
    analytical_signal1 = h1.getOutput(); //ヒルベルト変換解析信号（実数部&虚数部係数）の 2 次元配列取得
    envelope1 = h1.getAmplitudeEnvelope(); //瞬時振幅（包絡線振幅）取得（二乗すればスペクトルパワー）
    phase1 = h1.getInstantaneousPhase(); //瞬時位相算出
    Fs = 128; //Sampling Frequency of the original signal //サンプリング周波数指定
    frequency1 = h1.getInstantaneousFrequency(Fs); //瞬時周波数算出
}
```

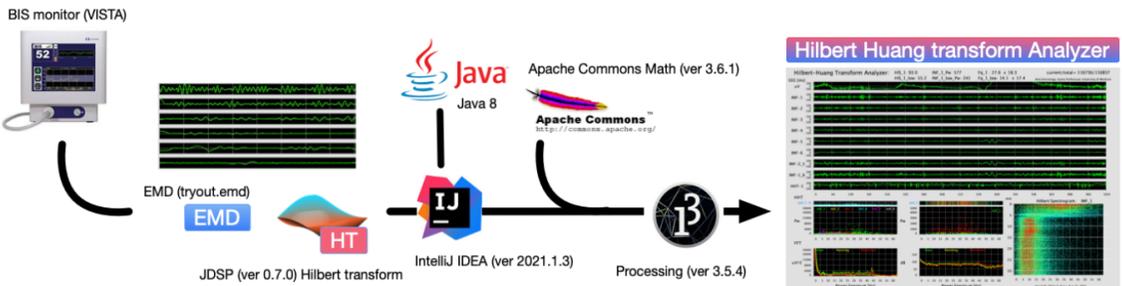


図 7. HHT Analyzer のプログラミング概要

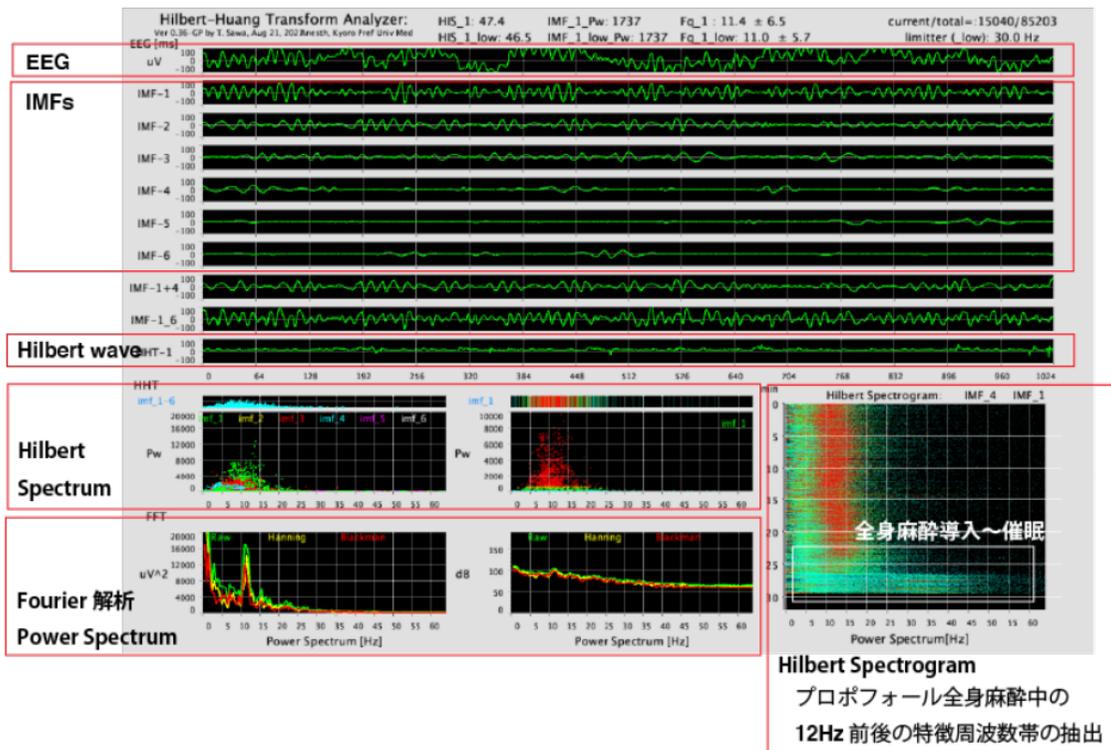


図 8. HHT Analyzer の Graphical User Interface. プロポフォールによる全静脈麻酔 (17 歳男性, 整形外科手術).

Processing<sup>9)</sup>にて, BIS モニタから EEG Analyzer (ver. 55)<sup>10)</sup>を介して取得した脳波データ (32 ビット, サンプル周波数 128 Hz) について, 8 秒ごとに FT と HHT 解析を行い, Graphical User Interface を介してコンピュータ・スクリーン上にウィンドウ表示した (表 2, 表 3)(図 7).

科学演算には, Apache Commons Mathematics Library (ver 3, The Apache Software Foundation) を利用した<sup>11)</sup>. EMD から得られた IMF から Hilbert スペクトルを算定し, ユーザグラフィカルインタフェースには, 原脳波波形, EMD からの IMF, HT 変換波形, FT によるパワースペクトル, そして Hilbert スペクトルから構築したスペクトログラムの変化を連続的に表示した (図 8). 同時に, 各種算定パラメータを事後解析用にデータファイルに記録した.

## まとめ

全身麻酔中の脳波に対して HHT を適応することで得られた HSG 描出にて, 最適麻酔深度における脳波の特徴である 10Hz 前後の spindle wave の周波数パワーの抽出描画に成功した. HHT 法にはこれまで MATLAB 等によるアルゴリズムが示されてきたが, 今回 Java による HHT アルゴリズムに必要な関数群の整備を行い, Java のアプリケーション言語である Processing によって, 脳波の周波数特性の変化を HSG として経時的に可視化することで麻酔深度判定に有用となることが示された. HHT Analyzer を用いた全身麻酔中の脳波の HHT 解析は, 全身麻酔中脳波の経時的な特徴周波数特性の変化を捉える上で有用と考えられた.

## 引用文献

1. Huang, N. E., Z. Shen, S. R. Long, M. C. Wu, H. H. Shih, Q. Zheng, N.-C. Yen, C. C. Tung, and H. H. Liu : The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis, Proc. R. Soc. London, Ser. A, 454, pp.903-995, 1998.
2. 澤口知希. 経験的モード分解を用いた音信号分析に関する基礎的研究. JAIST repository. <http://hdl.handle.net/10119/8946>. <https://dspace.jaist.ac.jp/dspace/bitstream/10119/8946/7/paper.pdf>
3. 基礎からの周波数分析 (29)-「ヒルベルト変換と解析信号」. 計測コラム emm180 号用. ONOSHOKKI, <https://www.onosokki.co.jp/HP-WK/eMM.back/emm180.pdf>
4. 城戸健一. ヒルベルト変換. デジタルフーリエ解析 (II) 上級編. 日本音響学会編. 音響入門シリーズ B-2. コロナ社. 東京. pp. 127-156. 2007.
5. AGIWEB Knowledge Base. <https://www.beg.utexas.edu/lmod/mod04/m04.kb01.htm> Accessed on Oct 24, 2021.
6. EMD using Java: <https://stackoverflow.com/questions/10230106/is-there-some-empirical-mode-decomposition-library-in-java> Accessed on Oct 24, 2021.
7. jDSP: <https://javadoc.io/doc/com.github.psambit9791/jdsp/latest/index.html> Accessed on Oct 24, 2021.
8. IntelliJ IDEA. JetBrains s.r.o. <https://www.jetbrains.com/ja-jp/idea/> Accessed on Oct 24, 2021.
9. Processing. Processing Foundation. <https://processing.org> Accessed on Oct 24, 2021.
10. Scence to Medicine. <http://anesth-kpum.org/blog.ts/?p=3169> Accessed on Oct 24, 2021.
11. Apache Commons Mathematics Library. The Apache Software Foundation. <https://commons.apache.org/proper/commons-math/> Accessed on Oct 24, 2021.

## ABSTRACT

Teiji Sawa, Yurie Obata, Tomomi Yamada

The Hilbert-Huang transform (HHT) is a new frequency analysis method that grasps the instantaneous frequency characteristics of various

waveform signals with higher time and frequency resolution than the conventional Fourier analysis method. In HHT, first, the data is decomposed into a simple natural mode function (IMF) by the empirical mode decomposition (EMD), and the obtained IMF is subjected to the Hilbert transform (HT) to generate an analytic signal in complex space and calculate the instantaneous amplitude and frequency. This study developed software HHT Analyzer that applies the HHT method to analyze electroencephalogram (EEG) during general anesthesia.

[Method] The EEG recorded from the BIS monitor output via the previously developed EEG Analyzer was analyzed. As the arithmetic library required for EMD and HT, the source code (emd, and JDSP v.0.7.0) of Java was utilized using the integrated development environment (IDE) IntelliJ IDEA to build a Java jar file containing associated functions. These components were integrated using the IDE of Processing (v.3.5.4), and a graphical user interface (GUI) for Hilbert spectrogram (HSG) was constructed. The HSG was displayed on the GUI by chronologically expanding the Hilbert spectrum (HS) obtained from individual IMFs.

[Results] The HSG obtained by applying HHT to the EEG during anesthesia succeeded in extracting and drawing the frequency power of the spindle wave around 10 Hz, which is a characteristic of the EEG at the optimum anesthesia depth.

[Discussion & Conclusion] The HHT analyzer effectively demonstrated the factors associated with depth of anesthesia by visualizing changes in the frequency characteristics of EEG as HSG overtime during general anesthesia.

連絡先 :

佐和貞治

602-8566 京都市上京区河原町通広小路 上る 梶井町

465 番地.

京都府立医科大学麻酔科学教室

Phone: 075-251-5633

FAX: 075-251-5843

E-mail: anesth@koto.kpu-m.ac.jp

## 部門システムとスマートポンプ連携の紹介

鈴木祐二，土井松幸，加藤弘美，杉村 翔，  
今井 亮，岩田紘樹，桂川孝行，大嶋進史，  
小林賢輔，青木善孝，小幡由佳子，御室総一郎

### はじめに

集中治療室では、患者から得られる生体情報を電子的記憶媒体に記録し統合して利用する、患者情報ネットワークシステムを有することが推奨されている。著者らの所属している浜松医大集中治療部においては、日本光電・重症病棟支援システム PRM-7400・GAIA(以下、ガイア)を使用している。ガイアでは生体情報のみでなく医療用機器の指示情報(シリンジポンプ,人工呼吸器,血液浄化療法装置など)や薬液情報(シリンジポンプ,輸液ポンプなどで投与する薬液)などを併せて記録している。電子端末に入力された情報は参照性が良いため、誤指示および指示引継ぎ時転記ミス防止など、安全性確立の利点が期待される。医療用機器を新規に開始あるいは設定を変更した場合、担当者が逐次変更点を電子端末から入力する必要があるが、他の業務を同時に行っている場合(多重課題)には誤入力あるいは入力忘れが発生してしまう可能性が高い。この問題を解決するために、ガイアとシリンジポンプを相互接続し、薬剤情報や流速情報などを相互に送信しあうシステムを構築した。

### ネットワーク接続

導入したスマートポンプ(テルフュージョンシリンジポンプ SS 型 3, TE-SS835N, 以下スマポ)は赤外線および無線 LAN での接続に対応している。また別売りの通信用ラック(TE-RS800N)を使用することで, RS-232C および有線 LAN での

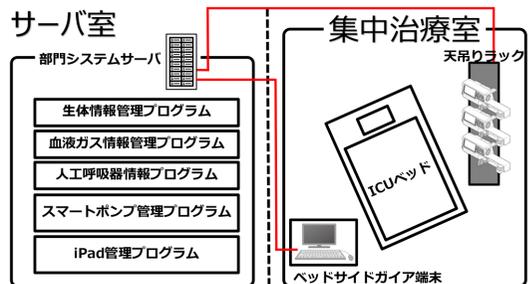


図1 ベッドサイドから部門システムまでのネットワーク概略図

ベッドサイド天吊りラックに敷設した有線 LAN コネクタに接続されたスマポは、部門システムサーバと接続される。部門システム内にスマートポンプ管理プログラムを常駐させ、部門システムとスマポの相互通信を行う。

データ通信が可能になる。集中治療部では使用するシリンジポンプが多いため、スマポ導入に合わせて各ベッドサイドにシリンジポンプ通信用ラックを設置する計画とした。各ベッドには集中治療室設立当初から天吊りアームが配置されているため、これを通信用ラック有線接続の接続端子設置部として使用した。天吊りアームの外装に新しく LAN コネクタ接続口を設置し、天吊り内部の配管に有線 LAN ケーブルを追加し、部門システムサーバ室まで有線 LAN システムの配線を行った。このようにして、シリンジポンプ通信用ラックと部門システムサーバが有線接続できる環境を構築した。

### 薬剤ライブラリ

スマポは施設ごとに変更可能な内部薬剤ライブラリ機能を備えており、薬剤の種類および送液の流速を出力する機能を備えている。しかし集中治

療部で使用される薬剤は数十種類におよび、全てをスマポ内のライブラリに登録した場合、目的薬剤の選択が煩雑になることが予想された。またスマポライブラリの更新をすべてのスマポを対象に定期的に行うのは、時間および人員的要因から困難であると推察された。一方でガイアでは、過去に使用したことのある薬剤のライブラリはガイアシステム内部に構築されており、さらに登録されていない薬剤でも、その都度に新規登録することが可能なため、無数の薬剤に対応可能である。そのためスマポ内のライブラリからガイアに薬剤情報を送信するのではなく、ガイアで登録された薬剤情報をスマポに表示させる方式を選択した。

### ガイアとスマポの連携方式

スマポには機器本体に通し番号を貼付している。同時に有線 LAN 接続時には、MAC アドレスを基に独自の IP を割り振る。この際通し番号は IP の簡略した代替として使用している。ベッドサイドのラックにスマポを装着することで、スマポが部門システムネットワークに接続される。ガイア端末内部にスマポの管理プログラムを追加し、常に個々のスマポの薬液情報および送液情報を参照できる環境を構築した。ガイア端末から、シリンジポンブラックを参照すると、接続されている個々のスマポを照会することが可能である。ラックに接続しているスマポは通し番号で表示される。前もってガイア上で登録した薬剤一覧から該当するスマポの薬剤を選択し、スマポの番号とスマポで使用している薬剤とを対応させることで、「スマポ番号」と「選択薬剤」の 1:1 対応が生成される。以降は常にスマポ側から流速情報が確認可能であり、またスマポの液晶ディスプレイ上に薬液情報が表示される。

スマポと薬液の紐づけは、ガイアあるいは後述のタブレットデバイス上で接続を切断するか、スマポの電源を切断することで、解除される。

### ベッドサイドタブレットデバイスの導入

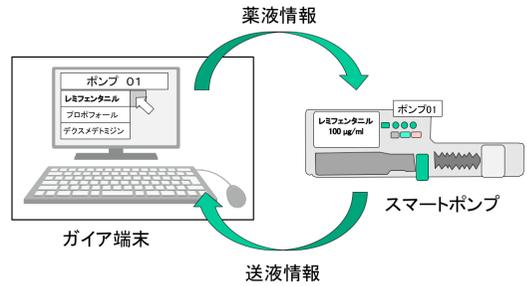


図 2 ガイア端末上で投与薬剤に登録するシエマ  
ガイア端末上で投与する薬剤名を選択あるいは作成し、スマポと薬剤名を結びつけることでスマポ上に薬剤名が表示される。

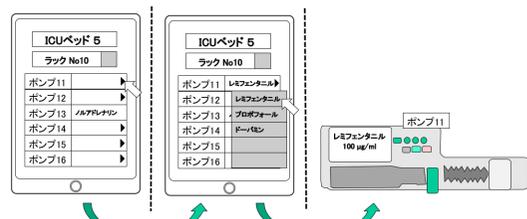


図 3 タブレットデバイスを使用した  
スマポと薬液の紐づけ

該当するベッド番号のタブレットデバイスを起動すると、ベッド番号に紐づけられているラック番号が表示される。ラックを指定すると接続されているスマポの番号が表示され、薬液と紐づけられているスマポは薬液名が並んで表示される。薬剤と紐づけられていないスマポ番号を選択すると、薬剤一覧が表示され、選択可能となる。スマポ番号と薬剤の紐づけを完了すると、スマポの液晶ウィンドウに薬剤名が表示され、接続が完了したことが認識できる。

スマポとガイア端末との連携を行うためには、ベッドサイドでスマポの番号を確認する者と、ガイア端末を操作する者が必要になる。その際にラックの番号、スマポの番号、薬液の内容などの伝達に誤りが含まれる可能性がある。スマポとガイア端末との連携を簡略に行うことができるように、ガイア端末の入力補助デバイスとしてタブレットデバイスを導入した。タブレットデバイスは集中治療部内の無線 LAN を通じて、部門システムサーバに接続可能な状態にある。各ベッド番号に紐づけられたタブレットデバイスを起動すると、ガイア上で該当するベッド番号で使用している薬剤一覧、および該当するベッドサイドのシリンジポン

ブラックに接続されているスマポ一覧が確認できる。シリンジポンプの番号をタップし、続いて薬液を指定することで紐づけは完了する。(図3)

### ソフトウェアでの常時監視

スマポとガイアが相互接続されている状況において、常に送液情報の齟齬をチェックするソフトウェアをガイア内に組み込んだ。ガイアで記録されている送液速度とスマポから受け取る送液速度の間に齟齬がある場合、ガイア画面の送液情報に「！」マークが表示され、確認を促す。(図4)

### 問題点と新たな課題

スマポとガイアの連携により誤入力や入力忘れが確認されるケースを改めて認識することで、看護サイドからも従来意識していなかった「気付き」を与える結果となった。しかしながら、スマポとガイア接続を確立する方法が煩雑なため、簡略化が必須の課題である。



図4 手入力記録の流速と実際の齟齬を自動検出する  
ガイアに入力されている薬剤の流速記録とスマポから送られる流速情報を、スマートポンプ管理プログラムが常に同一であるか照会している。両者に齟齬がある場合は、「エクスクラメーションマーク(!)」が表示されつづけ、確認を促す。

### まとめ

集中治療室の新規スマポ導入に合わせて、ガイアシステムに変更を加え、薬剤及び送液情報を相互通信できる環境を構築した。ガイアシステム内に記録されている送液情報と実際のスマポ送液間に齟齬がある場合に、確認を促す機能を追加した。

# 麻酔記録システム paperChart の使いこなし

## -10年後の再訪問-

中尾正和

### はじめに

麻酔記録システム paperChart は Dr 越川正嗣が麻酔科医とプロのプログラマーの2つの視点から開発し，没後 10 年になる現在でも広く利用されている<sup>1)</sup>。paperChart は自動でバイタルサインの記録をとって，きれいに清書してくれるだけのソフトと思っているユーザーもいるかもしれないが，ユーザー自らでも拡張できるフレキシビリティ，データの管理のみならず，抽出，解析能力もありパワフルなシステムである。本稿では

1. モニターから新しいパラメーターを取り込んで表示する。
2. 全静脈麻酔 (TIVA) をわかりやすく表示。
3. CaseView でデータの取り出す。

について紹介する。

### 1. モニターから新しいパラメーターを取り込んで，表示する手順。

モニターに表示できるパラメーターも日進月歩で増えている。対応方法例を紹介する。

#### フィリップス社モニター

paperChart ではバイタルサインの画面上にマウスを移動させると，黄色い画面の中に数値がツールチップ表示される。フィリップス社モニターで新規モジュールを追加すると，未定義のパラメーターには先頭についたコードと実際の数値が単位つきで表示される (図 1-1)。このような場合，まずこの未定義コードを元にフィリップス社 MIB や HL-7 に関連する資料を参照する。新パラメーターの定義を CONF フォルダ内のサブフォルダ monitors にある設定ファイル intellivue.txt

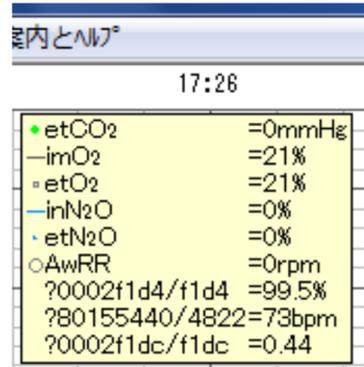


図 1-1 フィリップス社 未定義パラメーターのツールチップ表示例

に加える。筆者の旧勤務先 JA 広島総合病院に BIS を単体の A2000 からフィリップス社の BIS モジュールへ変更した際には表 1-1a を，筋弛緩モニター NMT モジュールの導入時には表 1-1b を加えた。

表 1-1a BIS モジュール用のパラメーター定義

BIS	= 2F04E F04E;
SQI	= 2F04D F04D;
lowEMG	= 2593C 593C;
totPOW	= 259B8 59B8;

表 1-1b 筋弛緩モジュール用のパラメーター定義

TOFcnt	= 2f8ab f8ab;
TOFrat	= 2f897 f897;
Twitch	= 2f8ac f8ac;
PTC	= 2f88b f88b;

#### GE 社モニター

GE carescape B650 の筋弛緩モジュール NMT への対応は paperChart の初期設定 (2011 年版) では TOF 比の数値表示のみであった。GE 社より通信プロトコル S/5 Computer Interface Specification (12th Ed.) を許諾入手し，TOF 数，Twitch 高の相対値，絶対値などを取りこめるように CONF

monitors にある s5.txt を改訂した (表 1-2a) . こ フォルダー内の parcnf.txt に追加パラメータの表  
れらの新しいパラメータ表示できるように CONF 示を定義する (表 1-2b)

```

表 1-2a GE 社 NMT モジュールでの取り込み設定 定義 改訂部分
// TOF と DB は同じところにデータが出てくるので区別できません , ごめん . (Echikawa)
TOF = 0 214 "" 8 - n.1; // original 版では この TOF 比のみ
Twitch = 0 214 "" 6 - n0.; // CAL 後の 相対値 (0-100.0)
test5 = 0 214 "" 10 - n ; // PTC bit 0-4 PTC
// PTC の値を取り出すには 至っていない .
// Ext2 class
TOFcnt = 2 0 "" 6 - n 1 ; // TOF count
nmt_t1 = 2 0 "" 8 - n 1 ; // Twitch 高 T1 の絶対値 (0-18681)
nmt_t2 = 2 0 "" 10 - n 1 ; // Twitch 高 T1 の絶対値 (0-18681)
nmt_t3 = 2 0 "" 12 - n 1 ; // Twitch 高 T3 の絶対値 (0-18681)
nmt_t4 = 2 0 "" 14 - n 1 ; // Twitch 高 T4 の絶対値 (0-18681)
// (original 版ではコメントアウトされていた)

```

表 1-2b GE 社 NMT モジュールでの表示パラメータ定義

```

TOFcnt // TOF count
{ // CSV 出力できるようにシンボルを定義
  symbol = color 200 100 45; // 色 RGB
  symbol = width 1; // 幅
  symbol = hcirc 8 5; // hollow circle , 中抜き楕円 x y
  ordinate = logas; // 縦軸
  option = median; // 中央値をプロット
}

Nmt_t1 // _t1 _t2 _t3 _t4 絶対値
{ // Nmt_t2 以降も同様に
  symbol = color 50 50 50;
  symbol = width 1;
  symbol = hcirc 2 2;
  ordinate = entro;
  option = median;
}

```

補足 (GE のモニター TOF データでの注意点)

モニターで TOF 刺激を停止させたら , 新しいデータはないはずだが , 最新 (実際は古いデータ) が届き続ける . これは麻酔科医にとっては理不尽とも思えるが , GE のモニター側が自動的に送ってくるものを paperChart は排除せず自動記録してしまう . 当面 , この無意味なデータが記録されるのを防ぐには , 刺激電極へのケーブル接続を外すという原始的な方法が有用であった . これで神経刺激ができないエラーとモニターが判断し , 古いデータが送られ続けるのが止まる .

2 . 全静脈麻酔 (TIVA) をわかりやすく表示

を紹介する

2-1 . ディプリバン TCI ポンプの情報をトレンド表示

2-1. TCI ポンプ (ディプリフューザー<sup>TM</sup>) の濃度やポンプ流速をトレンド表示

2-2 . レミマゾラムの薬物動態を追加

2-3 . 静脈麻酔薬シミュレーションを国際カラーコーディングに準拠

paperChart では商用 TCI ポンプの濃度 , 速度情報は , 血圧や心拍数と同様に , 編集・修正できない binary 情報として保存されている . 標準でもバ

イタルサインの画面上にマウスを移動させると、黄色い画面のツールチップ表示され数値は確認できるが、トレンドグラフ表示がない。パラメータのシンボルを定義し表示方法を設定すると濃度がトレンド表示されわかりやすくなる。

### 2-1-1. シンボルの定義

conf フォルダ内の parcnf.txt の parameters { のあとに、血中濃度 CPdip、効果部位濃度 CEdip、目標濃度 CTdip、ポンプ流速 Vdip のシンボルを追加定義する。(表 2-1)

表 2-1 濃度、流速シンボルの定義

//シンボル表示の定義 // parcnf.txt

```
CPdip //Cb
{
    symbol = width 3;
    symbol = color 222 222 0;
    symbol = scirc 4 4;
    ordinate = TIVA;
    option = median;
}
```

```
CEdip // Ce
{
    symbol = width 2;
    symbol = color 180 180 0;
    symbol = scirc 3 3;
    ordinate = TIVA;
    option = median;
}
```

```
CTdip // Ce
{
    symbol = width 2;
    symbol = color 124 124 0;
    symbol = scirc 3 3;
    ordinate = TIVA;
}
```

```
// infusion rate of propofol
Vdip //20180329 //Rmlpr 2009/04/19
```

```
{
    symbol = color 20 20 20;
    symbol = width 2;
    symbol = scirc 3 3;
    ordinate = entro;
    option = median;
}
```

### 2-1-2. 表示スケール(縦軸) 設定

dspcnf.txt 内の Screen { のあとの部分に縦軸を 26 行分あるバイタルサインのスペースのうち、

血圧 200 から上に TIVA 専用の縦軸を追加定義する(表 2-2).

表 2-2 表示スケール(縦軸) 設定

```
TIVA = 22 26 -0 4*; // 縦軸
TIVA_vernier = 23 26 1 4 left2; // 目盛
tci-numeric = 22; // TCI 目標濃度
```

### 2-1-3. 表示間隔(横軸) 設定

parcnf.txt 内の abscissa { period\_duration { のあとに、横(時間)軸すべてに表 2-3 を加える

表 2-3 表示間隔(横軸)

```
// 名前 = 周期 区間;
CPdip = 5 5;
CEdip = 5 5;
CTdip = 5 5;
Vdip = 5 5;
```

## 2-2. レミフェンタニル 使用量 ml 表示

麻薬処方処理に、mg のみならず、ml も表記すれば、麻薬の残量チェックなどにも便利である。レミフェンタニルは初期設定では 100 μg/ml と固定であったが、iocnf.txt を改訂すれば様々な希釈率に対応できる。calc { で始まる定義セクションのアルチバ使用量 ml = mnemonicDosis ('アルチバ') / 100 \$ '#.#'; ととなっている行の mnemonicDosis を mnemonicVolume に書き換えると様々な希釈濃度に対応できる。

さらに、麻酔記録出力も、txtcnf.txt の text = "アルチバ量 = " "\$ (アルチバ使用量 mg)mg"; の行後に text = "アルチバ量 = " "\$アルチバ使用量 ml)ml"; を追加すれば、使用量を ml 単位で表示できる。

## 2-3. レミマゾラムの薬物動態を表示

prdcnf.txt に 表 2-4 を加えた。薬物動態パラメーター k<sub>1</sub>, V<sub>1</sub> を項目別に入力し、default\_view の行に初期画面で表示させたい濃度を指定する。これらは新しい薬剤や薬物動態パラメーターに合わせて改訂する。

表 2-4 レミマゾラムの薬物動態

```
remimazolam
{
  article = "土井松幸 日本臨床麻酔学会誌 2014" ;
  drug = remimazolam アネレム;
  // remifentanil と混同を避けるため長い名称に
  k10 = 0.395 ;
  k12 = 0.492 ;
  k21 = 0.130 ;
  k13 = 0.163 ;
  k31 = 0.022 ;
  ke0 = 0.27 ; // Anesthesiology 2020
  //A Eisenried ? 0.24
  v1 = 0.044 * 体重値 ;
  dependency
  {
    "体重?" = 0.5 <= 体重値 <= 200 ;
  }
  default_view = Ce C1;
  default_color_Ce = 176 0 0;
  default_color_C1 = 255 102 0;
  default_color_C2 = 255 96 96;
  view_scale_factor = 1 μ g/ml;
}
```

2-4 . 静脈麻酔薬シミュレーションをラベル国際カラーコーディングに

麻酔関連薬剤のラベルに関しては、色の推奨がある (図 2-1)<sup>2)</sup> .

	PMS <sup>a</sup>	ASTM <sup>b</sup> - RGB	
Induction Agents	Process Yellow C	255.255.0	
Benzodiazepines and Tranquilizers	Orange 151	255.102.0	
Benzodiazepine Antagonists	Orange 151 / White Diagonal Stripes	255.102.0	
Muscle Relaxants	Florescent Red 805 <sup>d</sup>	255.114.118	
	Florescent Red 811 <sup>e</sup>		
Muscle Relaxant Antagonists	Warm Red <sup>f</sup>	255.114.118	
	Florescent Red / White Diagonal Stripes	255.114.118	
Opioid/Narcotics	Blue 297	133.199.227	
Opioid/Narcotic Antagonists	Blue 297 / White Diagonal Stripes	133.199.227	
Major Tranquilizers and Anti-Emetics	Salmon 156	237.194.130	
Vasopressors	Violet 256	222.191.217	
Hypotensive Agents	Violet 256/White Diagonal Stripes	222.191.217	
Local Anesthetics	Gray 401	194.184.171	
Anticholinergic Agents	Green 367	163.217.99	
Beta Blockers	Copper 876J	176.135.112	
	White	255.255.255	

a - Pantone Matching System  
b - ASTM International; prior to 2001 it was the American Society for Testing and Materials  
c - International Organization for Standardization  
d - Designated by ASTM International  
e - Designated by ISO  
f - Designated by ISO as an alternative if Florescent Red cannot be printed  
g - ISO has not designated a color for Beta Blockers

図 2-1 麻酔関連薬剤のラベル色<sup>2)</sup>

麻酔記録システムでの濃度シミュレーションの色は、ベンダーによって様々である。色を薬剤ラベルに準じたら、分かりやすいと考えた。paperChart では画面が白背景なので、このままだと明るすぎて視認性が悪くなるため、筆者らは表 2-4 のように明度を下げた設定としている。

表 2-4 静脈麻酔薬の paperChart での表示色

```
R G B
導入薬 プロポフォール 黄色
default_color_Ce = 220 220 0;
default_color_C1 = 255 255 0;
鎮静 ベンゾジアゼピン 橙
default_color_Ce = 176 0 0;
default_color_C1 = 255 102 0;
筋弛緩 赤
default_color_Ce = 253 121 86;
default_color_C1 = 245 64 41;
麻薬 水色
default_color_Ce = 0 40 255;
default_color_C1 = 96 128 255;
```

3 . CaseView でのデータの取り出し手順

paperChart には付属ソフト CaseView (CV.exe) があり、データ検索、集計、作表、ファイル保守機能など、多彩な機能を持っている<sup>3)</sup>。紙の麻酔記録をめくってデータを取りだすのは、ほとんど不可能だが、CaseView は何千例の秒単位のビッグデータからの解析に使える強力なツールである。本稿では、著者らの日本麻酔科学会 2020 の演題を例にして、着眼点のポイント、CaseView を使って実際の麻酔記録からデータの掘り出しを紹介する。

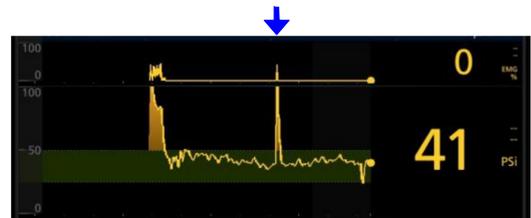


図 3-1 . SedLine での PSI 値のトレンド 矢印のところで脳波電極との接続ケーブルを外すと PSI 値は 100 になって数分でもとに戻っている。

実例紹介 1 . Masimo 社 SedLine 電極脱着時の挙動

きっかけ：ある時、脳波電極との接続ケーブルを外して再接続すると、麻酔深度が同じはずなのに、PSI 値は必ず 100 から始まる奇妙現象に気づいた。(図 3-1)。この一過性 PSI 値 100 を麻酔深度が浅くなったと勘違いして慌てて麻酔深度を深く調節してしまう危惧があったので、後ろ向きに検証した。

### 手順 3-1-1 . 着眼点の定義

過去の症例から PSI 記録がある症例をまず抽出し、手術開始から手術終了まで PSI 最高値とその時刻を得る。CONFIG フォルダの parcnf.txt の calc { で始まるセクションに表 3-1 の定義を追加する。

表 3-1 . 着眼点, 抽出開始, 終了 の定義を追加  
手術中最高 PSI(値と時刻 (秒)) 値 = maximumVitalValue ('PSI', 手術開始秒, 手術終了秒 - 300) \$ '#';  
手術中最高 PSI.sec = maximumVitalTime ('PSI', 手術開始秒, 手術終了秒 - 300) \$ '#';

(注; 範囲は全角の ~ ではなく, 半角のチルダ ~ で, JIS キーボードなら数字の行の [0] の 2 つ右 ^ を [Shift] キーと同時に押す 図 3-4)



図 3-4 範囲の設定には 全角 ~ ではなく, 半角の ~ (チルダ)

### 手順 3-1-2 . 着眼したいデータを 1 つのフォルダにまとめる。

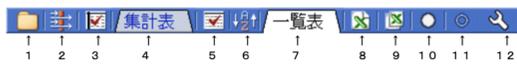


図 3-2 . CaseView 画面上縁のツールバー

集計表タブ (4 番目) をクリックすると, 下の計-のところから全症例数が 393 例あったとわかる (図 3-5) .

### 手順 3-1-3 . CaseView を立ち上げる

ツールバー (図 3-2) の 1 番左にあるフォルダアイコンをクリックしてデータのフォルダを指定すると対象ファイルのスキャンが始まる\*\*\*. 症例のリストが表示されるので, ツールバーの左から 2 番目の検索条件設定アイコンをクリックし, 検索条件フィルタの設定で手術中最高 PSI 値を 10~100 と設定する (図 3-3) .

\*\*\*最初は, 試行錯誤するので, 少数例のみとして, 狙った動きとなってから, 全データをいれるのがお勧めである .

71	2
72	1
73	2
74	1
75	4
77	1
78	1
79	3
80	3
81	1
82	3
83	3
84	4
85	3
86	2
87	5
88	2
89	3
93	2
94	1
95	3
96	1
97	2
98	2
99	1
100	6
-計-	393

図 3-5 集計表で検索条件を満たす数表示

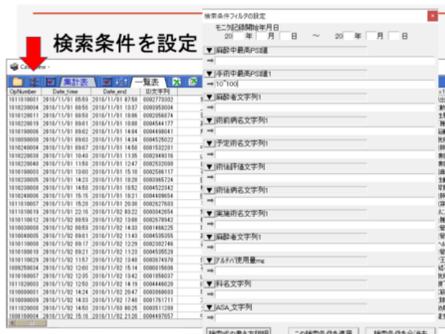


図 3-3 検索条件フィルタの設定

手術中最高 PSI 値を 100 として再検索すると, 術中に PSI が 100 になった症例が 6 例とわかり, 一覧表タブ (左から 7 番目) をクリックするとリスト表示される (図 3-6) .

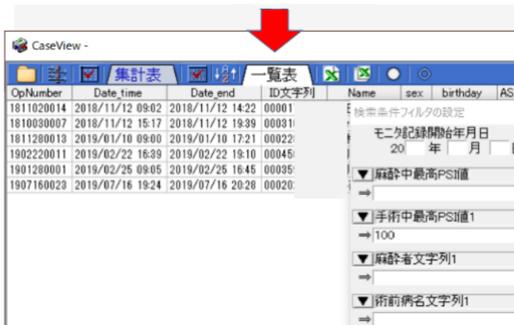


図 3-6 術中 PSI が 100 となった症例を検索し、一覧表示

このリストから症例を選択して、その他のツール (12 番目, 右端) をクリックし、サブメニューの [麻酔チャート表示] を選ぶと麻酔記録画面を表示できる (図 3-7)。

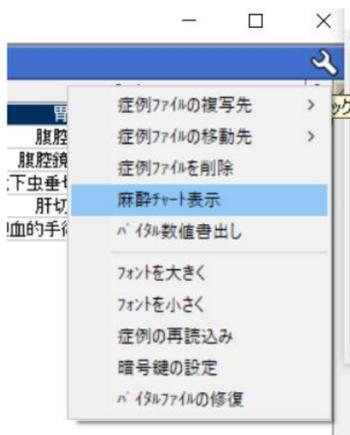


図 3-7 症例を選んで、ツールアイコンをプルダウンして麻酔チャートを表示させる。

図 3-8a の症例は、途中 (矢印) で、PSI 記録を始めたばかりと判明した。図 3-8b では術中体位変換でコネクタを外していた。図 3-8c は大腿骨転子部骨折症例で、プロポフォールで導入、牽引手術台へ移す際に脳波のコネクタを外した。この時点ですでに PSI は上昇傾向だったが、ベッド移動してからデスフルランを開始している。脳波記録再開後も、PSI ずっと高めで EMG やアーティファクトもなく値の信頼度も高そうだったが対応していなかった！ 幸い術中覚醒はなかったが、ニアミス症例だったと推定される。

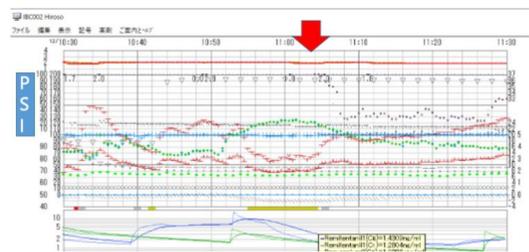


図 3-8a 途中で PSI 記録を始めた麻酔記録

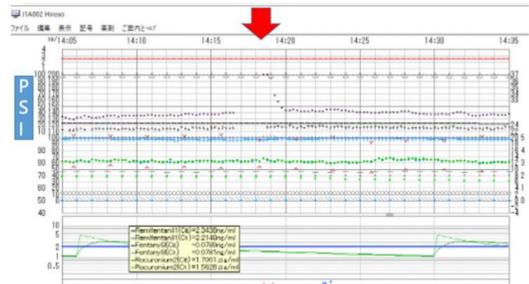


図 3-8b 体位変換でコネクタを外した症例

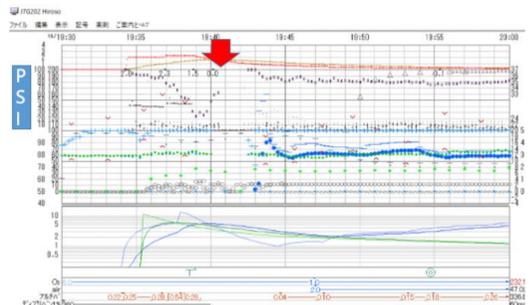


図 3-8c ニアミス症例

### まとめ

観察期間に SedLine は 393 例で使用され、電極とのケーブル接続を外したのは 6 例あった。ケーブル再接続時には PSI 値は常に 100 から始まった。幸いにも実害はなかった。

実例紹介 2. 脊椎手術で腹臥位への体位変換時に BIS 電極の接続を外した時間の調査

脳波での麻酔深度の確認ができない時間があると術中覚醒の警告すらできない。麻酔科医の中では腹臥位への体位変換時に脳波の接続ケーブルを外して再接続する派と、外さないでモニタリングを継続する派があった。過去の記録から後ろ向き

に、腹臥位での BIS 欠落時間を調査した。

手順 3-2-1 . 着眼点の定義

腹臥位開始秒, 腹臥位開始前 BIS\_sec, 腹臥位開始後 BIS\_sec, 腹臥位 BIS 欠落持続時間\_s を定義に加える。(表 3-2)

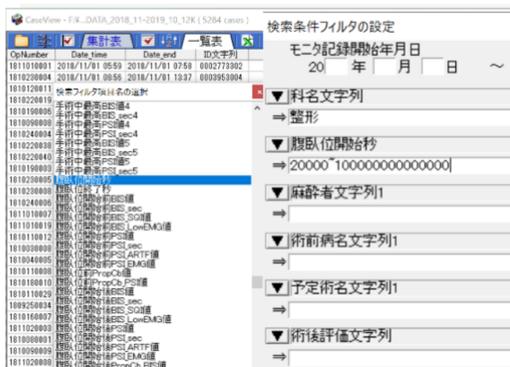
表 3-2 腹臥位での開始時刻, 挿管後 BIS 欠落直前, BIS 記録再開直後時間 (秒) 定義

```
// parcnf.txt calc に 定義追加
// positioning 脳波接続 体位変換
腹臥位開始秒 = remarkBeginTime ('腹臥位', 0);
腹臥位開始前 BIS_sec = RightVitalTime ('BIS',
  気管挿管開始秒, 腹臥位開始秒 +4) $ ' #';
腹臥位開始後 BIS_sec = LeftVitalTime ('BIS',
  腹臥位開始秒, 1800)$ ' #';
腹臥位 BIS 欠落持続時間_s = 腹臥位開始後 BIS_sec
- 腹臥位開始前 BIS_sec ;
```

手順 3-2-2 . 着眼したいデータを 1 つのフォルダーにまとめる。

手順 3-2-3 . CaseView を立ち上げる (CSV ファイル出力まで)

図 3-9 のように検索条件フィルターで、腹臥位開始秒が存在する症例を検索する。



一覧表作成のセットメニューで (図 3-10) 新規セットを作成し, [セット内容編集] で着眼点のデータ項目を図 3-11 のように追加する。セットメニューのおかげで次回から選択し適用するだけで済む。図では項目名のみで右側の出力名は空白だが, そのまま項目名が出力名となる。データの項目名が日本語では動作しないソフト (たとえば R

など) などでは半角英数字で項目名を入力しておけば便利である。

[このセットを適用] で一覧表が改訂される。そしてタイトルバー (図 3-2) 左から 8 番目の緑色 X アイコンで, CSV ファイル形式で出力すれば, 解析ソフトでデータを読み込んで更なる解析や図表化へと進める。

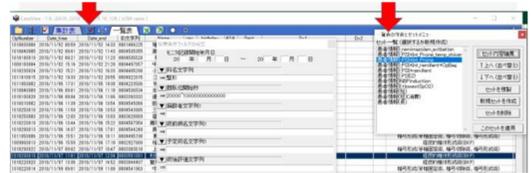


図 3-10 セット一覧から選択, 適用

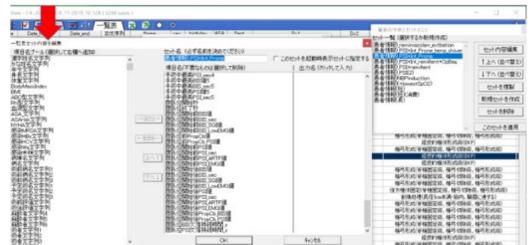


図 3-11 一覧表セット項目の設定

4 . 出力したデータの確認と補正方法

CSV 出力された BIS 値の場合, BIS 電極が患者にうまく接続されていない場合に 57005 と出力されていた。図 3-12 はこの誤データをマスクする関数を追加したエクセルでの補正例である。



図 3-12 エクセルで誤データをマスクさせる方法の例

### まとめ

整形外科脊椎手術の体位変換で BIS 記録を継続した症例，中断した症例は腰椎，頸椎でそれぞれ表 3-3 に示す．中断時間は図 3-13 のように腰椎に比して頸椎が長く，ばらつきも多かった．

表 3-3 腰椎，頸椎手術での体位変換時の BIS 記録中断例と中断時間

	腰椎		頸椎	
	継続	中断	継続	中断
例数	105	117	19	74
中断時間 (中央値 秒)	0	165	0	407

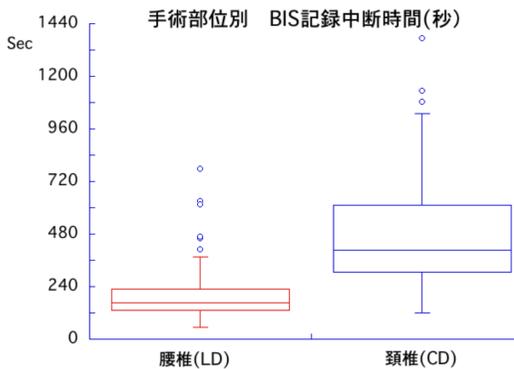


図 3-13 脊椎手術の体位変換での BIS 記録の中断時間 (秒)

本稿は 2021 年歯科麻酔学会学術集会に付随した paperChart workshop2021 の講演ビデオ内容をまとめたものである．

### 引用文献

1. 岩瀬良範ら paperChart シンポジウム．麻酔・集中治療とテクノロジー 2012 16-55, 北斗プリント 京都, 2012.
2. Statement on Labeling of Pharmaceuticals for Use in Anesthesiology. ASA Committee on Equipment and Facilities. Last Amended: December 13, 2020 (original approval: October 27, 2004) <https://www.asahq.org/standards-and-guidelines/statement-on-labeling-of-pharmaceuticals-for-use-in-anesthesiology> (2021 年 10 月 14 日確認)
3. 越川正嗣． <CaseView> データ検索，集計，作表，ファイル保守機能 paperChart データの取り出し方.pdf

# TOF-Watch™ と比べ，GE 社 NMT モジュール(動作感知型) では TOF 刺激での反応数 (TOF 数) が過大評価されている．

中尾正和，池尻佑美，卜部智晶

## はじめに

Train of Four (TOF) 刺激に対する TOF 数は，TOF 比，post-tetanic count (PTC) とともに，筋弛緩作用の評価に利用されている．当院では MSD 社 TOF-Watch(デジタル出力のない無印モデル) と GE 社筋弛緩モジュール NMT MechanoSensor (以下 GE-NMT) が利用されているが，TOF 数の回復が GE-NMT では早い印象をもった．そこで，GE-NMT での TOF 数の検出閾値が Golden standard とされる TOF-Watch Sx(MSD) と同一であるかどうかを検討した．

## 対象と方法

院内倫理委員会の承認のもと，2021年6-7月で，ロクロニウム投与からの自然回復例を後ろ向き研究の対象とした．GE 社通信プロトコル S/5 Computer Interface Specification(12th Ed.) を許諾入手後，GE-NMT が装着された GE 社 CareScape B650 と接続した麻酔記録システム paperChart(越川正嗣 Dr 作) を利用し，標準の TOF 比以外に，TOF 数，Twitch 高(コントロールに対する相対値と絶対値) をとりこめるように改訂した<sup>1)</sup>．これらのパラメーターを 10 秒ごとの CSV ファイルとして出力し，解析に利用した．

TOF 数検出の閾値は GE-NMT での TOF 数が変化した時の Twitch 高とした．

## 結果

同期間での GE-NMT での筋弛緩モニター情報(刺激間隔 10 秒)があった 72 例のうち，自然回復は 9 例であった．麻酔法は全例 プロポフォー

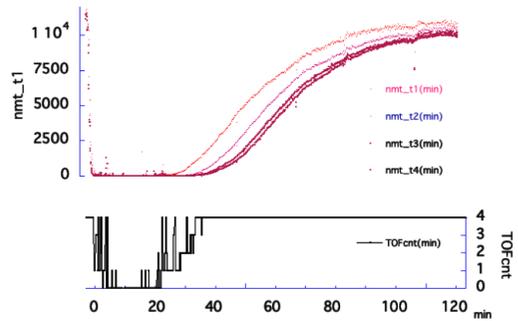


図 1 導入から回復過程での Twitch 高(絶対値)と TOF 数の経時的変化例

表 1	結果	TOF 数検出の閾値	
Twitch 高	中央値	(範囲)	単位不明
Control	11,578	(4,570~16,024)	
相対閾値	0.1%	(0.07~0.5%)	
TOF 数 4 に回復時 Twitch 高	6.1%	(3.2~9.2%)	

ル TCI, レミフェンタニル，ロクロニウムによる TIVA であった．

導入から回復過程での Twitch 高と TOF 数のトレンドの 1 例を図 1 に，Twitch 高の結果を表 1 に示す．GE-NMT での TOF 数検出の Twitch 高閾値はコントロール値の 0.1% であった．

## 考察

Golden standard の TOF-Watch Sx での Twitch 高の検出閾値は 3% と知られているが，今回の結果から GE-NMT の Twitch 高の検出閾値は 0.1% と高感度であった．これでは Twitch 高が小さくても検出されてしまい，TOF 数が過大評価されていると判明した．

観測された Twitch 高(相対値)のデータをもとに，検出閾値を 0.1% から TOF-Watch Sx での

表 2 神経筋モニターの比較

	NMT module (GE)	TOF-Watch Sx
閾値	0.1%	3%
	広い	狭い
ダイナミックレンジ	0~16,000	0~157%
出力データの解像度	0.1%	1%
	16bit ?	8bit ?
センサー	圧電効果	加速度

3%に変更したときの TOF 数検出のタイミングを再評価した。TOF 数が増えたと判断した条件は、TOF-Watch Sx での 15 秒間の刺激間隔での 2 回以上 (合計 30 秒) の再現性に準拠し、10 秒ごとの刺激で 3 回 (合計 30 秒) 以上の再現によった。その結果、検出閾値を 0.1% から 3% にすると、TOF 数の検出は各 TOF 数で 7 分遅れた。当初、TOF-Watch と比べて GE-NMT では早く TOF を検出されたと著者らが感じた印象は今回のデータから再確認できた。

TOF-Watch Sx は専用のとりこみソフトウェアで確認すると Twitch 高は最大 157% までである (表 2)。筋弛緩モニタリングは研究室レベルともいえる古典的な張力センサーの時代から、1988 年に Viby-Mogensen らによってハンディーな加速度センサーの利用が提案され<sup>2)</sup>、広く麻酔管理に利用されてきた。

TOF-Watch Sx での TOF 数の検出閾値がなぜ 3% とされたかの詳細な理由は不明である。当時はアナログデジタル変換器が 8bit (256 段階) であり、加速度センサーを使用した TOF-Watch では、信号を検出し、なおかつ雑音に埋もれないで確実な再現性を確認することから 3% が選ばれたと推察される。

一方、GE-NMT での最大 Twitch 高 (単位は不詳) は表 1 のように 10,000 のオーダーであり、相対値も 0.1% の解像度で出力され、信号のダイナミックレンジが大きい。アナログデジタル変換器が 16bit (65,536,256 段階) でも安価に入手できる時代であることや、圧電効果を利用した動作感知

型測定系自体の有利さかもしれない。実際に GE-NMT では感触法で Twitch を感じられる以下のレベルですら、すでに TOF 数が検出されていることを経験している。

これまで、TOF のモニタリングには、古典とされる張力以外に、加速度、機械変位、筋電図、カフ内圧変化など測定原理も様々なものが利用されている。TOF 比は T1 刺激に対する反応を T4 刺激での反応をみる相対値で標準化は容易である。そのため機器間のモニター精度比較は主に TOF 比を用いておこなわれ、デジタル出力を記録できる TOF-Watch Sx を標準として比較されてきた。一方、今回、同一の筋弛緩状態でも、検出閾値の違いから、モニターによって TOF 数値が異なる場合があることが判明した。また PTC も収縮を検出するという点では TOF 数と同じく高めになることが想定される。これらから、各社のモニターごとに TOF 数ならびに PTC の検出閾値を検証し、機器が異なっても同じような TOF 数、PTC が表示されるような標準化が待望される。とくに、スガマデクスでの拮抗は PTC、TOF 数が目安にされている。TOF-Watch Sx 以外の各社モニターでの高感度の TOF 数、PTC では投与量が少なめになる場合がある。それらの場合の適正量に関しても検証が必要であると示唆された。

## まとめ

TOF 数の検出閾値を調査した。GE NMT モジュールでの TOF 数検出閾値はコントロール Twitch 高の 0.1% であった。Golden Standard である TOF-Watch Sx では 3% であるのと比べて、高感度で検出されていた。

## 引用文献

1. 中尾正和 麻酔記録システム paperChart の使いこなし -10 年後の再訪問- -モニターから新しいパラメーターを取り込んで、表示する手順。麻酔と集中治療テクノロジー 2022 71-78 北斗プリント 京都, 2022.
2. Viby-Mogensen J, Jensen E, Werner M, et al. Measurement of acceleration: a new method

of monitoring neuromuscular function. Acta Anaesthesiol Scand. 1988;32:45-8.

### ABSTRACT

Threshold to sense TOF count in GE NMT module MechanoSensor was 0.1% of control twitch height, which is more sensitive than 3% in the golden standard TOF-Watch Sx.

Masakazu Nakao, Yumi Ikejiri, Tomoaki Urabe

Train of four (TOF) is standard stimulation mode for neuromuscular monitoring. TOF count and TOF ratio are used for adjusting dose of neuromuscular blocking agents and reversal agents, such as sugammadex.

We have evaluated the performance of TOF count threshold of NMT module of Carescape B650 (GE, Germany) in comparison with golden standard TOF-Watch Sx(MSD). According to "S/5 Computer Interface Specification (12th Ed., GE)", paperChart (the anesthesia recording system by Dr. Echikawa) was expanded to collect TOF count, raw twitch heights and normalized twitch heights as well as standard TOF

ratios. After IRB approval patients' data from June to July of 2021 were enrolled.

TOF data was observed in 72 cases. The natural recovery from TOF count 0 to 4 was observed in nine patients. Median of control twitch heights was 11,578 (range 4,570 16,024, unit unknown). Normalized threshold value was 0.1% (0.07~0.5%), which is smaller than 3% in golden standard TOF-Watch Sx. Normalized twitch height at TOF count 4 was 6.1% (3.2~9.2%).

Therefore, TOF count with NMT module (GE) is relatively overestimated than that with TOF-Watch Sx. We must be cautious for dosing of neuromuscular blocking agents and reversal agents in individual monitors.

### Key words:

neuromuscular monitoring, TOF, Train of Four, Twitch height threshold for twitch count

*Division of Anesthesia  
Shimura Hospital  
Funairi 3-13, Naka-ku,  
Hiroshima 730-0841, Japan  
masa.nakao@nifty.ne.jp  
masa.nakao1954@gmail.com*

## 3D プリンティングで大血管と下気道を立体造形して腹臥位で分離肺換気を行った重複大動脈弓の 1 症例

重田 惟，杉野繁一，濱田健志，小野理恵，  
外山裕章，山内正憲

### はじめに

3D プリンターとは、物体の断面形状データを与えると、そのデータを積み重ねて物体を造形する装置である<sup>1)</sup>。2012 年にオバマ元大統領が一般教書演説で 3D プリンターに言及したのを機に世界的な 3D プリンターの大ブームが始まった。重複大動脈弓とは、右大動脈弓と左大動脈弓の残存により血管輪が形成され左右の大動脈弓は合流して下行大動脈となる状態であり、一般に小児期に食道や気道の圧迫症状が出現し、早期に診断されることが多いため、成人になって発見され、さらに手術を行うことは稀である<sup>2)</sup>。今回、術前に 3D プリンターで大血管と下気道を立体造形して、その三次元的な位置関係を明らかにした上で、重複大動脈弓を伴う胸部食道癌手術において、腹臥位で胸腔鏡手術を伴う成人の分離肺換気症例を経験した。

### 症 例

#### 【症例】

73 歳 男性 身長 162cm，体重 47kg，BMI 17.9

#### 【現病歴】

喉のつかえ感より精査の結果、胸部食道癌の診断となり、術前化学療法後に手術の方針となった

#### 【既往歴】

2 型糖尿病

#### 【術前検査】

CT で重複大動脈弓を認めた。通常の大動脈弓に加え右大動脈弓が存在し、重複大動脈弓となって血管輪を形成しており、その中を食道と気管が通過していた。頸部動脈分枝は左右の大動脈弓から 2 本ずつ出ており、静脈系を含め、他の解剖学的異常は認めなかった(図 1)。さらに 3D CT を構築し、3D プリンターを用いて、胸部大血管と下気道を造形した(図 2)。

#### 【予定術式・体位】

胸腔鏡下食道切除，開腹胃管作成，頸部吻合。両側挙上した腹臥位から仰臥位にする予定。術中反回神経モニタリング予定。胸腔鏡は右胸腔操作の後，左胸腔操作を行う予定。



図 1 造影 CT：左大動脈弓の約 1 椎間頭側に右大動脈弓を認めた

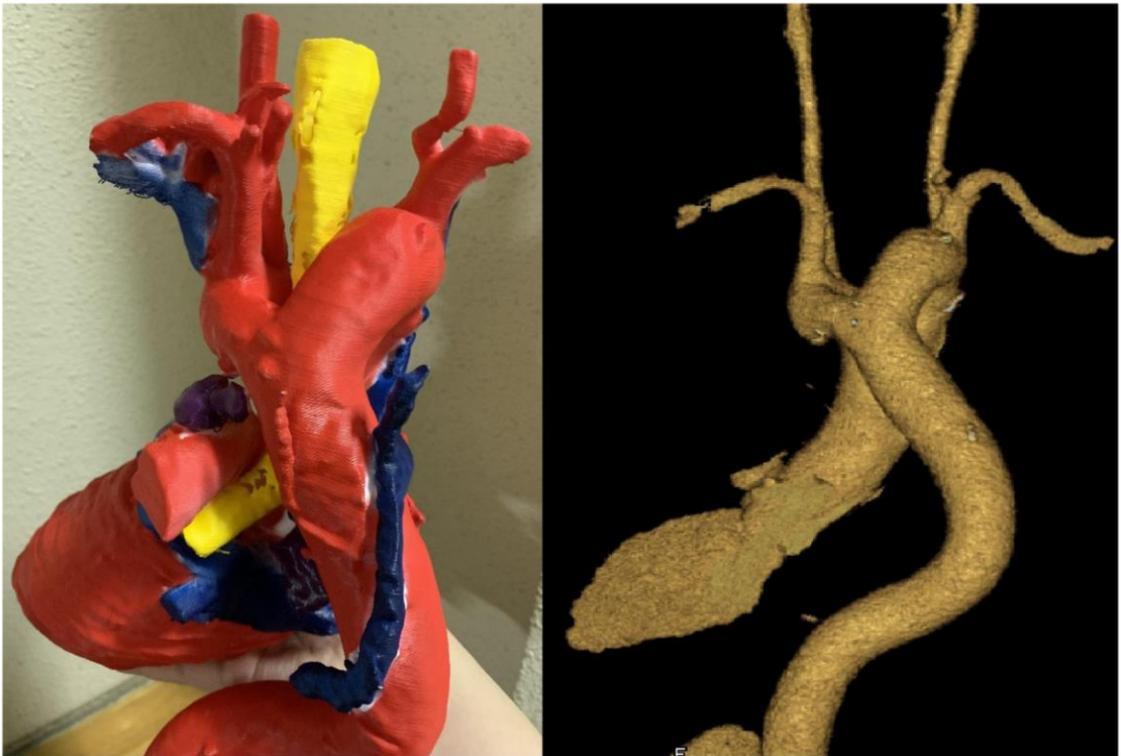


図2 3D CT(右図) から作成された等倍シミュレーション模型(左図)  
赤：動脈系，心臓 青：静脈系 黄：気管 (食道は半透明のテープで表現)

### 【麻酔】

硬膜外麻酔を行い，全身麻酔導入後，術中の反回神経モニタリング目的にEMG (electromyography) チューブ (NIM チューブ<sup>®</sup>) を気管内挿管した．当施設では人工気胸による右肺の縮小で胸腔鏡下に食道を切離するのが標準術式であるが，本症例では重複大動脈弓のために，両胸腔内での食道切離操作と分離肺換気による肺の虚脱が必要になると予想された．そのため，分離肺換気に備えてEMG チューブ内に気管支ブロッカー (クーデック<sup>®</sup>) 気管支ブロッカーチューブ) を左主気管支に挿入した．(ここまで仰臥位)

腹臥位にして手術を開始した．手術は予定通り，右胸腔鏡操作後，左胸腔鏡操作を行い，食道を切除した．術中は3D プリント造形を参照しながら，気管支ファイバーでブロッカーの位置を再確認し，左胸腔鏡操作の際に左肺を虚脱させた．

その後，仰臥位にして開腹胃管作成，胸壁前経路胃管再建，頸部吻合を行った．麻酔上のトラブルはなく，手術は12時間02分で終了し，速やかに覚醒した．

### 【術後経過】

POD1に気管支鏡検査で左声帯麻痺を認めた．POD6にCTで胃管吻合部の縫合不全を認め，全身麻酔下に再吻合を行った．この際，麻酔上の特記所見はなかった．POD26にX線透視検査，内視鏡検査で異常を認めず，軟菜食の経口摂取も可能となり，自宅退院となった．

### 考 察

本症例では，血管系，神経系の走行が正常解剖とは異なっている可能性があり，術前の解剖学的把握が重要であったため，3D CTに加えて3D プリンターによる模型を作成し，術中参照した．術

中，模型通り動脈系の走行は異常があったが，動脈系を始め，静脈系や気管を傷つけることなく操作できた．

本邦での 3D プリンターの臨床応用は徐々に広まっており，3D プリンティングによる造形モデルは現時点では，本症例のような術前計画支援に加えて，手技トレーニング，診断支援，医学教育，さらにはインフォームドコンセント，再生医工学でも使用されている<sup>3,4)</sup>．麻酔科が 3D プリンターを積極的に利用している場面はまだ少ないと考えられるが，現在のコロナ禍に際し 3D プリンター

を使用した人工呼吸器の実用化に向けた実証実験等も行われている<sup>5)</sup>．安全性の担保が何より必須だが，今後の麻酔科の発展に 3D プリンターは秘めた可能性を含んでいるだろう．

## 参考文献

1. 3D プリンターの基礎と臨床応用 森健策
2. 小児慢性特定疾病情報センター
3. 3D プリンターの医療応用 森健策
4. 3D プリンターの医用応用 梅津信二郎
5. 3D プリンターで世界に人工呼吸器を，SNS で医師が呼びかけ 林愛子

# 手術室におけるストック管理のための情報管理ソフトウェア — ネット及び複数サイト版 —

惣谷 昌夫

## はじめに

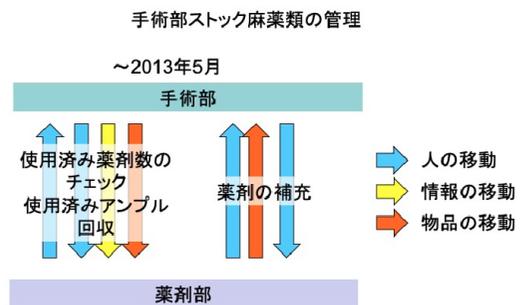
2013年の日本臨床麻酔学会で著者らは、手術室内ストック薬剤について管理・記録し、薬剤部に補充必要数を伝達するシステム(バージョン1)を発表した。今回、2021年の本学会の発表では病院移転で麻薬運用を変更する必要の生じた施設にそのシステムを移植し、複数部署でのストック管理を行うことができるように改良した(バージョン2)。なお、本稿では2013年に発表したバージョン1の開発経緯も含めて記す。

## 背景

恒常的に手術を行なっている手術室においては麻酔用の麻薬性鎮痛薬を手術室ストックとして管理する場合がある。施設による事情の違いはあるが、筆者の所属した施設では日々ストック薬の更新を行っていた。この場合、前日に使用した麻薬の数をチェックし、実際に金庫内に存在する空きアンプルの数と照合した上で、薬剤部から薬剤を輸送し、補充を行う必要がある。

バージョン1の初期開発時点では手術室のこうした麻薬ストックの管理は紙の台帳で行われており、院内にオーダリングシステムは稼働していたが、手術室では麻薬の処方箋は紙のものを使用していた。この状態では、麻薬の持ち出し、返却の際に保管庫内の数を記入するように台帳が作られていなかったため残存数のチェックができず、数の記載の間違いなども起こることがあった。1日毎に使用数をチェックする業務は規定されていたが、台帳への記載ミスなどにより数が合わないなどのトラブルも時に見られており、業務の最後

でそうしたことが起こることで管理者の負担を増やすこともあった。



Nov, 2nd, 2013 JSCAC  
Dept. of Anesthesiology, Ehime Prefectural Niihama Hospital

図1 業務フロー Pre

こうした状況を改善する方法として紙の台帳を廃し、PC上で記録、保管庫内の数を表示する事で持ち出しや返却時に常に数にチェックを行うことになった。

## ソフトウェア

バージョン1,2ともにファイルメーカー<sup>®</sup>(以下FM)のファイルとして作成した。

## バージョン1

薬剤毎に1ファイルとし、それをメインメニューファイルからスクリプトで呼び出す形式で作成した。各ファイルは薬剤の金庫内総数(配置定数)、実アンプル数、空アンプル数、持ち出しアンプル数、残液シリンジ数(バージョン1の運用途中でレミフェンタニルの運用のため追加)を保持している。また、記録動作として、持ち出し、返却、確認、薬剤部による空アンプル処理、補充を行い、それぞれについて操作者と移動先を入力し、移動日時を自動記録するようにした。

### 持ち出し

薬剤を選択して持ち出し動作を選択すると持ち出し先，操作者（各々リストから選択）を入力し，持ち出す数を入力してやると持ち出した後の状態で保管庫内に実アンプルと空アンプルがいくつあるはずであるかを表示する．その数字と実際の保管庫内の数を照合してOK ボタンをクリックすると入力された情報とともにその時の日時を自動で記録する．

### 返却

その時点で持ち出し処理の行われている数を持ち出し先，持ち出し日時毎でリスト表示し，返却対象の薬剤をリストから選択する．以下の操作は持ち出し時とほぼ同じで，実アンプル，空アンプル，残液シリンジの数を入力する点が異なる．

### 薬剤部空アンプル処理

薬剤部が空アンプルを処理する際は，処理対象となる月日範囲を指定して，その範囲の間に使用され，空アンプルとして記録された数を表示する．開発当初はその数を元に，麻酔科（手術室における麻薬施用管理者）が日報を作成して，薬剤部に提出し，補充を行う手順が取られていた．

### バージョン1改良

ここまでで，正確な日時を伴った保管庫内のストック数の記録，という開発当初の機能は達成したと言えた．しかし，業務フローを再度見直したところ，必要ないと思われる人の移動があることが判明した．つまり，麻薬処方箋が紙であるために情報の伝達に人の手を介する必要があるためである．これを省くためのシステム改修を行うこととなった．(Fig:業務フロー Pre) ここまで作成したファイルに，管理日報用のテーブルを追加した．麻酔科の担当者が最終の手術終了後に保管庫内の薬剤数を確認して入力し，ファイル共有機

能を使って，薬剤部から確認できるようにした．(Fig:業務フロー After.jpg) この際，共有のための

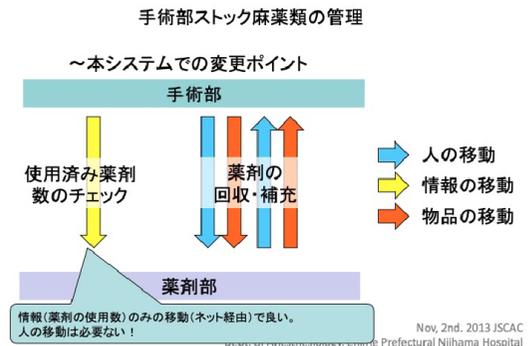


図2 業務フロー After

アカウントは機能を制限して，不測に起こり得るデータの書き換えを防いだ．また，日報の印刷ができる機能も追加した．

### バージョン1その後

前述の改良の後，筆者は転勤したが，システムの運用は続けられ，その後，毒薬，向精神薬の管理にも利用されることとなる．また薬剤部からの要望により1ファイルで管理を行うこととなり，後任の吉川武樹先生により改修された．ここまでの開発経緯で保管庫内の数を記録するフィールドはグローバルフィールドとなっており，改修後はグローバルフィールドを薬剤毎の繰り返しグローバルフィールドに変更して記録されることになった．

### バージョン2への改修とFMにおけるグローバルフィールドの落とし穴

筆者が現在勤務する施設では，長らく手術室内の麻薬ストックを緊急時に使用する数に限っていた．しかし，2021年に病院が新築移転する際に，薬剤部と手術室が別フロアとなり，手術症例毎に麻薬を薬剤部に取りに行く運用が難しくなった．そのため，手術室における麻薬のストック数を増やす必要が生じたが，そのためにより厳重なストックの管理を求められることとなる．そこで，上記の麻薬ストック管理システムを移植すること

にした。基本的には前施設のスタンドアローンのものをそのまま使用しても問題はなかったが、システムの堅牢性を維持することと、手術室以外の部署での麻薬管理にも寄与できる可能性を考慮して、ホストクライアント形式のものに変更することにした。

さて、前段で本システムバージョン1では保管庫内の薬剤数の情報をグローバルフィールドに保存していたことを述べた。ところがFMのグローバルフィールドはスタンドアローンとネットワーク共有されたファイルでその挙動が異なり注意を要する。スタンドアローンの場合は、グローバルフィールドはファイルを閉じたときの値を保持していて、開いている間に変更されたグローバルフィールドの値はそれが保存される。しかし、ネットワーク共有されたファイルの場合は、その値は、初期値はホストに保存されている値になるが、これをクライアントで変更してもその変更はホストのファイルには反映されず、開いたクライアント内でのみ変更される。このため、一度クライアントがファイルを閉じてしまうと、次に開いた際にはホストに保存された以前の値が読み込まれることになり、この間に変更された保管庫内の数の情報が書き変わってしまうことになる。

このような動作では保管庫内の現状の数を常に保存しておくべきシステムとして正しくないので、これらの情報を他のフィールド形態で保存する必要がある。このために上記の問題への対応として保管庫内の薬剤(実アンプル、空アンプル、残液シリンジ)の数を、別テーブルを作成して記録する方法をとった。実際のシステムの動作としては、ここまでのバージョンでグローバルフィールドに対して行ってきた操作を、薬剤名(固有の薬剤ID)をキーとして参照可能なリレーションフィールドに対して行う事で実現できた。この仕様によりクライアント側で変更した保管庫内の薬剤数情報が常にホスト側に保存されることになり、クライアント側でファイルを閉じたとしても正しく動作するようになった。同時に薬剤毎に別スクリプ

トで動いていた各種動作を薬剤IDを引数として

薬剤名	空アンプル or バイアル	残液シリンジ
フェンタニル0.1	7本	0本
フェンタニル0.5	0本	0本
アルチバ	3本	2本
モルヒネ	0本	0本
	0本	0本
ケタウール	0本	0本

図3 薬剤部参照ページ2

渡すことで動作するように変更して、スクリプトの軽量化を図った。

バージョン1のシステムで追加実装した日報の部分 (Fig:薬剤部参照ページ 2.jpg) は、全薬剤のファイルが一つにまとめられたことで、FMの集計機能を使って容易に出力が可能となり、担当者がその日の使用数を入力する作業は必要なくなった。ただ、この時点で麻薬使用の数は電子カルテにより薬剤部でも確認は可能になっており、バージョン1で必要とされた情報伝達という意味では必要性がなくなっていた。それでも、実際に電子カルテで薬剤部が確認した数と本システムで保管庫内の数を照合することでダブルチェックとなり、運用上の安全を増すことができたと思われる。

複数部署での運用に関してはFMの購入に関する問題とネットワーク構成の問題があり、実現してはいない。ただ、薬剤IDに部署IDを組み合わせることで容易に拡張可能なシステムとなっている。スクリプトの動作などを検証すればファイルメーカー Go<sup>®</sup>を使用することで運用可能となると思われる。

## まとめ

FMを使用した麻薬ストック管理システムを作成した。管理台帳の電子化から始まり、各種要求に伴って改良を行い、情報伝達をネットワーク上で行うことで省力化が可能であること、そのほかの情報インフラ(電子カルテなど)の普及に伴っ

てその需要が変化することを経験した。こうした変化は、今後も常に起こりうるが、こうした変化への対応はメーカーなどによって作られたシステムではコストや時間的な問題があって難しい。こうしたシステムの導入には、そうした問題への対応のためのコストを最初から計上するか、一定期間毎のシステム更新を予定しておくしかないのかもしれない。

# 麻酔中バイタルサインチャートのニューラルネットワーク解析

岩瀬 良範，臣永 麻子，星島 宏，宮崎 智\*

## はじめに

我々が麻酔の診療を Review するとき，図形としての麻酔記録を多用している．それならば，「人間の目は，ある程度は AI に置き換えられるのでは，，，」が本研究の出発点である．前回（第 38 回）の本学会において，「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」を発表し，いくつかのご討論を頂いた．

その中で，「もともと数値配列である記録を，わざわざ画像化することで本質的な精度は得られるのか？」という疑問には抗うことはできなかった．前回の研究は，「AI は未来の心房細動を予測できるか？」という Attia らの論文を参考として，比較的入門的なユーザーインターフェースを備えた AI 処理系 (Sony NNC) と教則本を用いて解析を行った結果，いくつかの良好な結果を得たものの画像処理のみに偏重せざるを得なかった発表者の技術能力的な限界は認めざるを得ない．

今回我々は，AI 専門家を含む研究チームを結成し，数値配列としてのバイタルサインチャートをニューラルネットワークで解析し，前回結果と比較検討してみた．

## 方法

本研究は本院 IRB の承認済である．使用したデータは，2018～2020 年の記録時間 210 分以内の 15 歳以上 7116 例と 6 歳未満の 515 例の画像記録と数値記録 (CSV) である．(前回比較は 6 歳未満 527 例と 15 歳以上 7729 例．をさらに再精査したもの)

数値記録をニューラルネットワーク解析に入力するためには，1. すべて同じ測定項目であること，

2. データの欠損がないことが要求される．そのために，1.csv ファイルの内容が同じデータ項目名であることでファイル検索し，2. 欠損値があるデータセットの場合は該当する行を削除する grep 機能を Sakura editor (GitHub) で用いた．欠損値は，CSV ファイルでは”，”が複数連続すること，あるいは”，” <CR> で判断できる．

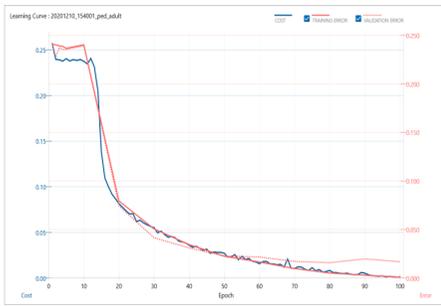
画像の CNN(畳み込みニューラルネットワーク) 処理は，前回同様 Sony Neural Network Console の例題を可能な限りデフォルトのまま使用した．主なパラメーターは 処理画素数 28 × 28(カラー)，繰り返し回数 100 ,training data: 80% ,validation data 20% ,である．数値配列の解析は，python による処理系を用いた．これは Windows , Mac , Linux で使用可能だが，今回は Windows PC を使用した．使用したライブラリ numpy , pandas , pytorch , matplotlib , scikit-learn などで，解析方法は「畳み込みニューラルネットワーク (CNN) の方法の一つ」である「1 層の全結合層」<sup>2)</sup> で繰り返し (Epoch) 回数は 1000 とした．これらの手法でニューラルネットワーク解析を行い，ROC(Receiver Operating Characteristic) 曲線，AUC , fscore を計算し，画像，数値配列，Attia らの結果<sup>1)</sup> と比較した．

## 結果

まず前回結果の結果を示す<sup>3)</sup>．6 歳未満 527 例と 15 歳以上 7729 例の比較では，Accuracy=0.995 , Average Precision = 0.975 が得られている (Fig.1a) ．次に前回データから欠損値を除外したデータセット (画像) を同様の方法で処理し，6 歳未満 515 例と 15 歳以上 7116 例から Accuracy=0.958 , Average Precision = 0.821 が

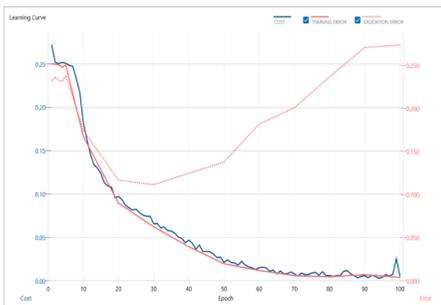
埼玉医科大学病院 麻酔科

\*東北大学大学院 工学研究科



**Fig.1a** 前回結果：6歳未満 527例と  
15歳以上 7729例

Accuracy=0.995, Average Precision = 0.9



**Fig.1b** 今回結果：6歳未満 515例と  
15歳以上 7116例

Accuracy=0.958, Average Precision = 0.821  
validation errorが増大している。(過学習の傾向)

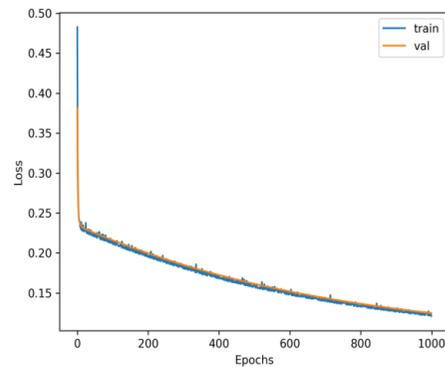
得られたが, validation errorが増大しており, 過学習の傾向が認めれた (Fig.1b) .

今回データの数値配列として「一層の全結合層」として処理したところ, accuracy=0.944 recall=0.180 precision=1 と Fig.2 のような学習曲線が得られた .

結果の信頼性を評価する ROC 曲線, AUC, fscore (Fig.3a) はそれぞれ本結果で AUC =0.954 fscore =30.5%, Attia<sup>1)</sup> らの結果は AUC=0.87 ~ 0.90 fscore=39.2 ~ 45.4%だった (Fig.3b) .

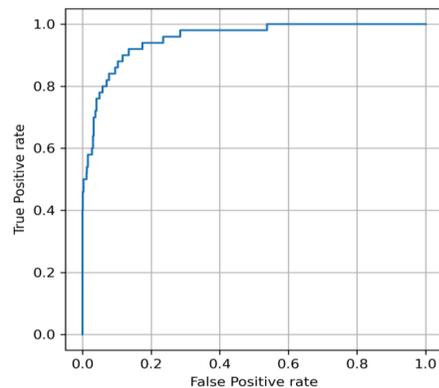
### 考 察

今回の検討により, 当初の疑問だった「もともと数値配列である記録を, わざわざ画像化することで本質的な精度は得られるのか?」については, ほぼ同等の結果が得られたといえよう. 画像と数値配列の比較では, Accuracy は 0.958vs0.944,



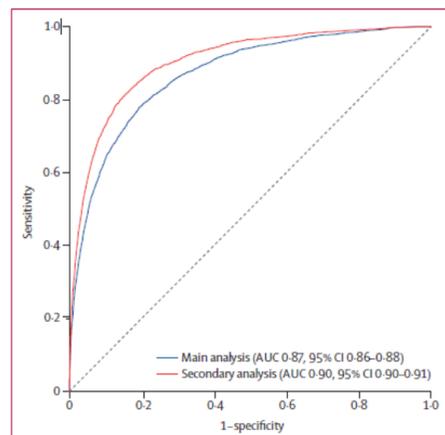
**Fig.2** 画像と数値配列の学習曲線

accuracy=0.944 recall=0.180 precision=1



**Fig.3a** ROC 曲線, AUC, fscore の結果

AUC =0.954 fscore =30.5%



**Figure 3:** ROC curves for the convolutional neural networks on the testing dataset

In the main analysis, only the score of the first normal sinus rhythm ECG in the window of interest was used. In the secondary analysis, the highest score for all ECGs done in the first month of the window of interest was used. ROC=receiver operating characteristic. AUC=area under the curve. ECG=electrocardiograph.

**Fig.3b** Attia<sup>1)</sup> の結果

AUC=0.87 ~ 0.90 fscore=39.2 ~ 45.4%

Precision は 0.82vs1.0 と僅かに画像が良好な結果を示したが、数値データの precision=1.0 は偽陽性が認められなかったことを示し、一概にどちらが優れているとはいえない。

AUC (Area Under the Curve) は面積が大きいほど一般的に機械学習の性能が良い事を意味し、かなり良好な結果だった。Fscore は検知したいものが検知されているかどうか評価したい場合に用いられるが、これは Lancet の結果よりやや劣った。これらの結果を総合すると、今回の比較では、画像も数値も比較的良好な弁別が行えたといえよう。

ただし、今回の数値データは欠損値を含むデータセットがすべて除外されており、大半が血圧の測定間隔の 2.5~5 分程度のフルセットであるが、体温計の不調や接続しても測定しない等で欠損値が含まれた場合には、grep 機能で容赦なく削除され、時にはデータセットそのものがすべて削除されることがある。これが対象症例数を減じた原因と考えている。

次に、解析方法について考察する。「1 層の全結合層」は要約すると、CNN (畳み込みニューラルネットワーク) では、① 畳み込みフィルタ層：画像の濃淡パターンを検出する (エッジ抽出等の特徴抽出)、② プーリング層：物体の位置が変動しても同一の物体であるとみなし (位置ズレを許容する) ① ② の層を組み合わせで、画像から特徴量を抽出する、③ 全結合層：① ② を通して特徴部分が取り出された画像データを一つのノードに結合し、活性化関数によって変換された値 (特徴変数) を出力する。ノードの数が増えると特徴量空間の分割数が増し、各領域を特徴付ける特徴変数の数が増える。このため今回の実験で、一層としたのは、より単純なモデルで解析するためである。

以上、二つの解析方法により、バイタルサインチャートのニューラルネットワーク解析は、本課題の場合はそれぞれが高い識別能を示した。

## 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.
2. 木田智士: Deep learning で画像認識④ ~ 畳み込みニューラルネットワークの構成 ~ (<https://lp-tech.net/articles/LVB9R>)
3. 岩瀬良範: 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。麻酔・集中治療とテクノロジー 2021:69-71, 2022

## ABSTRACT

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

Yoshinori Iwase, Asako Tominaga,  
Hiroshi Hoshijima and Tomo Miyazaki\*

### [Introduction]

In 38<sup>th</sup> JSTA meeting, we reported "Can Artificial Intelligence distinguish the vital sign charts during anesthetic management?" and got some controversies, although obtained good results. However, we couldn't resist the question, "Is it possible to obtain the essential accuracy by making a picture image of vital sign records, although that was originally a numerical table data?" From a Lancet paper (394: 861-867, 2019) and the AI textbooks, we should proceed numerical analysis. Thus, we have formed a research team to analyze vital sign charts as numerical arrays with a neural network.

### [Methods]

This study has been approved by the hospital IRB. The data used were image recording and numerical recording (CSV) of 7116 cases aged 15 to 15 years and 515 cases under 6 years of recording time. For numerical record comparison, all the same measurement items and data loss are not allowed. Sakura editor (GitHub) used the grep function to delete the corresponding line when the data set has the same measurement item and missing values for all the target files.

For the CNN processing of the picture image, the same Sony Neural Network Console example as last time was used with the default as much as possible.

The processing system by python was used for the analysis of the numerical table. It works on Windows, Mac and Linux, but this time we used a Windows PC. The libraries used are numpy, pandas, pytorch, matplotlib, scikit-learn, etc. We build a neural network model using one fully connected layer. We evaluate the model by the ROC, AUC, and fscore.

#### [result]

The datasets excluded due to missing values from the previous data was processed in the same way, and Accuracy = 0.958 and Average Precision = 0.821 were obtained from 515 patients under 6 years old and 7116 patients over

15 years old with the tendency of overfitting was observed (Fig. 2).

The results of the model were accuracy = 0.944 recall = 0.180 precision = 1, and a learning curve as shown in Fig. 3. The ROC curve, AUC, and fscore were AUC = 0.954 fscore = 30.5% (Fig. 4).

#### [conclusion]

Either analyzing methods applying the neural network analysis of the vital sign chart showed high discriminating ability.

*Department of Anesthesiology,  
Saitama Medical University Hospital,  
Moroyama, Saitama 3500495, Japan*  
*\* Graduate School of Engineering,  
Tohoku University Aoba, Sendai 980-8579,  
Japan*

## VR映像による小児患者用手術室入室体験に対する 健全成人の視聴体験の検討

安藤 貴宏\* , 岡村 優† , 後藤 真希† ,  
村井 律子† , 西脇 公俊‡

### はじめに

手術は患者にとってストレスの多いライフイベントであり、さらに子供にとっては彼らの感情に大きな影響を与える可能性が考えられる。名古屋大学医学部附属病院は手術を受ける小児患者の不安緩和に対する取り組みとして、CLS (チャイルドライフスペシャリスト) による術前プリパレーション、手術室看護師による術前訪問と説明DVDの視聴、保護者同伴麻酔導入などを実施している。しかしいずれの手法も小児や保護者にとっての不安や恐怖の緩和に対する効果は明らかにされていない。そこで我々はVR (バーチャル・リアリティ) 映像による手術室入室体験が、手術室への興味を引き起こし、また手術室への既視感に繋がれば、不安や恐怖の緩和に有効ではないかと考えた。

### VRの可能性

VRとは仮想現実と訳されることもあるが、コンピュータで作成または3D(3次元)撮影された映像や音声などを、現実世界かのように体感できる技術や、その考え方を指す。近年では技術進歩により、3D撮影が容易に行える機器が登場し、またその画像をVRとして体験するためのHMD(ヘッドマウントディスプレイ)も安価に手に入るようになった。HMDを装着することで、頭位を移動することにより視界が変化する。それはあたかも現実世界での視線を移動することによる視界



図1 ① THETA  
② 3D ヘッドセット「VR PLAY」

変化に近い感覚であり、仮想現実への没入感を高めることが可能となる。医療業界でもVRの有用性が示され始めている。先行研究では手術室のVRツアーは術前不安を減少させた<sup>1)</sup>、また患者の注意力は仮想現実世界に没入して、身体的な痛みを忘れることができる<sup>2)</sup>と言った報告もある。しかしVRビデオは子供や親にとって有害である可能性も考慮され、また当事者はそれを望まないかも知れない。そこで、我々は小児患者にVR動画の視聴体験施行前に、小児科病棟の医療スタッフや保護者に視聴体験を施行、その後にアンケートを実施することにした。

### 対象と方法

動画視聴対象は、当院の医療スタッフと小児科病棟患者の保護者とした。

360度カメラ THETA Z1(© Ricoh Company, Ltd.)<sup>3)</sup>(図1.①)を用いて、3分弱(2分49秒)の3DVR動画を撮影した。動画シチュエーションは小児患者が看護師付き添いの元で移動し、病棟廊下~手術室乗り換えホール~中央入り口から予定手術室への入室~ベッド上に移動しモニター装着

\*名古屋大学医学部附属病院 手術部

†名古屋大学医学部附属病院 看護部

‡名古屋大学大学院医学系研究科 麻酔・蘇生学分野



図 2 DVR 動画「手術室乗り換えホール～中央入り口から予定手術室への入室～ベッド上」(動画に字幕はありません)



図 3 3DVR 動画「ベッド上に移動しモニター装着～麻酔導入開始(マスクが顔に密着する)まで」(動画に字幕はありません)

～麻酔導入開始(マスクが顔に密着する)(図 2, 図 3)を撮影した。患者役 1 名(カメラを頭上に持って移動), 手術室看護師役 2 名, 外科医役 1 名, 麻酔科医役 1 名, 計 5 名の看護師が撮影に参加した。

VR 動画再生はスマートフォンにて実行し, 視聴にはスマートフォン(汎用)3DVR ヘッドセット

「VR PLAY」<sup>4)</sup>(図 1. ②)を使用した。

動画視聴後に視聴者の職業と年齢, 子の有無, 本人の手術歴の有無, 子の手術歴の有無, さらに我々が独自に作成した 7 項目に自由記載を追加したアンケート(図 4)を実施した。この研究は当院の倫理委員会によって承認された。

手術室入室のVR疑似体験に参加していただく方へ

職業 1. 医療従事者( ①麻酔科医師 ②外科医師 ③看護師 ④看護助手 ⑤その他 ) 2. 小児患者の保護者

年齢 1. 20歳代 2. 30歳代 3. 40歳代 4. 50歳代 5. 60歳以上

手術経験の有無 1. あり 2. なし

お子様の有無 1. あり( 人) 2. なし

お子様の手術経験の有無 1. あり 2. なし

【VR映像による手術室入室体験について】

1) 現実的な小児患者の目線を感じましたか。

1. とても感じた 2. 感じた 3. あまり感じなかった 4. 感じなかった

VR映像を体験した率直な感想をお願いします。(自由記載)

2) VR映像を事前に体験することで安心感を得られると感じましたか。

1. とても感じた 2. 感じた 3. あまり感じなかった 4. 感じなかった  
具体的にそれはどのような点ですか。(自由記載)

3) 不安や恐怖を感じましたか。

1. とても感じた 2. 感じた 3. あまり感じなかった 4. 感じなかった  
具体的にそれはどのような点ですか。(自由記載)

4) VR映像による手術室入室体験で気になる点はありましたか。

1. たくさんあった 2. あった 3. あまりなかった 4. なかった  
それはどのような点ですか。(自由記載)

【VR映像による手術室入室体験の小児患者術前オリエンテーションへの応用に関連して】

1) VR映像による手術室入室体験は患児の不安緩和に役立つと思いますか。

1. とても思う 2. 思う 3. あまり思わない 4. 思わない  
それはどのような点ですか。(自由記載)

2) VR映像による手術室入室体験は不安増強につながると思いますか。

1. とても思う 2. 思う 3. あまり思わない 4. 思わない  
それはどのような点ですか。(自由記載)

3) 自分が保護者の立場であつたら、手術を受ける小児にVR映像による手術室入室体験を希望しますか。

1. 強く希望する 2. 希望する 3. あまり希望しない 4. 希望しない  
それはなぜですか。(自由記載)

【今回のVRでの入室体験に関して、ご意見をお聞かせください】

(自由記載)

図 4 独自に作成した本研究用アンケート

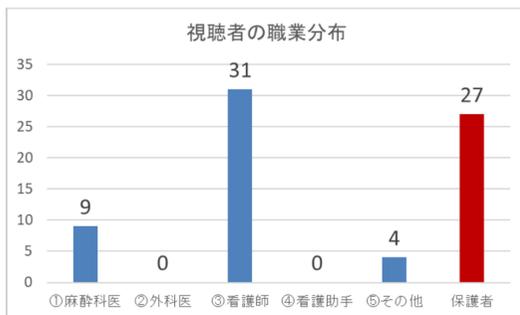


図 5 アンケート結果 ①

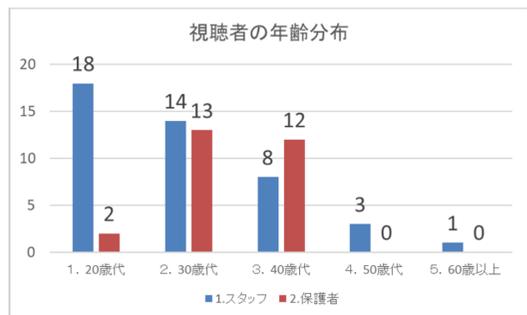


図 6 アンケート結果 ②

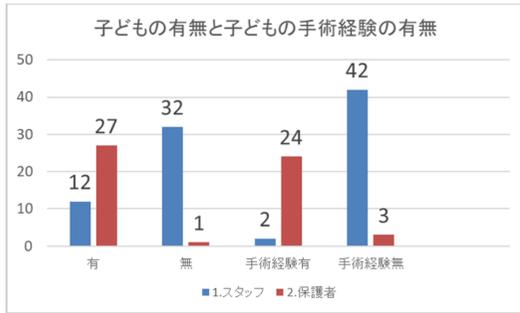


図 7 アンケート結果 ③

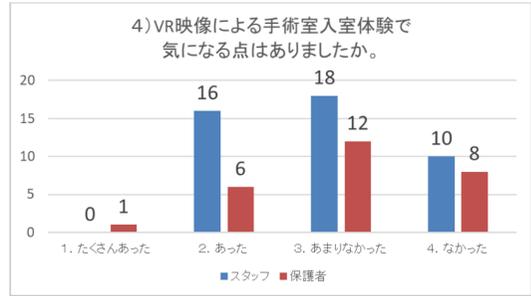


図 11 アンケート結果 ⑦

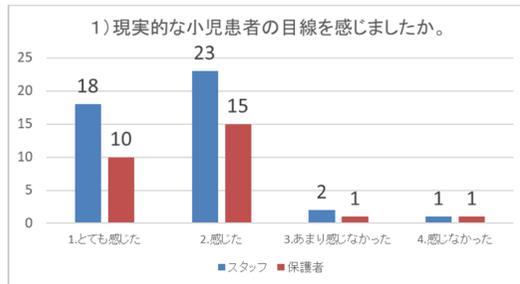


図 8 アンケート結果 ④

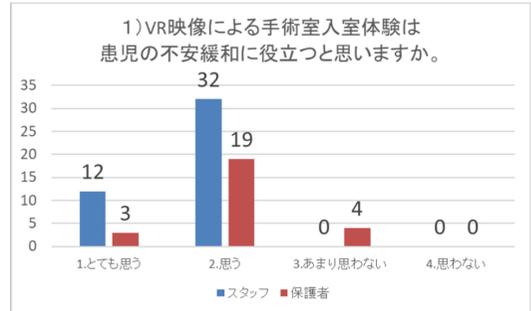


図 12 アンケート結果 ⑧

## 結果

45 人の医療スタッフと 29 人の小児患者の保護者がこの VR 動画視聴研究に参加した (図 5) . 医療スタッフで 1 名, 保護者で 2 名がアンケートに

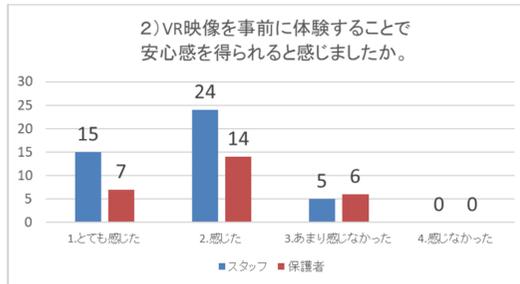


図 9 アンケート結果 ⑤

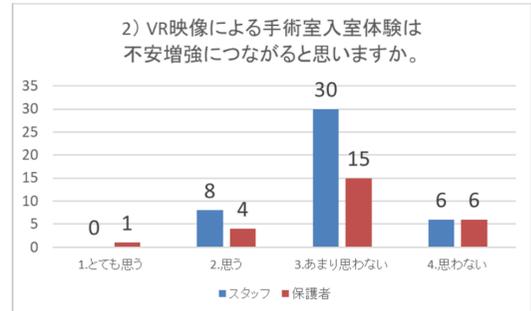


図 13 アンケート結果 ⑨

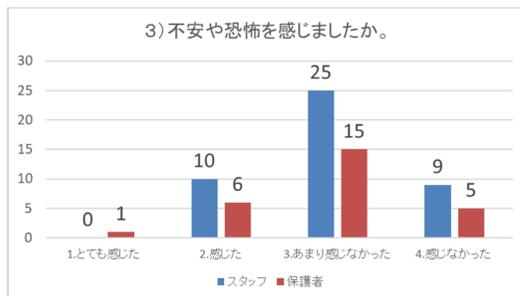


図 10 アンケート結果 ⑥

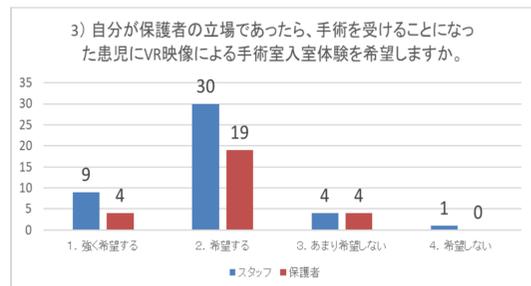


図 14 アンケート結果 ⑩

未回答であった。全ての項目において、VR 動画視聴に好意的な結果が得られた。特に、恐怖を感じたかの回答では「あまり感じなかった」、「感じなかった」を合わせて 78 % (図 10) が、不安緩和に役立つかの回答は「とても思う」、「思う」を合わせて 94 % (図 12) と VR 視聴による手術室入室体験の希望については「強く希望する」、「希望する」を合わせて 86 % であった (図 14)。自由記載欄には、動画関連では「粗い、暗い、揺れる、焦点が合わない、酔いそうになる」、視聴体験に関しては「見方が難しい、閉鎖的に感じる」(図 15) など否定的な意見も散見された。

## 考 察

視聴者全てのアンケートにおいて、過半数が VR 体験に好意的であるという結果が得られた。本研究は成人での視聴体験であるが、本来の VR 体験ターゲットは小児であることについて考察する。

対象小児の理解力について考えると、ピアジェの認知発達理論においては、3 歳前後から 6~7 歳くらいまで (幼児後期) は前操作期と言われてお

### 自由記載 (一部抜粋)

【VR映像による手術室入室体験について】

- 1) 感じた → 画像が粗い、暗い、揺れる。単純に面白かった。焦点が合わない。
- 2) 安心感得られない → 一度目にした景色だから、安心になると思う。

安心感得られない → 実際に行くのは別問題だから。

体験することで手術室がわかりやすい

- 3) 感じた → マスクの場面は怖い、イメージが鮮明になり怖くなる。

感じない → 映像内のスタッフが優しく話しかけてくれるから怖さはない。

- 4) なかった → 安心できると思った。

【VR映像による手術室入室体験の小児患者術前オリエンテーションへの応用に関連して】

- 1) 役立ち → 一度経験していることになり安心できる場所という認識になりそう。事前にどんなことが怖いか聞ける。どうすれば怖くないかを事前に話し合える。

役立たない → イメージが鮮明になり怖くなるかも。見方が難しい。閉鎖的に感じる。

- 2) つながらない → マスクが怖い。

つながらない → 一度見ておくのは安心。

- 3) 希望する → 楽しみながらできる。ゲーム感覚でできる。知っている場所になる。興味のある子には使える。思春期・高校生には効果があるかも。

希望しない → TVやDVDの方がみる気がする。VR必要性を感じない。前授業をしてほしい。

図 15 自由記載コメント (一部抜粋)

り、見立て遊びやごっこ遊びを通して物事を理解している<sup>5)</sup>と考えられている。VR による入室体験が現実とは別であり、またそれを遊びの一種として捉えて、現実とリンクして理解できるようになるには幼児後期程度の認知機能発達を経る必要があると予想される。

自由記載には「見方が難しい」、「酔いそうになる」との記述が散見された。VR 酔いは車酔いなどの動揺病に似た症状で、受動的視聴を含むがイ

ンタラクティブな VR 体験で起こる症状を主とした表現である。また自然界と比べ解像度が悪い映像や撮影カメラの揺れによる動画の揺れは、違和感を生じ VR 酔いに至ることもある。インタラクティブな VR 体験でユーザーがタスクを行う場合、HMD などのディスプレイを用いることが多い。この場合、前庭動眼反射が問題となる。自然界で景色を見ながら頭を動かすと、視線が頭の動きにつれて動く。景色の 1 点を見続けるには、頭と反対方向に眼球が動き、頭の動きをキャンセルする必要がある (前庭動眼反射)。一方、HMD は頭部に装着されるので、頭が動いても同じ画面を見続けることになり前庭動眼反射は不要である。しかし反射運動は止められず無意識に眼球が動く。そのままでは時間的ぼけを起こし、違和感や吐き気等を起こす。これを防ぐためにはヘッドトラッカーで頭の動きを検知、画面を素早く更新する必要がある。また二眼式立体視装置では不可避免的に輻湊・焦点調節が分離し、両眼視差が大きいとミスマッチによる眼精疲労が起こる。また動揺病では 2~12 歳で最も感受性が高いことが知られている。さらに視覚における第一次経路は 6~8 歳で成熟し、第二次経路は 12~13 歳で成熟すると言われている。第一次、第二次経路はともに発達過程では、脳の可塑性が非常に強く、異常環境を経験すると発達異常が起こり回復しない場合が知られている<sup>6)</sup>。このように VR 動画視聴には解像度や HMD の改善により解決される可能性を含む問題もあるが、小児特有の生理学的発達の問題も含むため年齢による制限、もしくは視聴時間の制限などが必要であると考えられる。

なお、エンターテインメント XR 協会 (旧 ロケーションベース VR 協会) が提唱する「VR コンテンツのご利用年齢に関するガイドライン」では、注意事項として「7 歳未満のお子様にはご利用させないでください。」と記載されている<sup>7)</sup>。

## 結 論

健康な成人を対象としたこのアンケートでは、

VR 体験が好意的に受け入れられた。したがって、VR 体験は小児患者の不安を軽減する可能性が期待されている。しかし、対象年齢には制限があり、認知発達論理的には幼児後期以上の理解力が必要であることが想定されるが、視覚経路の発達を考慮すると 6~7 歳での HMD 等の使用は望ましくないと考えられる。動揺病のリスクや脳の発達段階を考慮すると 12~13 歳程度までは、HMD 等を使用した VR 視聴には制限が必要であると考えられる。

### 参考文献

1. Ryu JH: Randomized clinical trial of immersive virtual reality tour of the operating theatre in children before anaesthesia: Br J Surg. 2017 Nov;104(12):1628-1633.
2. Kevin M Malloy : The effectiveness of virtual reality distraction for pain reduction: a systematic review: Clin Psychol Rev. 2010 Dec;30(8):1011-8.
3. <https://theta360.com/ja/>
4. <https://www.mssjapan.jp/item/13040006/>
5. 中垣 啓: ピアジェ発達段階論の意義と射程: 発達心理学研究 2011 第 22 巻 第 4 号 369-380
6. 坂東 武彦: VR による生体への影響 - 視機能および自律神経への影響: 神経眼科 2019 第 36 巻 第 1 号 5-11
7. VR コンテンツのご利用年齢に関するガイドライン <https://extra.or.jp/pdf/guidelines.pdf>

1. Ryu JH: Randomized clinical trial of immersive

## 特別寄稿： 二酸化炭素中毒について

佐藤 暢\*，飯野守男†

### 第1部 日本薬局方解説書の二酸化炭素に関する記載について

著者らは、2016年の本誌<sup>1)</sup>で、第十七改正日本薬局方解説書<sup>2)</sup>の中の二酸化炭素(炭酸ガス、CO<sub>2</sub>)について「【副作用】特別なものは知られていない」の記述は間違いではないかと指摘した。また、窒素(N<sub>2</sub>)についても同じ記述があることを指摘した<sup>1)</sup>。

著者らが調査した範囲では、同解説書の第七改正(1961)以来約60年間にわたって二酸化炭素の副作用(有害作用)について特に記載がない状態が続いてきた。窒素の副作用についても同様である。そのため、二酸化炭素(炭酸ガス)<sup>1)</sup>は窒素と同じく不燃性であり、無毒・無反応で、特別な作用がない不活性なガス(inert gas)であるとの誤解が医療上生じている。その結果、二酸化炭素関連事故において、閉鎖空間でのCO<sub>2</sub>濃度が高くなると、その空間内のガス(空気)が炭酸ガスに置換されて酸素濃度が低下して酸素欠乏により死に至ると考えて、高濃度の炭酸ガスをヒトが吸入した際の毒性を見逃しているのではないかと警告した<sup>3)</sup>。

同方二酸化炭素は99.5vol%以上の濃度でCO<sub>2</sub>を含む気体である。一般的には「高濃度の二酸化炭素(炭酸ガス)」という表現が使われているが、炭酸ガスという物質自体の高濃度を意味すると言うよりは、炭酸ガスを高濃度に含む気体を指す。一概に高濃度と言っても漠然と幅広いので、ボンベや配管から噴出した、またはドライアイスから昇華した炭酸ガスを狭い空間で吸う程度のCO<sub>2</sub>

濃度を“格段に高濃度の”二酸化炭素と言うことにするが、80%(濃度)の二酸化炭素とは80%がCO<sub>2</sub>で残りの20%が窒素、酸素など他のガスを含む気体(ガス)を指すというように(v/v)%CO<sub>2</sub>濃度を測定して知ることが肝要である。なぜならば、CO<sub>2</sub>は濃度の変化がヒトの生命活動に直結する特別なガスであるからである。

更に注意すべきは、医薬品毎に、例えば「本品は食塩を0.9%含む」のように書き、大多数を占める医薬品では本品をそのまま処方して臨床に使える濃度を示すのに反して、本品(同方二酸化炭素)は99.5%以上の濃度であり、吸入に使う場合には安全な濃度(数%)にまで希釈しなければならない点である。

では、どの位のCO<sub>2</sub>濃度が酸素吸入療法で使われているのか。これについては、同解説書の【適用】には「酸素吸入に併用する場合には、純酸素に対して5~10vol%を混合する」との記述があった。

同様の記述は、治療薬に関する世界的な銘書<sup>4)</sup>の中で「二酸化炭素の使用法」にも見られた。しかし、次記の「治療法」では「かつて二酸化炭素は仮死状態の蘇生において非常に価値があるとされたが、仮死は既に二酸化炭素が蓄積された状態であるから決して二酸化炭素を使用することなく、併存する低酸素状態を治療するために酸素だけを使用するというのが現在の意見である。新生児の仮死を含む全ての仮死と昏睡の治療では、酸素による補助呼吸が十分に信頼できる」とあり、更に

\*鳥取大学名誉教授

連絡先: satotoru@orange.plala.or.jp

†鳥取大学医学部社会医学講座法医学分野

掲載許可日 2022年10月31日

<sup>1)</sup>ここでは、労働安全衛生法施行令、容器保安規則などに合わせて、気体状の二酸化炭素を炭酸ガスと記述することがある。また、H<sub>2</sub>Oを氷、水、水蒸気と言うように、CO<sub>2</sub>をドライアイス、液化炭酸ガス、炭酸ガスと、相の区別を示すためでもある。ただし、一般には二酸化炭素、CO<sub>2</sub>と物質名で記載する。

「10% CO<sub>2</sub> を吸入している患者では 10～15 分間で毒性症状 (耐えがたい呼吸困難, 嘔吐, 思考力喪失, 著しい血圧上昇) が現れることがあるので絶えず監視されていなければならない。肺水腫を合併する場合は, 5%以下を使用すべき」と「禁忌」の項で述べていた。ここで引用するのはかなり古い版 (1956) であるが, 当時の経緯がよくわかる。

二酸化炭素の毒性については, 米国の RTECS (Registry of Toxic Effects of Chemical Substances, 化学物質毒性登録) では, 「ヒトの二酸化炭素最小致死濃度が 10%で 1 分間, 9%で 5 分間」とされている<sup>1)</sup>。国内でも, 中央労働災害防止協会発行の「酸素欠乏作業主任者テキスト」第 3 版には, 二酸化炭素中毒の項に「7～10%に達すると, 数分間で意識不明となり致命的になる」とある<sup>5)</sup>。また, 消防庁からの通知では, 二酸化炭素を吸入した場合の症状として, CO<sub>2</sub> の「気中濃度が 10%以上では, 数分以内に意識喪失し, 放置すれば急速に呼吸停止を経て死に至る」と記している<sup>6)</sup>。

その後の調査で, 2021 年末に改正・発行された

第十八改正日本薬局方解説書<sup>7)</sup>の記述も第十七版<sup>2)</sup>と全く同じであることが判明した。そこで発行元 (廣川書店) の編集部に二酸化炭素の使用法に関する専門書や消防庁通知の内容などを伝え, この事を修正すべきと提案したところ, 図 2 の正誤表に見られる 3 項目の修正が第十八改正日本薬局方解説書の正誤表に記載されるに至った。実際には, 株式会社廣川書店 (東京) のホームページで, 図 1 と図 2 に見ることができるが, 図 2 の正誤表は図 1 の“[正誤表はこちら](#)”から開ける正誤表全体の中から二酸化炭素に関する分だけをまとめたものである。

この修正は当解説書上の書き換えを最小限に留めたものであるので, 次期改正の折には本文の中で二酸化炭素の有害作用 (毒性) について本格的な書き替えとなることを期待する。

ここで留意すべきは, 図 2 の正誤表中の二番目の修正文句は, 局方二酸化炭素の添付文書【用法及び用量】から引用されたことである。現行の添付文書は 2014 年 11 月改訂以来使われているが, 近年電子化された添付文書が独立行政法人医薬品医療機器総合機構 (PMDA) に登録されて公文書



### 第十八改正日本薬局方解説書 - 条文・注・解説 -

価格	99,000円 (本体90,000円+税)
発売日	2021年12月
判型	B5判上製/5分冊
頁数	10,500頁
ISBN	978-4-567-01544-8
<a href="#">正誤表はこちら</a>	

図 1: 第十八改正日本薬局方解説書の発行元である株式会社廣川書店 (東京) の許可を得て, 同社のホームページからその正誤表 (図 2) へのリンク ([正誤表はこちら](#)) を示す。

第十八改正日本薬局方解説書 正誤表

(令和 3 年 12 月 4 日 初版発行)

二酸化炭素 (炭酸ガス)

頁	行	誤	正
C-3886	↑7	<b>副作用</b> 特別なものは知られていない。	削除
C-3886	↑3	酸素吸入に併用する場合には、純酸素に対して5～10vol%を混合する。	酸素吸入に併用する場合は通常純酸素に対して数%本品を混ぜる。
C-3886	↑1	追加	<b>その他</b> 注意点：二酸化炭素を高濃度に含むガスをヒトが吸入すると、その毒性により数分で致死的になることが知られている。したがって、本品（局方二酸化炭素）を直接吸入させることは避けること。

図 2：上記の正誤表は、発行元の株式会社廣川書店の許可を得て、第十八改正日本薬局方解説書 (図 1 参照) の第三分冊中の「二酸化炭素」についての分に限り纏めて掲載するものである。  
(注：行の数字の前にある ↑ は、下から上に数える行数を示す。)

として使用する制度になった。そこで、解説書の方を現行の添付文書にならって吸入に使用する二酸化炭素の濃度を「5～10%」から「数%」に修正したのは、安全性の上からも妥当なことであった。ところが、同添付文書には【主要文献】に「第十五改正日本薬局方解説書 p C2935-2940, 2006 廣川書店」とあるので、そこでの局方二酸化炭素についての記載は、2006 年に出版された第十五改正日本薬局方解説書に準拠して、本品 (局方二酸化炭素) の副作用については記載されないことになったものと思われる。

このような矛盾は、添付文書が制度化されるよりもずっと以前から発行されてきた日本薬局方解説書が (汎用性の高い基本的な医薬品についての公定品質基準書である) 日本薬局方と同様に歴史と権威があるものと考えられてきたが、そこでは局方二酸化炭素の副作用について特別なものは記載されてはいなかった。局方窒素についても同じであった。両者ともに 60 余年間も継承されてきたので、二酸化炭素は窒素と同様に (生きているヒトについて) 無毒・不活性 (inert) なガスであるかのように誤解され、液化炭酸ガスポンペに単純窒

息性ガスのマークを付けた歴史にも結び付く<sup>3)</sup>。この間の経緯について、出版元から以下の説明があった。

「日本薬局方解説書は日本の主要な薬学研究者から構成される日本薬局方解説書編集委員会によって監修されていますが、廣川書店の責任の下で作成されており、注・解説部分 (薬効薬理、副作用、適用等) につきましては、国はその作成に関わっておりません。日本薬局方解説書は添付文書が公的な文書として制度化される前から在り、関係者に公的なものと扱って頂くまでに信用を頂いておりますが、医薬品添付文書は公的文書ですので、日本薬局方解説書の解説部分は基本的には添付文書の記載内容に従うべきものと考えております。」

これにより、廣川書店の責任で正誤表 (図 2) に示す訂正が最新版の日本薬局方解説書について自主的になされた。また、添付文書が日本薬局方解説書を主要文献とする必然性が無くなったので、局方二酸化炭素の添付文書も、警告、禁忌事項を始め、本品の毒性について医療安全推進の上で必要な加筆・修正を考慮すべきと考える。

## 第2部 二酸化炭素の毒性について (CO<sub>2</sub> はヒトのエネルギー代謝からの排ガスである)

二酸化炭素の労働衛生上の許容濃度を、日本産業衛生学会は、5,000ppm (9,000mg/m<sup>3</sup>) と勧告している<sup>8)</sup>。そこでは「この許容濃度とは、労働者が1日8時間、週間40時間程度、肉体的に激しくない労働強度で有害物質に暴露された場合に、当該有害物質の平均暴露濃度がこの数値以下であれば、ほとんどすべての労働者に健康上の悪い影響が見られないと判断される濃度である」と定義されている。これを具体的に考えると、週に2日の休日を含む168時間の内で5,000ppm (0.5%)以下のCO<sub>2</sub>濃度下で8時間×5日働き、残りの128時間は普通の生活をしていれば健康上の問題は起きないが、0.5%を超えるCO<sub>2</sub>濃度の環境で働くと慢性的な中毒症状を起こす恐れがあることになる。

ところが、現行の局方二酸化炭素の添付文書では【取扱い上の注意】の中で「ガス漏洩時の注意」のところに「1) 二酸化炭素は空気よりも重く、低い場所に滞留し高濃度になりやすいので注意する。(二酸化炭素の許容濃度は5,000ppm)」の記載がある。その主要文献には「産業衛生学雑誌 vol.51, P102, 2009」とあるので、前記の労働環境の許容濃度と同じことであるが、それをCO<sub>2</sub>が漏洩した際の注意事項の中に挙げたのは何故であろうか。恐らくは、二酸化炭素は窒素と同様に無毒・不活性なガスであると考えてその毒性が公的に認められていないので、やむを得ず炭酸ガス漏洩の際の注意の後に置いたものと想像される。なぜならば、室内の炭酸ガス濃度が0.5%の環境で8時間ずつ週に5日間働く習慣性の場合と、炭酸ガスが漏洩した事故で低い場所を避ける偶発性の場合の注意とを結び付けるのは適当とは思えないからである。

いずれにしても主要文献とした日本薬局方解説書が前述したように修正されたので、局方二酸化炭素の添付文書も二酸化炭素の毒性について加筆

する必要がある。

なお、上記の二酸化炭素が5,000ppm (0.5%)以下という労働衛生上の許容濃度は、米国のACGIH (American Conference of Governmental Industrial Hygienists:アメリカ合衆国産業衛生専門官会議) とNIOSH (National Institute for Occupational Safety & Health:国立安全衛生研究所)の勧告に準じたものであるが、多くの国々でも採用されて国際的な基準となっている。

二酸化炭素の急性中毒については幾多の報告があるが、著者らのCO<sub>2</sub>中毒死亡例についての調査では吸入したCO<sub>2</sub>濃度の最低は8%、酸素濃度の最低は17.1%であったので<sup>1)</sup>、死因は低酸素によるものではなく、CO<sub>2</sub>の濃度にあったものと推察される。今回は、7~10% CO<sub>2</sub>濃度のガスの吸入がヒトを致死的にする最低限の濃度に当たることについて説明し、急性二酸化炭素中毒の特性に迫りたい。

本質的に言えば、二酸化炭素は、空気を吸って酸素を消費しながら生きているヒトのエネルギー代謝から生じた排ガス (exhaust, いわゆる排気ガス) である。生体は、エネルギー代謝で内因性に生じたCO<sub>2</sub>を体外に常時呼吸で排出しなければならず、呼気には平均4.5%の、肺胞気には5.6%のCO<sub>2</sub>が含まれているので<sup>9)</sup>、それよりも分圧の高いCO<sub>2</sub>を含むガスを吸うと、呼気中にCO<sub>2</sub>を排出できないばかりか、肺胞から絶えず血液、組織液の方にCO<sub>2</sub>が拡散・浸透して体内に集積する一方となる。これが二酸化炭素中毒 (症) であり、遂には二酸化炭素による中毒死に至る。

窒息 (息が詰まってできない状態) により内因性のCO<sub>2</sub>を再呼吸する歩合が増す場合 (肺胞低換気) には、通常吸気中のCO<sub>2</sub>濃度は5%を超えないが、それでも30分後に頭痛やめまいの他、発汗するなどの中毒症状を呈す (表1)<sup>10)</sup>。もっとも、大勢の他人と閉鎖空間で過密に長期間過ごす

表 1 **二酸化炭素 (CO<sub>2</sub>) の人体における影響**

CO <sub>2</sub> 濃度	人体への影響
360ppm	大気中の現在の濃度。(東京新宿の路上450ppm)
5000ppm	労働衛生上の許容濃度(1日8時間労働)。
18000ppm (1.8%)	換気を50%増加する必要があります。
30000ppm	呼吸困難にいたる。頭痛、吐き気、弱い麻酔性を伴う、視覚が減退し、血圧や脈拍が上がる。
40000ppm	換気を300%に増加する必要がある。頭痛が激しくなる。
50000ppm	30分後に毒性の兆候が現れ、頭痛やめまいのほかに、発汗する。
80000ppm	めまいがして、人事不詳の睡眠状態に陥る。
90000ppm	血圧が失われ、充血して、4時間後死ぬ。
100000ppm以上	視覚障害、けいれん、呼吸激しくなり、血圧が高くなって、意識が失われる。
250000ppm	中枢神経がおかされ、昏睡、けいれん、窒息死。

(東京消防庁提供の資料による)

3500ppm以下であれば十分

空間中の CO<sub>2</sub> 濃度が更に上がり酸素濃度は下がるので、相乗効果により重症化して息が大変苦しくなるので、これも窒息状態と呼んでいる。

一方で、外因性の炭酸ガスを吸入する場合には、酸素を消費するエネルギー代謝とは無関係で様相は全く異なり、吸気中の二酸化炭素濃度が当初から格段に高いためにごく短時間で中毒死に至る場合が多い。その代表的なものが99.5%以上の局方二酸化炭素の直接吸入事故である<sup>11)12)</sup>。産業用二酸化炭素も同じ濃度であるから、非常用消火設備の液化炭酸ガスボンベから放出された二酸化炭素を吸入すれば数分以内に意識を消失し、そのまま放置すると中毒死に至る。また、固体の二酸化炭素であるドライアイスが昇華する場合でも、閉鎖空間中の二酸化炭素濃度が急速に上昇するので、その場で意識を失ったまま急性二酸化炭素中毒で死亡する事例<sup>1)13)</sup>が少なくない(厚労省の「職場

のあんぜんサイト」にある「化学物質による災害事例」の中で原因物質が「二酸化炭素(炭酸ガス)」の欄では、18例中6例がドライアイスによるもので一番に多い)。

二酸化炭素はヒトの血液・組織液に、酸素の約20倍の速さで多量に溶け込んで運ばれ、血液・組織液のpHを弱アルカリ性(7.4 ± 0.05)に保つ重要な緩衝作用がある。吸気中の二酸化炭素濃度が高くて血液への溶け込みが多いとアシドーシスが進行し、重症化する(Henderson-Hasselbalch equation 参照<sup>1)</sup>)。これは窒素や酸素にはない作用で、二酸化炭素特有の人体に対する活性である。すなわち、二酸化炭素は細胞の生活環境であるpHを支配しており、それが乱れると直ちに細胞の機能も乱れるという毒性につながる。この作用が、呼吸不全で体内に生じた二酸化炭素を十分に肺から排出できない状態、すなわち窒息状態から起こ

れば呼吸性アシドーシスの病態であるが、液化炭酸ガスのボンベや医療用または消火設備の CO<sub>2</sub> 配管、またはドライアイスなどからの格段に高濃度の二酸化炭素を吸入して肺胞壁を拡散・浸透して一方的に二酸化炭素が体内に蓄積する場合は、呼吸による換気とは病態が異なる(肺を CO<sub>2</sub> が通過する方向が生理的とは逆である)ので、著者らはこれを「中毒性アシドーシス」と呼んで区別することを提案している<sup>1)</sup>。これは外因性の急性二酸化炭素中毒に特有な病態である。

この点では、引用文献 10 から上図だけを引用した表 1 の中で、250,000ppm CO<sub>2</sub> 濃度の人体への影響として「窒息死」とあるのは、「中毒死」に当たるのではないか。窒息による内因性二酸化炭素の再呼吸による蓄積では、吸気中の CO<sub>2</sub> 濃度が 25% まで上がらないから、外因性の二酸化炭素中毒死と考えられる。

二酸化炭素は生体内で常時発生し存在する生理的なガスでもある。しかし、その働きが生理的である範囲の上限は、吸気中の二酸化炭素の濃度が肺胞気や終末呼気の CO<sub>2</sub> レベルから考えて 7% 位までと思われるが、生理的なガスであるが故に訓練や生活習慣・生活環境などによっても個人差が大きい。一方で、その下限は、二酸化炭素を含まない純酸素または人工空気でも呼吸さえ管理すれば無害であるから、0% まで生理的である。この点では、生理的範囲と純炭酸ガスを吸った場合の濃度差を約三千倍と表現したことがあるが<sup>3)</sup>、それは CO<sub>2</sub> の強い毒性を示すためには意味がない。二酸化炭素は元来エネルギー代謝で常時体内に発生する排ガスであり、吸気中に存在する必要はないからである。これこそ、二酸化炭素独特な活性であり、生理的な範囲では最重要な働きをする必須のガスでありながらも、10% を超えて過剰になれば無比な毒性をもつ致死的ガスに変容する。

従って、ビールやサイダーなどの炭酸飲料を飲む時に吸収される二酸化炭素も、腹腔鏡手術で腹腔内に注入する二酸化炭素も、CT 画像を見やすくするために腸管内に注入する二酸化炭素も、血

液・組織内に入った後で肺から容易に排出できることを前提に使用されている。更に、中毒症状を起こした後でも二酸化炭素が肺から迅速に排出されて生理的レベルに戻ることができれば、後遺症無くして比較的早く機能回復できる可能性が高い。つまり、急性二酸化炭素中毒による呼吸・循環・神経系などの変化が機能的であれば、酸素による人工呼吸に加えて、ECMO の使用、アシドーシスの補正などを早期から積極的に行えば、蘇生効果の向上が期待できる。

ちなみに、二酸化炭素の中毒死を行った動物実験では、気管挿管した大型犬(覚醒中)での実験において、80% CO<sub>2</sub> + 20% O<sub>2</sub> および 50% CO<sub>2</sub> + 50% 空気の吸入で 1 分経過頃から起きる急激な呼吸・循環系の変化は低酸素によるものではなくて、急性二酸化炭素中毒による機能的な障害であることが証明されている<sup>14)</sup>。

本邦での一番の難題は、二酸化炭素は窒素と同じく人体に無毒で不活性であるという誤った考えから、旧労働省時代の 1980 年に制定された「労働安全衛生法施行令」の「別表第 6 酸素欠乏危険場所」に「10 ドライアイスを使用して冷蔵、冷凍又は水セメントのあく抜きをおこなっている冷蔵庫庫、保冷貨車、保冷貨物自動車、船倉又は冷凍コンテナの内部」と「11 ヘリウム、アルゴン、窒素、フロン、炭酸ガスその他不活性の気体を入れてあり、又は入れてあったことのあるボイラー、タンク、反応塔、船倉その他の施設の内部」が未だに残っていることである。

ここでの問題は、不活性の気体とは化学的に安定して反応性に乏しいガスを言うが、生きているヒトに対しての活性の有無と混同してはならないことである。例えば、典型的な不活性ガスであるキセノンには臨床で使える程度の麻酔作用があり、また、二酸化炭素は“CO<sub>2</sub> narcosis”を起こすこともよく知られていることから見ても、CO<sub>2</sub> はヒト(生体)に対して(不活性ではなくて)明らかに活性であり、二酸化炭素の濃度が高過ぎると有害となる。

酸素欠乏危険場所では、酸素濃度が18%以下に下がるのを異常として、危険を知らせる警報付き酸素濃度測定器で常時測定し、警報が鳴ればいち早く酸素欠乏危険場所から退避するよう指示するのであるが、(例えばドライアイスの昇華で)炭酸ガス濃度が異常に高くなる危険な場所(二酸化炭素中毒危険場所)での二酸化炭素中毒事故の防止には役立たない。そこで、二酸化炭素中毒危険場所では、室内の比較的低い場所で炭酸ガス濃度を連続測定して、ある程度高い濃度になると警報を発するような二酸化炭素測定装置を設置するように政令の改正を(10項全体の削除と、11項から「炭酸ガス」の削除も含めて)行う必要がある<sup>3)</sup>。

また、万一労働安全衛生法施行令の「別表第6酸素欠乏危険場所」の10項と11項の修正が難しい場合でも、室内・区画内の二酸化炭素の濃度を連続測定し、ある程度高くなると警報を発していち早く異常事態から退避できるように、二酸化炭素中毒危険場所の設備改善を急ぐことを強く要望する。

同じ労働安全衛生法の関連でも、労働安全衛生規則では、炭酸ガス濃度が1.5%を超える坑内は有害であるから立ち入らないように規制し、定期的にその濃度を測定することを求めている。著者らは、これを労働安全衛生法施行令第21条で定める坑内の作業場に限らず、広く二酸化炭素の濃度が一定以上に高くなる危険のある場所(二酸化炭素中毒危険場所)に適用することを薦めたい。CO<sub>2</sub>の測定濃度が1.5%以上であれば異常と見なす警報でその場から退避すれば、安全に対処できると考える。炭酸ガスは空気より重いので、CO<sub>2</sub>センサーを比較的低い場所に設置して連続測定できるモニターが適当であるが、現場に即した工夫が必要であろう。

## おわりに

二酸化炭素は、エネルギー代謝で酸素を消費しながら体内で生じる唯一の排ガスである。それが血液・組織液のpHを弱アルカリ性に保つために

最も重要な生理的ガスでありながらも、体内で過剰に蓄積した際の病状は多彩である(表1)。

窒息(息が詰まってできない状態)で肺の換気が阻害され(肺泡低換気)二酸化炭素の体外への排出が妨げられて体内に蓄積した二酸化炭素の量が過剰になった状態(高二酸化炭素(血)症 hypercarbia, hypercapnia)では、呼吸性アシドーシスを伴う二酸化炭素中毒になる。

一方で、液化炭酸ガスボンベからの二酸化炭素を吸入した事故の場合や、ドライアイスから昇華した二酸化炭素を吸入する事故の場合などは、外因性の急性二酸化炭素中毒で、吸入する二酸化炭素濃度が格段に高いために中毒性アシドーシスが激化して急性二酸化炭素中毒死に至る。吸気中の二酸化炭素が7~10%でも短時間で死亡する恐れはあるが、格段に高濃度の二酸化炭素を含む気体を吸入すると、肺泡壁を拡散・浸透して血液・組織液へ溶け込む二酸化炭素の速さが分圧差に比例して急増するので、一方的に体内に蓄積して急速に劇症化する。

著者らは閉鎖空間内の二酸化炭素濃度が1.5%以上になると異常事態として警報することにより早急に退避するよう勧告することを提言する。更に二酸化炭素濃度が10%に高まると空気と置換して酸素濃度が(90% × 21% = 18.9%)下がるが、低酸素で心停止する程には下がらないので<sup>15)16)</sup>、低酸素血症ではなく二酸化炭素中毒で死亡する恐れがあることに留意すべきであると結論する。

更に詳しく言及すれば、窒息死にも、ホスゲンのように肺水腫を起こす窒息性のガスの場合と、二酸化炭素のようにガス自体は窒息性でないのに気道閉塞などの窒息による場合が殆どであることや、平素は無害で生理的なガスである二酸化炭素が体内で過剰になれば有毒化して中毒死に至る危険なガスであることを特筆したい。吸気中の二酸化炭素濃度が更に上昇すれば置換により低酸素により強く傾くのは当然で、両者は相乗作用を来して心停止に至る。血液循環が停止すれば組織が無酸素状態になるのも必然であるが、その場合で

あっても、死因をもっとも早い時期に意識消失や、強い循環系の異常を来す原因となった二酸化炭素に求めるのが当然ではないかと考える。

### 引用文献

1. 佐藤 暢, 飯野守男: 厚労省も陥ったか, ヒューマンエラーと二酸化炭素にまつわる謎. 白神豪太郎, 橋本悟, 田中義文 編, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2016, p87-96, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 2017.  
<https://www.jsta.net/pic/magic.pdf>
2. 日本薬局方解説書編集委員会: 第十七改正日本薬局方解説書 第三分冊, 二酸化炭素 p C-3716-3719, 廣川書店 東京, 2016.
3. 佐藤 暢, 飯野守男: 厚労省も陥ったか, ヒューマンエラーと二酸化炭素にまつわる謎 (続). 岩瀬良範, 橋本悟, 田中義文 編, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2017, p118-125, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 2018.  
<https://www.jsta.net/pic/magic-2.pdf>
4. Goodman LS, Gilman A: The Pharmacological Basis of Therapeutics. 2nd ed. p917-921, Macmillan Co, New York, 1956.
5. 中央労働災害防止協議会: 酸素欠乏危険作業主任者テキスト 第3版, 二酸化炭素中毒. p 34-35, 中央労働災害防止協会, 東京, 2017.
6. 消防庁二酸化炭素消火設備安全対策委員会: 二酸化炭素消火設備の安全対策について. 消防予第183号, 消防危第117号, 1996.
7. 日本薬局方解説書編集委員会: 第十八改正日本薬局方解説書 第三分冊, 二酸化炭素 p C-3883-3886, 廣川書店 東京, 2021.
8. 日本産業衛生学会: 許容濃度の勧告 (2021年度) 化学物質の許容濃度. 産衛誌 63(5): 179-211, 2021.
9. Fulton, JF 編: Textbook of Physiology. 16th ed. p801, W.B. Saunders Co. Philadelphia, 1950.
10. 沖縄二酸化炭素削減推進協議会: 二酸化炭素 (CO<sub>2</sub>) の人体における影響 (表). 沖縄.  
<http://nonrisk.co.jp/co2jintai-eikyuu.pdf>
11. 佐藤 暢: 二酸化炭素ボンベ誤用事故 事故の原因解析の問題点とその経緯 (4). 橋本悟, 田中義文 編, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2015, p74-80, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 2016.  
<https://www.jsta.net/pic/co2jikogenin-2.pdf>
12. 佐藤 暢: 二酸化炭素ボンベ誤用事故 (5) 特に従来への対応と医薬品ラベル等の問題点. 白神豪太郎, 橋本悟, 田中義文 編, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2016, p72-86, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 2017.  
<https://www.jsta.net/pic/sato-5.pdf>
13. 黒木尚長, 山崎元彦, 中村正智巳, 井上裕匡, 飯野守男 他: 二酸化炭素中毒の1剖検例とその発症のメカニズム. 法医病理 7: 46-53, 2001.
14. Ikeda N, Takahashi H, Umetsu K, Suzuki T: The course of respiration and circulation in death by carbon dioxide poisoning. Forensic Sci Int, 41:93-99, 1989.
15. 内藤浩史: 中毒百科 - 事例・病態・治療 - (改訂第2版). 二酸化炭素. p181-186, 南江堂 東京, 2001.
16. 内藤浩史: 二酸化炭素 その1. 中毒研究 31(4): 373-385, 2018.

### Key Words

二酸化炭素中毒, 炭酸ガス, 窒息, 不活性ガス, 日本薬局方解説書, 添付文書, 局方二酸化炭素, 労働安全衛生法施行令, 酸素欠乏危険場所, ドライアイス, CO<sub>2</sub>

寄稿： 中村 純著「物理とテンソル」を読んで

田中義文

はじめに

電気力線の性質で使っているテンソルとは、3次元のフックの法則のイメージと理解していた。今回、物理数学 One point シリーズの「物理とテンソル」<sup>1)</sup> は1997年に購入、筆者の理解力不足で積読(つんどく)していた本を再度開いて、挑戦することにした。

ベクトル

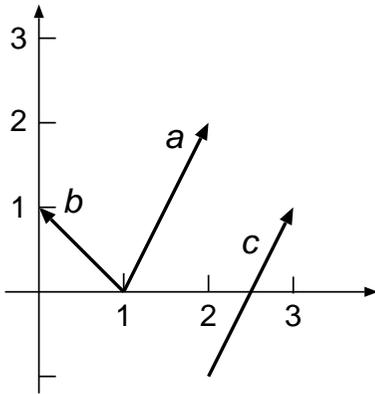


図 1.1 あるベクトルの例

ベクトルとは方向と大きさを定めた縦行列で、位置情報はない。したがって、図 1.1 では

$$a = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 \end{pmatrix}, b = \begin{pmatrix} -1 \\ 1 \end{pmatrix}, c = \begin{pmatrix} 1 \\ 2 \end{pmatrix}$$

となる。図 1.1 から  $a$  と  $c$  は等しいことがわかる。ベクトルを風力、風向を示す風だと思えば、どこに立とうとも同じ風を受ける。ベクトルは基本的に縦一列表示とする。横 1 行表示は転置  $t$  をベクトルの前上付けする。

$${}^t a = (1 \ 2)$$

内積

京都府立医科大学 名誉教授

内積とはベクトルの各成分を掛け合わせてそれを足していく操作であり、単なる数値(スカラー)になる。内積の演算子は中点「 $\cdot$ 」で双方のベクトル間に挿入する。

$$a \cdot b = a_1 b_1 + a_2 b_2 \quad 1-1)$$

$$a \cdot b = |a||b| \cos \theta \quad 1-2)$$

両式は同じ意味で、 $a$  と  $b$  の交わるベクトル角を  $\theta$  としている。直角なら内積は 0 になる。図 1.2 に示すように、 $a$  が大きければ、それに正比例して  $b$  方向に受ける影は大きくなる。 $\theta$  が 0 なら最大の影を受け、直角なら全く  $a$  の影はない。 $|b|$  はその影を  $b$  倍に拡大する。

単に「内積」の数学的意味だけでは無味乾燥であるが、図 1.3a に示す射影のイラストを見て、俄然、味わいを感じるようになった。同図はベクトルではなく、位置座標の射影であるが、内積の意味が生き生きと示されている。尚、イラストは漫画研究会に所属していた理工系学士卒の鈴木真理氏の作品である。

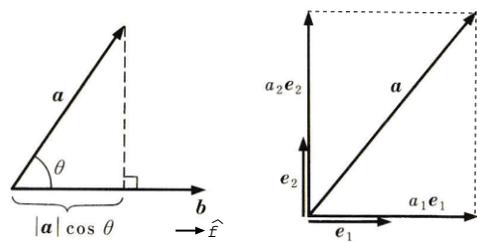


図 1.2 内積の幾何的意味

図 1.3 ベクトル  $a$  の単位方向の分解

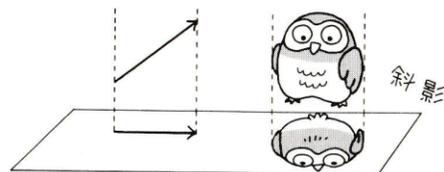


図 1.3a 2次元の内積画像

少し先の話になるが、図 1.2 は  $a$  が原因で  $b$  が結果として表示されている。 $b$  の方向を任意に取り、大きさを単位ベクトル 1 とするベクトルを  $\hat{f}$  とすると、

$$b = (\hat{f} \cdot a) \hat{f} \tag{1-3}$$

で表記できる。 $(\hat{f} \cdot a)$  は内積でスカラーになるため、単位ベクトル  $\hat{f}$  をを掛けてベクトルに変換している。一辺 ( $a$ ) と見込む角度 ( $\hat{f}$ ) で他辺  $b$  が決定される。これがテンソル計算の基本原理である。 $(\hat{f})$  は課題により異なる。

上付き添字，下付き添字

図 1.3 はベクトル  $a$  を座標成分に分解した図である。 $x$  座標の単位ベクトルを  $e_1$ ， $y$  座標の単位ベクトルを  $e_2$  とすると、

$$\begin{aligned} a &= \begin{pmatrix} a^1 \\ a^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a^1 \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ a^2 \end{pmatrix} \\ &= a^1 \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix} + a^2 \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} = a^1 e_1 + a^2 e_2 \end{aligned}$$

と各項とその単位行列の積の和で表される。ベクトルの各項の添字は上付き，単位ベクトルの添字は下付きで表示する。

ベクトルの各項を内積で表すと、

$$a \cdot e_1 = a^1, \quad a \cdot e_2 = a^2$$

となる。 $a$  の単位方向の大きさを求めるときに内積を利用する。

単位ベクトルとアインシュタインの規約

$n$  次元のベクトル  $a$  は

$$a = a^1 e_1 + a^2 e_2 + \dots + a^n e_n = \sum_{n=1}^n a^i e_i$$

となるが、 $\sum$  記号を省略し、

$$a = a^i e_i$$

と記述する。 $n$  項までの加算は式の意味から類推する。これをアインシュタインの規約という。

上記の例のように、 $e_1, e_2, \dots$  は縦一行単位ベクトルを示し、また、 $e^i$  は横一列の単位行とする。したがって、

$${}^t a = a_1 e^1 + a_2 e^2 + a_3 e^3 = a_i e^i$$

となる。上式の右端、 $a_i e^i$  はアインシュタインの規約を使用している。

内積

さらに、上付き添字は縦ベクトルの要素，下付き添字は横ベクトルの要素を示す。 ${}^t a b = a \cdot b$  は横一行の  $a$  と縦一列の  $b$  の内積となる。

$$\begin{aligned} a \cdot b &= {}^t a b = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b^1 \\ b^2 \\ b^3 \end{pmatrix} \\ &= a_1 b^1 + a_2 b^2 + a_3 b^3 \\ &= a_i b^i \end{aligned}$$

3 番目の式はアインシュタインの規約を使用している。

各項定数は  $a_1 = a^1, a_2 = a^2, a_3 = a^3$  である。

クロネッカーのデルタ  $\delta^i_j$

$\delta$  の次に上付き  $i$  があるから横一列の単位行列，次に下付き添字だから縦一行の単位行列を示す。

$$\delta^i_j = e^i e_j$$

である。横 1 行の単位行列と縦 1 列の掛け算だから演算可能である。まず 3 次元で  $e^i e_i$  を例にすると、

$$\begin{aligned} e^i e_i &= (1 \ 0 \ 0) \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \\ &+ (0 \ 1 \ 0) \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \\ &+ (0 \ 0 \ 1) \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = 3 \end{aligned}$$

単位ベクトルどうしの内積だからスカラーの3になる。

3次元の  $\delta^i_j$  は,

$$\delta^i_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

横の単位ベクトル3行と縦の単位ベクトル3行の行列の掛け算で対角線が1, その他の項は0になる。これをクロネッカーのデルタという。

例題

$$\delta^i_j a^j = a^i$$

を示せ。

$j$  についてアインシュタインの規約を展開すると,

$$\delta^i_1 a^1 = a^1, \delta^i_2 a^2 = a^2, \delta^i_3 a^3 = a^3$$

となり, 与式は満足する。与式はアインシュタインの規約を適応しない。

式の線形性, 線形方程式

$y = f(x)$  において,  $x$  が  $x_1 + x_2$  になると  $y$  値が  $f(x_1) + f(x_2)$  になり,  $x$  に  $a$  倍した値を代入すると,  $y$  値が  $a f(x)$  になる性質の関数を式の線形性, あるいは線形方程式という。

ベクトル  $x, y$  において,  $f(x) = T(x)$  となる定数マトリックス  $T$  を取ると, 線形性が保たれば,

$$y = T(x_1 + x_2) = T x_1 + T x_2$$

$$y = T(ax) = a T x$$

となる。このマトリックス  $T$  を2階のテンソルという<sup>1</sup>。

図1.3aは画像に対する内積射影であったが, 図1.4はベクトル  $xy$  平面において, ベクトル  $x$  に対するベクトル射影  $y$  を示している。 $\hat{f}$  は  $y$  ベクトル方向の単位ベクトルを示す。 $\hat{f}$  を式で示すと,

$$\hat{f} = \frac{f}{|f|}$$

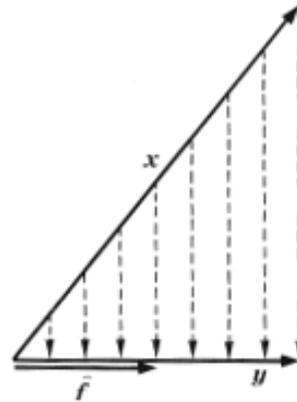


図 1.4 ベクトル  $x$  の単位ベクトル  $\hat{f}$  方向への射影ベクトル  $y$

である。 $f$  と  $\hat{f}$  は同じ方向を向き,  $|\hat{f}| = |f|/|f| = 1$  だから単位行列である。

$y$  ベクトルを仮に  $\hat{f}$  ベクトルの  $a$  倍とすると,  $a$  値は内積を利用して

$$y = a \hat{f} = (\hat{f} \cdot x) \hat{f}$$

となる。内積は  $x$  の大きさに比例するスカラーであるから  $y$  方向の単位ベクトルを掛けている。内積部分を展開すると, アインシュタインの規約を使って,  $(\hat{f} \cdot x) = \hat{f}_k x^k$  である。 $\hat{f}_k$  は横ベクトル,  $x^k$  は縦ベクトルの積の総和を意味する。式を展開すると

$$y^i = \hat{f}_k x^k \hat{f}^i$$

となる。 $\hat{f}_k x^k$  の内積項を後ろに移動しても同じ意味になり,

$$y^i = \hat{f}^i \hat{f}_k x^k$$

と記述しても問題ない。

<sup>1</sup>定数マトリックス: そのマトリックス中に変数を含まないものをいう。

$$\begin{aligned}
 T^i_k &= \hat{f}^i \hat{f}_k \\
 &= \begin{pmatrix} \hat{f}^1 \\ \hat{f}^2 \\ \hat{f}^3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \hat{f}_1 & \hat{f}_2 & \hat{f}_3 \end{pmatrix} \\
 &= \begin{pmatrix} \hat{f}^1 \hat{f}_1 & \hat{f}^1 \hat{f}_2 & \hat{f}^1 \hat{f}_3 \\ \hat{f}^2 \hat{f}_1 & \hat{f}^2 \hat{f}_2 & \hat{f}^2 \hat{f}_3 \\ \hat{f}^3 \hat{f}_1 & \hat{f}^3 \hat{f}_2 & \hat{f}^3 \hat{f}_3 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

したがって、与式は  $\hat{f}$  の転置  $t$  を利用して、

$$y = (\hat{f}^t \hat{f}) \cdot x$$

と記述することもできる。つまり  $x$  の  $y$  ベクトルの射影は  $y$  ベクトルの単位ベクトル  $\hat{f}$  を求め、そのテンソルとの内積を求めればよいことになる。

### マックスウェルの応力テンソル

本誌「電磁力学入門(1)」<sup>2)</sup>では筆者の理解力が及ばず書き渋ったが、電気力線の性質はテンソルの応用の格好例である。これは帯電体どうしが作る作る力、クーロンの法則(遠隔作用)に対して、ファラデーが帯電体の周囲には近接作用で電場が存在すると唱えたことに呼応してマックスウェルが数学的に証明した理論である。

#### 1) クーロンの法則

電荷を  $q, Q$  として電荷間の距離を  $r$  とすると、そこに働く力  $F$  は

$$F = \frac{qQ}{4\pi\epsilon_0} \frac{r}{|r^3|} \tag{2-1}$$

で表せる。この式をクーロンの法則という。

#### 2) 電場の概念

電場を作る電荷を  $Q$ 、その位置座標を  $z$ 、電場の測定位置座標を  $x$  とすると、電場を示す式は 2-2) 式で表わせ、 $x$  に電荷  $q$  を置くと、そこに働く力  $F$  は 2-3) 式で表せる。

$$E(x) = \frac{Q}{4\pi\epsilon_0} \frac{x - z}{|x - z|^3} \tag{2-2}$$

$$F(x) = qE(x) \tag{2-3}$$

これらの式をクーロンの法則の式を分解しただけだと思てはいけない。電場の概念を導入することにより、帯電体や、そこからの距離に関係なく、電場  $E(x)$  と電荷  $q$  を知るだけで、電荷が受ける力  $F(x)$  が決定される。

#### 3) 積分形のガウスの法則

電荷  $Q$  を取り囲む半径  $r$  の大きな球を想定する。球の表面積は  $4\pi r^2$  だから電場の値がわかりさえすれば、2-4) 式にしたがって、帯電体の電気量  $Q$  がわかる。これを積分形のガウスの法則という。

$$\begin{aligned}
 \int_S E(x) \cdot ndS &= |E|S \\
 &= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{Q}{r^2} \cdot 4\pi r^2 \\
 &= \frac{Q}{\epsilon_0} \tag{2-4}
 \end{aligned}$$

但し、「 $\cdot$ 」は内積記号、 $ndS$  は微小面積  $dS$  の法線方向の面積を示し、式はそれと  $E(x)$  との内積を積算しているから、電荷  $Q$  は領域の中心でなくても問題ない。

#### 4) ガウスの定理

体積  $V$ 、表面積  $S$  の領域に電荷密度  $\rho$  の帯電体が均等に分布している。その領域を微小な立方体で区切ると、図 2-1 に示すように隣あう壁からの電場は互いに打ち消し合い、最終的に表面から放出する電場だけが残る。したがって、2-5) 式が成り立つ。div とは  $x, y, z$  方向の  $E(x)$  の微分の総和であり、積分記号の中では  $E$  を微分しなければならない。これをガウスの定理とよび、3次元と2次元の変換公式である。

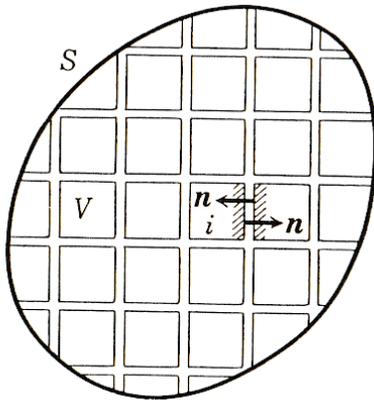


図 2-1 ガウスの定理

$$\int_S \mathbf{E}(x) \cdot \mathbf{n} dS = \int_V \text{div} \mathbf{E}(x) dV \quad 2-5$$

5) 微分形のガウスの法則

$$\begin{aligned} \int_S \mathbf{E}(x) \cdot \mathbf{n} dS &= \int_V \text{div} \mathbf{E}(x) dV \\ &= \frac{1}{\epsilon_0} \int_V \rho dV \end{aligned}$$

積分項を見比べれば

$$\text{div} \mathbf{E}(x) = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad 2-6$$

となる。

尚、 $\text{div} \mathbf{E}$  とは、

$$\text{div} \mathbf{E} = \left( \frac{dE_x}{dx} + \frac{dE_y}{dy} + \frac{dE_z}{dz} \right)$$

と表せるスカラー量である。

6) ストークスの定理

図 2-1 のように電場領域  $S$  を想定し、図のように小さく区分する。電場に渦 (回転) が存在するならば、外向きのベクトル (外積) が発生し、それを  $\text{rot}$  で表す。小さな区分では隣同士の境界線の線積分は対向しあい、相殺される。したがって、面の回転ベクトルは領域  $S$  の外周の線積分に等しくなる。式で述べると、

$$\int \mathbf{E}(x) \cdot d\mathbf{s} = \int \text{rot} \mathbf{E}(x) \cdot \mathbf{n} dS \quad 2-7$$

となる。

7) 静電場では  $\text{rot} \mathbf{E}(x) = 0$

マックスウェルの電磁方程式では、

$$\text{rot} \mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0$$

すなわち、電場が回転すると逆向きの地場が発生する、もしくは地場の時間変化で電場が回転すると述べている。静電場は  $\mathbf{E}(x)$  に時間変化は生じない。したがって  $\text{rot} \mathbf{E}(x) = 0$  となるわけだが、すこし説明すると、電場  $\mathbf{E}$  の環境で電荷  $q$  は  $\mathbf{F} = q\mathbf{E}$  の力を受ける。その電荷を距離  $s$  だけ移動すると、得られるエネルギー  $U$  は

$$U = \int \mathbf{F} \cdot d\mathbf{s} = q \int \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s}$$

となる (内積を使って、 $s$  の進行方向に対する力の配分を求めている)。もし  $q$  が一回りして同じ場所に戻れば、エネルギー  $U$  は一回分増加することになるが、そのようなことは起こりえない。したがって、

$$U = q \oint \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s} = 0$$

である。ストークスの定理を使うと、

$$\oint \text{rot} \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS = 0$$

となり、

$$\text{rot} \mathbf{E} = 0 \quad 2-8$$

となる。静電場から電波が発生しないのが理解できると思う。 $\text{rot} \mathbf{E}$  とは外積の演算で得られ、実際は、

$$\text{rot} \mathbf{E} = \frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z}, \frac{\partial E_x}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial x}, \frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y}$$

となり、 $x, y, z$  の各成分が 0 になることである。

応力テンソル

テンソルの定義に戻ると図 1.4 のようにベクトル  $x$  に対する射影ベクトル  $y$  を求めることである。 $y$  は  $x$  の方向や直角の方向のみならず、いかなる方向でも計算できる。テンソルで静電場を考える

と、 $x$  は電荷  $q$  を電場  $E(x)$  においた力  $F(x)$  が相当する。微小電荷量を考慮すると

$$F = \int \rho(x)E(x)dV$$

である。  $\rho$  を微分系のガウスの法則で消去すると、

$$F = \epsilon_o \int E(x)\text{div}E dV$$

すなわち、テンソルのベクトルは領域内のデータで記述できる。

$F$  を成分別に展開すると、

$$\begin{aligned} (E\text{div}E)_x &= E_x \left( \frac{\partial E_x}{\partial x} + \frac{\partial E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_z}{\partial z} \right) \\ &= E_x \frac{\partial E_x}{\partial x} + E_x \frac{\partial E_y}{\partial y} + E_x \frac{\partial E_z}{\partial z} \end{aligned}$$

である。右辺第 1 項は  $\frac{1}{2} \frac{\partial E_x^2}{\partial x}$  で表示でき、第 2 項を

$$E_x \frac{\partial E_y}{\partial y} = \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} - E_y \frac{\partial E_x}{\partial y}$$

とする。同様に第 3 項も

$$E_x \frac{\partial E_z}{\partial z} = \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} - E_z \frac{\partial E_x}{\partial z}$$

とすると、

$$\begin{aligned} (E\text{div}E)_x &= \frac{1}{2} \frac{\partial E_x^2}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} - E_y \frac{\partial E_x}{\partial y} \\ &\quad + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} - E_z \frac{\partial E_x}{\partial z} \end{aligned}$$

となる。ここで  $\text{rot}E = 0$  の条件を挿入すると、

$$= \frac{1}{2} \frac{\partial E_x^2}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} - E_y \frac{\partial E_y}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} - E_z \frac{\partial E_z}{\partial x}$$

となり、3 項目、5 項目を変形すると、

$$= \frac{1}{2} \frac{\partial E_x^2}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} - E_y \frac{\partial E_y}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} - E_z \frac{\partial E_z}{\partial x}$$

となる。3 項と 5 項を第 1 項のように微分の中に入れ、変形すると、

$$\begin{aligned} &= \frac{\partial E_x^2}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial x} (E_x^2 + E_y^2 + E_z^2) \\ &= \frac{\partial E_x^2}{\partial x} + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} - \frac{1}{2} \frac{\partial E^2}{\partial x} \\ &= \frac{\partial}{\partial x} \left( E_x^2 - \frac{1}{2} E^2 \right) + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} \end{aligned}$$

となり、 $F$  の  $x$  成分を整理すると、

$$F_x = \epsilon_o \int \left[ \frac{\partial}{\partial x} \left( E_x^2 - \frac{1}{2} E^2 \right) + \frac{\partial E_x E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_x E_z}{\partial z} \right] dV$$

ベクトル  $T_x$  を下記のように定義すると、

$$T_x = \epsilon_o \left( E_x^2 - \frac{1}{2} E^2, E_x E_y, E_x E_z \right)$$

$F_x$  は

$$F_x = \int \text{div}T_x dV$$

と書け、ガウスの定理を使うと、

$$F_x = \int T_x \cdot n dS$$

となる。これで  $F$  の  $x$  方向の内積が求められる。

同様の方法で、

$$T_y = \epsilon_o \left( E_y E_x, E_y^2 - \frac{1}{2} E^2, E_y E_z \right)$$

$$T_z = \epsilon_o \left( E_z E_x, E_z E_y, E_z^2 - \frac{1}{2} E^2 \right)$$

が求められ、

$$T = \epsilon_o \begin{pmatrix} E_x^2 - \frac{1}{2} E^2 & E_x E_y & E_x E_z \\ E_y E_x & E_y^2 - \frac{1}{2} E^2 & E_y E_z \\ E_z E_x & E_z E_y & E_z^2 - \frac{1}{2} E^2 \end{pmatrix}$$

$$n = \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} \quad F = \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix}$$

と定義すると、

$$F = \int T \cdot n dS$$

と表記できる。この  $T$  をマックスウェルの応力テンソルという。

電場の方向にかかる力

$\frac{d\mathbf{F}}{dS}$  の意味は圧力である．その圧力を求めるために

$$\mathbf{F}_x = \int \mathbf{T}_x \cdot \mathbf{n} dS, \mathbf{F}_y = \int \mathbf{T}_y \cdot \mathbf{n} dS, \\ \mathbf{F}_z = \int \mathbf{T}_z \cdot \mathbf{n} dS$$

を  $\mathbf{n}$  の内積で展開すると，

$$\mathbf{F}_x = \int \varepsilon_o \left\{ (E_x^2 - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2) n_x + E_x E_y n_y + E_x E_z n_z \right\} dS \\ \mathbf{F}_y = \int \varepsilon_o \left\{ E_y E_x n_x + (E_y^2 - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2) n_y + E_y E_z n_z \right\} dS \\ \mathbf{F}_z = \int \varepsilon_o \left\{ E_z E_x n_x + E_z E_y n_y + (E_z^2 - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2) n_z \right\} dS$$

となり，3 式を  $dS$  で微分すると，

$$\frac{d\mathbf{F}_x}{dS} = \varepsilon_o \left\{ (E_x^2 - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2) n_x + E_x E_y n_y + E_x E_z n_z \right\} \\ = \varepsilon_o \left\{ E_x (E_x + E_y + E_z) - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2 n_x \right\} \\ = \varepsilon_o \left\{ E_x (\mathbf{E} \cdot \mathbf{n}) - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2 n_x \right\}$$

となる．同様に，

$$\frac{d\mathbf{F}_y}{dS} = \varepsilon_o \left\{ E_y (\mathbf{E} \cdot \mathbf{n}) - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2 n_y \right\} \\ \frac{d\mathbf{F}_z}{dS} = \varepsilon_o \left\{ E_z (\mathbf{E} \cdot \mathbf{n}) - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2 n_z \right\}$$

となり，まとめると，

$$\frac{d\mathbf{F}}{dS} = \varepsilon_o \left\{ \mathbf{E} (\mathbf{E} \cdot \mathbf{n}) - \frac{1}{2} \mathbf{E}^2 \mathbf{n} \right\}$$

となる．テンソル計算では  $x, y, z$ ，方向の力を求めてきたが，これはすべての電気力線に対する力の方向を示すことになる．

$\mathbf{n}$  は微小面積  $dS$  に対する垂直方向を示す単位ベクトルであることから，電気力線と同じ方向なら  $(\mathbf{E} \cdot \mathbf{n}) = E$  を代入し，答えは  $\frac{1}{2} \varepsilon_o E^2$  となる．つまり電気力線の方に引っ張られることになる．逆の方向だと， $(\mathbf{E} \cdot \mathbf{n}) = -E$  を代入し，同じ結果， $\frac{1}{2} \varepsilon_o E^2$  となる．逆方向でもその方向に引っ張られることになる．つまり，電気力線は左右の方向に常に引き伸ばされていることがわかる．

電気力線と直角の方向を求めるには  $\mathbf{n} = 0$  を代入すればよい．結果は  $-\frac{1}{2} \varepsilon_o E^2$  となる．つまり，電気力線どうし押し合うことになる．電気力線は決して交差することはないことが証明できた．これがファラデーが直感的に考えた電場における電気力線の性質に対するマクスウェルの数学的証明である．

## おわりに

一次元のテンソルを考えると，図 1.2 の  $b$  の角度は 0 度になり， $\cos \theta = 1$  であるから，テンソル式はフックの法則になる．2 次元では歪を表すが，位置座標など考えると図形の回転が表記できる．剛体の力学でコマの回転などに応用できるが，もう少し理解できてから発表したいと思う．

## 参考文献

1. 中村 純：物理とテンソル 1997，共立出版
2. 田中義文：電磁力学入門 (1) 麻酔・集中治療とテクノロジー 2020,97-115,2021.
3. 砂川重信：電磁力学 2008, 岩波書店
4. 宏江克彦：趣味で物理学 2011, 理工図書株式会社

補足

行列の和

$$\begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} e & f \\ g & h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a+e & b+f \\ c+g & d+h \end{pmatrix}$$

行列の積

$$\begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \begin{pmatrix} e & f \\ g & h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} ae+bg & af+bh \\ ce+dg & cf+dh \end{pmatrix}$$

行列の内積

$$\begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} e & f \\ g & h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} ae + bf \\ cg + dh \end{pmatrix}$$

一次変換

$$\begin{pmatrix} B_x \\ B_y \\ B_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_x \\ A_y \\ A_z \end{pmatrix}$$

は

$$B_x = aA_x + bA_y + cA_z$$

$$B_y = dA_x + eA_y + fA_z$$

$$B_z = gA_x + hA_y + iA_z$$

第 39 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

会長： 土井 松幸（浜松医科大学医学部附属病院集中治療部部長）

会期： 2021 年 10 月 15, 16 日（木・金）

会場： アクティシティ浜松コンgresセンター

プログラム

イブニングセミナー

10 月 15 日（金） 17:00~19:00

座長： 讃岐 美智義（呉医療センター・中国がんセンター）

我が社の会心テクノロジーと残念な企画

E-1. Pulse spectrophotometry と Capnometry

小林 直樹（日本光電工業株式会社 荻野記念研究所）

E-2. テルモ ME 開発の歴史

橘 康晴（テルモ株式会社）

E-3. プレスチモグラフから呼吸回数を測定する-テクノロジーと課題

河村 知実（コヴィディエンジャパン株式会社）

E-4. 時間分解分光法による臨床用脳酸素モニタ開発の課題解

決と高速脳酸素モニタ製品化への茨の道

鎌田 毅（浜松ホトニクス株式会社/アイ・エム・アイ株式会社）

モーニングセミナー

10 月 16 日（土） 10:00~10:40

座長： 片山 勝之（手稲溪仁会病院麻酔科）

MS FLOW-i 麻酔システムのコアテクノロジー~人工呼吸器メーカーのこだわり~

池野 周平（ゲティンゲグループ・ジャパン）

テクノロジーラウンド

10 月 16 日（土） 11:30~12:00

R-1 アイ・エム・アイ株式会社

R-2 エドワーズライフサイエンス株式会社

R-3 コヴィディエンジャパン株式会社

R-4 株式会社ジェイ・エム・エス

R-5 シーメンスヘルスケア・ダイアグノスティクス株式会社

R-6 テルモ株式会社

R-7 ドレーゲルジャパン株式会社

R-8 日本光電工業株式会社

R-9 フクダ電子株式会社

R-10 ラジオメーター株式会社

（五十音順）

ランチセミナー

10 月 16 日（土） 12:00~13:00

座長： 内田 整（関西医科大学附属病院麻酔科）

LS レミマゾラムをどう使うか？

萩平 哲（関西医科大学附属病院 麻酔科）

アフタヌーンセミナー

10 月 16 日（土） 15:00~15:45

AS 今後の宇宙開発における麻酔の役割

The Role of Anesthesia in Future Space Exploration

富士原 亨（国立研究開発法人 宇宙航空研究開発機構（JAXA））

### 特別講演

10月16日(土) 10:40~11:30

座長: 佐和 貞治 (京都府立医科大学麻酔科)  
光技術による未知未踏への挑戦  
原 勉 (浜松ホトニクス株式会社 中央研究所)

### シンポジウム

10月16日(土) 13:30~15:00

座長: 橋本 悟 (京都府立医科大学 集中治療部)  
遠隔ICUの現状と展望 -テクノロジーと医療の融合-

- S-1 テクノロジーと医療の融合がもたらす次世代ICUの可能性について  
高木 俊介 (横浜市立大学附属病院 集中治療部  
株式会社 CROSS SYNC 代表取締役 医師)
- S-2 我々が提供してきた遠隔ICUの現状と3年間の取り組みから見えた課題  
中西 智之 (株式会社 T-ICU 代表取締役社長 医師)
- S-3 人工知能の判断を理解する説明可能 AI(XAI)  
大坪 直樹 (株式会社 NTT データ)

### 一般演題 1

10月16日(土) 8:50~10:00

座長: 増井 健一 (昭和大学麻酔科学講座)

- 01-1 梗塞波形で見られるミラーイメージの解釈  
田中 義文 京都府立医科大学 麻酔学教室
- 01-2 心臓は圧波動発生装置である  
横山 博俊 金沢医療センター麻酔科
- 01-3 全置換型人工心臓はどのように作られるべきか?  
横山 博俊 金沢医療センター麻酔科
- 01-4 麻酔科医から見た華岡流全身麻酔下手術のノイエス  
・・・青洲と門人たちが成し遂げた世界的な業績について  
土手 健太郎 愛媛県立中央病院麻酔科・集中治療部
- 01-5 部材交換作業が簡便で透過視認性を改善した天蓋型飛沫飛散防止シールド  
本地川 裕之 本地川医院
- 01-6 全身麻酔中の脳波の瞬時周波数を解析する Hilbert-Huang 変換解析ソフトウェア HHT Analyzer の開発  
佐和 貞治 京都府立医科大学 麻酔学教室
- 01-7 レミマゾラム麻酔は侵害受容を増加する?  
廣瀬 宗孝 兵庫医科大学麻酔科学・疼痛制御科学講座

### 抄録抜粋

#### E-3 プレスチモグラフから呼吸回数を測定する-テクノロジーと課題

河村 知実 コヴィディエンジャパン株式会社

パルスオキシメータによる末梢組織酸素飽和度や脈拍は、この20-30年で普及が進み、現在臨床現場では酸素化モニタリングのためのデバイスとして欠かせない存在として発展してきた。しかしその一方で、換気のモニタリングとりわけ呼吸回数をモニタリングすることは長い期間にわたり定着されていないことが指摘されている。バイタルサインの一つであるはずの呼吸回数が「忘れられたバイタルサイン」と揶揄されることもしばしばある。実際に近年、モニタリング技術が向上しているにもかかわらず、臨床現場でなかなか呼吸回数測定が定着しないのはなぜか? その問題点を考察し、それを解決する一助としてパルスオキシメータのプレチモグラフより呼吸回数を読み取り製品化した弊社の機器についてご紹介・ご説明させていただく。

#### AS 今後の宇宙開発における麻酔の役割

##### The Role of Anesthesia in Future Space Exploration

富士原 亨 国立研究開発法人 宇宙航空研究開発機構 (JAXA)

1961年4月にソビエト連邦のユーリ・ガガーリンが人類初の宇宙飛行を経験して以来、現在国際宇宙ステーション (International Space Station 以下:ISS) には常に3から7名の人類が宇宙空間に滞在するようになっ

た。アメリカのマーキュリー計画からシャトル計画 (ISS 建築計画) までの滞在期間は数時間～数週間であったが、現在の ISS では約半年～一年となり、さらに今後予想される月・惑星探査ミッションでは数ヶ月から数年までの延長が見込まれている。そのような状況下では 6 人の乗員による 2.5 年のミッション期間中に於いて、約 0.97 人の割合で重篤な医学的問題が発生すると試算されている。

宇宙飛行士の事前の状態がどんなに良好であっても虫垂炎を代表とする急性期疾患の予防は困難であり、緊急事態において短い時間で帰還できる ISS に比較すると惑星探査ミッションは現場での治療の必要性が極めて高い。

しかしながら ISS をはじめとして宇宙空間における環境は地球上のそれと著しく異なる上、衛星軌道上を含めた宇宙空間への資材打ち上げコストは極めて高くなる。さらに ISS 内は人間が生存するために必要な酸素や温度などすべて管理され、その供給量は限定的であるために閉鎖空間特有の問題である「有害ガスの蔓延」が麻酔管理に関与してくる。

麻酔の三要素のすべてを担うことができる吸入麻酔薬では覚醒時に有害ガスである吸入麻酔薬が船室内に蔓延することとなる上、気化器の構造上無重力での流量を確実に維持することは困難であると考えられる。

現在の ISS 内における医療キットに含まれる全身麻酔薬の検討は 2000 年代初頭に策定されてから今まで大きな改修を受けていない。現在我々麻酔科医は地上における手術麻酔の現場に於いて鎮静と鎮痛に関しては短時間で体内での分解・排泄を得ることができるプロポフォルとレミフェンタニルを、筋弛緩ではロクロニウムとその拮抗薬であるスガマデクスを使うことで安全迅速かつ確実な麻酔を提供可能となった。そして最も重要な麻酔を行う人員の育成に関する問題は自動麻酔器・遠隔医療を行う案も含め、現段階においても議論が尽きない状況である。

それらの状況を踏まえ、今回無重力下でプロポフォル、レミフェンタニル、ロクロニウムを用いた全身麻酔と体液シフトなど無重力状態をはじめとした宇宙環境での医療上の種々な問題について紹介させていただく。今回の発表で会員皆様が宇宙医学に興味を持っていただき、今後ともに開発することができるのであれば JAXA の医療担当としても望外の喜びである。

#### MS FLOW-i 麻酔システムのコアテクノロジー ～人工呼吸器メーカーのこだわり～ 池野 周平 ゲティンググループ・ジャパン

製造元 Maquet Critical Care AB 社 (旧 Siemens Elema : スウェーデン国) における麻酔システムの開発の歴史においては、2000 年に「KION Anesthesia Workstation」を市場に投入した。本邦では 2001 年にフクダ電子株式会社が同社製システムの承認を取得し (販売名: 全身麻酔器キーオンシリーズ) 現在も医療施設で使用されている。また、Maquet Critical Care AB 社は、これまで主たる製品として人工呼吸器を製造し世界的に販売しており、その歴史と実績は 45 年を超える。有力機種である「サーボベンチレータシリーズ」は、前述の麻酔システムと同様、フクダ電子株式会社により承認取得されており、本邦において広く使用されている。

さて、「FLOW-i 麻酔システム」は、2013 年に弊社が承認を取得、フクダ電子株式会社を販売元として販売開始から 8 年が経過した。その後には派生モデルとしてコンパクトな Flow-c、ワークスペースが広い Flow-e と本邦では 3 モデルを販売している。一般的に臨床使用されている類似麻酔システムと比較して、機器の心臓部に新しい取り組みやユニークな機構が一貫して全てのモデルに採用されている。

2018 年の第 36 回学会にて、FLOW-i 麻酔システムに搭載されている様々なコアテクノロジーの中から、“ボリュームリフレクター”を使用した再呼吸システムについて紹介させていただいたが、今回はその続報として、新たに開発した電子式気化器、さらには人工呼吸器メーカーが麻酔システムを開発するにあたっての“こだわり”について紹介したい。

FLOW-i 麻酔システムのために新たに開発された電子式気化器のユニークな点は、麻酔システムに供給されている駆動ガス (酸素) によって、揮発性麻酔薬のタンクが 1.2 気圧に加圧される点である。液体である揮発性麻酔薬はこの加圧によりインジェクタまで導かれ、加温された気化室へ向けて噴霧される。一方、人工呼吸器と同様の機構で圧力と流量が制御されたフレッシュガスは気化室に導かれ、気化室内で噴霧され気化された薬液と合流し患者回路に向かうこととなる。麻酔薬濃度設定 (%) は麻酔システムのディスプレイ上で設定する。フレッシュガス流量設定に応じて、噴霧のタイミングや量は自動調整されるため、必要な麻酔薬のみが気化することとなり、無駄がなく非常に効率的で高い応答性を誇り、麻酔薬消費量を正確に計算することができる。以上が基本的な特徴である。

またこの他に、45 年以上にわたって世界中で人工呼吸器を販売してきたノウハウを活かし、麻酔器への搭載を実現した以下テクノロジーについても言及したい。

## S-2 我々が提供してきた遠隔 ICU の現状と 3 年間の取り組みから見えた課題

中西 智之 株式会社 T-ICU 代表取締役社長 医師

遠隔 ICU はまさしくテクノロジーと医療の融合であり、テクノロジーを用いて診療の質を向上し、効率化を図るものである。我々は 2018 年 6 月以降、患者のバイタルサインや検査データを院外から閲覧するシステムを提供し、アドバイスを提供する集中治療医のチームを構成して遠隔 ICU を医療法人の枠を超えて提供してきた。そのシステムの紹介とこれまでの活動状況、今後に向けた取り組みを発表させていただく。

2016 年 10 月に会社を設立した。最初に行ったのはシステム探しであった。米国で実績のあるフィリップス社のシステムの説明を受けたが、費用面でまったく合わず早々に断念した。そこで、私自身が判断した必要最低限の機能だけを搭載したシステムを自社で考案した。それはビデオ会議システムを用いて、電子カルテの映像と生体情報モニタの映像をキャプチャして PC に取り込み、画面共有する形で遠隔側も閲覧できるようにしたのだ。

2021 年 5 月に集中治療医学会から出された「遠隔 ICU 設置と運用に関する指針」によると、遠隔 ICU には持続ケアモデル、計画的ケアモデル、急変時対応モデルの 3 つがあるが、病院が我々に常時患者情報を閲覧可能な状況を許可するとは考えられなかったため、システム開発当初から急変時対応モデルで開発した。

システムにより放射線画像や採血結果が見られるため、電話だけよりは対応しやすくなっている。簡素な構成が良かったのか、想定していたよりセキュリティに関することで導入が見送られることは少ない。

一方で、遠隔 ICU の普及が順調に進んでいるとは言えず、いくつかの課題を感じている。

1 つ目は経済的側面で、遠隔 ICU に対して診療報酬が認められていない中で、システムの導入費用やランニングコストをどこから捻出するかである。

2 つ目はシステム導入後、遠隔の知らないドクターへの相談のハードルや、システムの操作性である。

今後は導入費用やランニングコストなど医療経済的にも考慮し、医療スタッフが使いやすく、そして指針に沿ったシステム開発に取り組みたいと考えている。さらにただ導入するだけではなく、海外で報告されているような死亡率の改善や入院期間の短縮など良いアウトカムにつながるような有効活用できるような支援体制の構築をする必要がある。

## LS レミゾラムをどう使うか？

萩平 哲 関西医科大学附属病院麻酔科

レミゾラムの使用法は添付文書では 12mg/kg/hr で開始し、維持は 1mg/kg/hr で患者の状態と見ながら適宜調節するとなっている。しかし、12mg/kg/hr の速度で投与した場合の応答消失までの時間は平均で 88.7 秒であり、これでは PK/PD に基づく応答消失時の濃度を適切に評価することはできない。コンパートメントモデルでは拡散層を無視しているためである。プロポフォールを TCI で投与する際でも初期目標濃度を高く設定すると正しい応答消失時の効果部位濃度 (Ce-LOR) を得られない。

Ce-LOR を適切に評価するには拡散層が通常 3 分程度であることを考慮すると応答消失がこの時間よりも遅くなるような設定が必要である。演者は 1.5mg/kg/hr の投与速度で開始するようにしている。呼吸器外科の患者 90 例での結果では応答消失までの時間は平均 4 分 11 秒 (患者の年齢は平均 69.5 歳) であった。この時の Ce-LOR は土井のパラメータで計算した場合 0.33±0.11μg/mL であった。

演者のグループはプロポフォールの場合には Ce-LOR から維持濃度が推定できることを示したが、同じ方法をレミゾラムで検討した。また、レミゾラムの場合脳波モニターが有用かどうかを確認する必要があった。1.5mg/kg/hr で投与し、応答消失後レミゾラム濃度の上昇をみながら適宜投与速度を上げて効果部位濃度が 1.0μg/mL 前後になるまで脳波波形を観察したところ幾らかの症例では睡眠紡錘波が出現したため、これを参考に濃度調節を行うことができた。一方で睡眠紡錘波が優位とならない場合には、20 Hz 以上の高周波成分が少ないことと基線の揺れが多くない (デルタ波が少ない) ことを目安にする程度であろうと推定された。この目安で維持濃度 (Ce-Maint) を調整したところ 0.57±0.15μg/mL という結果であった。Ce-LOR と Ce-Maint の相関係数は 0.75 とそれなりに良い相関を示した。

覚醒に関しては 90 例中 12 例で効果部位濃度が応答消失濃度を下回ってある程度経過しても覚醒が得られずフルマゼニルを使用した。残りの症例ではレミゾラム投与中止後平均 10 分 27 秒で覚醒した。このことから維持濃度は応答消失時濃度から推定できると考えられた。

## O1-7 レミゾラム麻酔は侵害受容を増加する？

廣瀬 宗孝 兵庫医科大学麻酔科学・疼痛制御科学講座

【はじめに】

中の低血圧や高血圧は術後合併症の発症のリスク因子であり、収縮期血圧 100mmHg 以上、平均血圧は 60-70mmHg 以上に維持することが推奨されている (1)。レミゾラムによる全静脈麻酔では、プロポフォールによる全静脈麻酔と比較して低血圧の発症が有意に少ないことから、レミゾラム麻酔の優位性が期待されている (2)。一方、全身麻酔下の侵害受容を定量化する試みの 1 つである Nociceptive Response (NR) 値は、収

縮期血圧や心拍数の増加, または灌流指標の低下により 0-1 の間で増加する無次元数で, 消化管手術中の術中平均 NR 値が 0.83 以上の場合は術後合併症が増加することが報告されている (3). 臨床現場では, レミゾラムはプロポフォルと比較して収縮期血圧や心拍数が高く, NR 値も高く維持されることを経験することから, レミゾラム麻酔は侵害受容が高いために NR 値が高くなるのか, それとも侵害受容には影響なくレミゾラムの特性として NR 値が高くなるのか, 疑問が生じた. そこで消化管手術の術後 1 日目の C 反応性蛋白 (CRP) 値が, 術前 CRP 値と術中平均 NR 値と手術時間の 3 つの変数による一次式で予測できることを用いて (4), レミゾラム麻酔の侵害受容に及ぼす影響を検討した.

#### 【方法】

仮説は, 「もしレミゾラムが侵害受容に影響なく NR 値を増加させる場合は, 既存の一次式による CRP の予測値が実測値より大きくなる」とした. この仮説を検証するため, 2020 年 4 月から 2021 年 7 月の間にレミゾラムまたはプロポフォルで全静脈麻酔を施行した消化管手術を対象に, 後向き観察研究を行った.

#### 【結果】

レミゾラム麻酔群 (n=17) における術後 1 日目の CRP 予測値と実測値の関係は, プロポフォル麻酔群 (n=42) における関係と比較して, 予測値は実測値より大きくならなかった. 以上より仮説は棄却された.

#### 【結論】

レミゾラム麻酔は, 全身麻酔下の侵害受容をプロポフォル麻酔より増加する可能性がある.

#### 【参考文献】

1. Sessler et al. Br J Anaesth 2019; 122: 563-74
2. Doi M et al. J Anesth 2020; 34: 543-53
3. Ogata H et al. Eur J Anaesthesiol doi: 10.1097/EJA.0000000000001505.
4. Kawasaki Y et al. PLoS One 2020; 15: e0239709

### O2-1 シリンジポンプを用いた静脈ラインの閉塞後, 不適切な開放によるフラッシュ量の比較

井合 亜紀子 国際医療福祉大学 三田病院 麻酔科

#### 背景

手術室, 集中治療室を始め, シリンジポンプを用いる機会は多い. シリンジポンプは継続かつ正確に薬剤を投与する事ができるが, 一方で血管作動薬や麻酔薬を使用している場合において閉塞は血行動態不安定性の原因にもなる. 川上らは, 静脈ライン閉塞が不適切な開放をされた場合のシリンジポンプからのフラッシュ量を, テルフュージョン TE312, TE332S (テルモ株式会社, 東京) を用いて調べた結果, この 2 種類のシリンジポンプにおいては, 閉塞緩和機能を備えている TE332S の方がフラッシュ量を減少させるという結果になった. 本研究では TE332S に加え比較的新しいシリンジポンプを用いて, 静脈ライン閉塞を開放した時のフラッシュ量を計測した.

#### 方法

シリンジポンプは TE332S, TE-351, TE-SS835N (テルモ株式会社, 東京) を使用し, 閉塞検出圧設定は 3 段階の中間にした. 閉塞緩和機能は全てに備わっていた. 生理食塩水, プラスチックシリンジ, 延長チューブ, 三方活栓を用いて計測装置を作成した. 閉塞アラームが鳴り, 閉塞緩和機能の作動を待った後に閉塞を開放し, フラッシュ量を計測した. シリンジポンプに装着するシリンジ容量や流速を変えた様々な組み合わせでデータを各 6 回取り, 平均を出した.

#### 結果

全てのシリンジポンプにおいて, シリンジ容量の大きい方がフラッシュ量も多かった. 流速によるフラッシュ量の違いは認めなかった. シリンジポンプを比較すると, TE-351, TE-SS835N 間ではどの設定においてもフラッシュ量の違いはないが, TE332S は他 2 つよりもフラッシュ量が少ないという結果を得た.

#### 結語

今回比較したシリンジポンプでは, TE332S を使用し, より小さな容量のシリンジを使用することで, ルート閉塞後の開放によるフラッシュ量を最も減らすことができた. 流速はフラッシュ量に影響しなかった.

#### 参考文献

H. Kawakami, et al. Amount of accidental flush by syringe pump due to inappropriate release of occluded intravenous line. Technol Health Care. 2013;21(6):581-6

### O2-2 部門システムとスマートポンプ連携の紹介: Gaia スマートポンプ

鈴木 祐二, 土井 松幸, 加藤 弘美, 杉村 翔, 今井 亮, 岩田 紘樹, 桂川 孝行, 大嶋 進史, 小林 賢輔, 青木 善孝, 小幡 由佳子, 御室 総一郎 浜松医科大学医学部附属病院 集中治療部

#### 【背景】

集中治療室では, 薬剤投与速度の厳密な管理のためにシリンジポンプを使用することが多い. 一方で, 多数の

シリンジポンプ管理は煩雑なため、薬剤種類・投与流量の確認は看護業務の大きな負担となっている。この問題を解決するために、集中治療室部門システム (PIMS) とスマートポンプ (スマポ) を有線接続し、薬剤種類及び薬剤投与流量を自動で PIMS に記録するシステムを作成した。システムの紹介と、導入後に明らかになった利点および欠点について述べる。

#### 【システム概要と経過】

集中治療部の各部屋にスマポラック専用の LAN 接続コネクタを新規増設し、PIMS サーバと有線接続した。スマポの IP アドレスと PIMS での薬剤名を紐づけし、スマポの電源切断で紐づけが解除される設定とした。薬剤とスマポの紐づけは、専用のタブレット端末を使用し、PIMS 端末から離れベッドサイドで操作可能にした。紐づけが完了し、PIMS からスマポに薬液ラベルが送信すると、スマポで薬液情報が表示される。以降はスマポから PIMS に流速情報を送信し続け、PIMS 上の記録と齟齬がある場合に、PIMS 画面に警告を表示する機能を追加した。

【利点】 有線を選択したため安定接続が可能。部門システムで作成した薬剤名をスマポに表示させるため、あらゆる種類の薬剤で対応可能である。

【欠点】 有線接続のための初期整備が必須である。スマポの薬剤ライブラリ機能を使用しないため、スマポ単体で薬剤の指定不可。送液する薬剤はタブレットデバイスで指定する必要があり、手順が煩雑である。

#### 【結論】

スマートポンプと部門システムを相互接続し、流速を正確に記録可能なシステムを構築した。使用上の利便性は今後改善の余地がある。

### O2-3 シリンジポンプをコントロールするソフトウェアの汎用化の試み

萩平 哲, 田原 慎治, 内田 整 関西医科大学附属病院麻酔科

昨年 TERUMO 社製シリンジポンプ TE371 をコントロールするソフトウェアを作成し本学会で発表した。このソフトウェアは TE371 に特化したものであったが、TE371 はすでに製造中止となっており早晩使えなくなってしまう。また、現在市販中のシリンジポンプに対応したとしてもポンプが世代交代してしまうと同様に問題が生じる。

この問題を解決するには、ポンプをコントロールする部分を別プログラム (ポンプドライバー) として、その別プログラムとデータ通信を行う仕様にすれば、シリンジポンプの機種固有の部分はドライバーが担当し、メインプログラムを毎回改造する必要はなくなる。この際にはポンプドライバーとメインプログラム間のデータプロトコルを共通化する事が必要となるが、それに加えてポンプとドライバー、ドライバーとメインプログラムの間でのタイミング同期が問題となる。

そこで、まずプロトコルの共通化を試みた。メインプログラムからドライバーへ送るコマンドとしては、初期化、ポンプ開始、ポンプ停止、流速設定、流速確定、ポンプ状態取得、エラーリセット、TCI ターゲット設定、の 8 つが考えられる。ドライバーからメインプログラムに送られるデータとしては、流速、総投与量、TCI ターゲット濃度、血中濃度、効果部位濃度、エラー情報、動作情報 (Running/Stop)、動作モードであり、これに加えて初期情報としてポンプの特性 (最大流速、TCI 可能かどうか、流速変更時のタイムラグ、など) を得る必要がある。

さて、タイミング同期に関して昨年発表したソフトウェアでは時間精度を上げるためマルチメディアタイマーを用いて時間を制御し、これを元にシリンジポンプにコマンドを送るタイミングを決めていた。ドライバーを挟む場合もやはり時間管理はメインプログラムで行い、ドライバーは受け取ったコマンドに従って直ちにシリンジポンプへ制御コマンドを送り、応答を受ける必要がある。イベントを利用すればプロセス間の同期が取れるため時間遅れはほぼ無視できると考えている。何れにしてもシステム設計は単体のソフトウェアよりもかなり複雑になる。

シリンジポンプ制御ソフトウェアの汎用化について発表したい。

### O2-6 比較的細径の気管チューブ (I.D.5.0-6.5mm) が陽圧換気に及ぼす影響

大場 祥平 兵庫医科大学 麻酔科・疼痛制御科

#### 【緒言】

人工呼吸管理を行う際、細径の気管チューブにより換気が制限されることが知られているが、挿管困難等で細径の気管チューブを選択せざるを得ない症例もある一方で、具体的にどれほど陽圧換気が制限されているかを調べた文献はあまりない。今回、標準的な体型の成人に比較的細径の気管チューブを用いて人工呼吸管理を行うことを想定して、予想される圧力損失の程度を流体力学的手法で求め、実際に人工呼吸器、気管チューブ、モデル肺を用いた実験で得られたデータと比較した。

#### 【方法】

① 従圧式、吸気時間:吸気時間=1:2、吸気圧 (Pi)15 または 25[cmH<sub>2</sub>O]、吸気時間 (Ti)1 または 2[sec] の計

4つの設定において、各気管チューブ (I.D.:5.0,5.5,6.0,6.5[mm]) についてレイノルズ数 (Re) を算出し、2000を下回っていれば(層流が支配的ならば) Hagen-Poiseuille の法則を用いて圧力損失 ( $P[\text{cmH}_2\text{O}]$ ) を算出する。1回換気量は500mLとし、吸気時間中は吸気速度は一定であるとして考える。

② モデル肺に直接蛇管を接続し、それぞれの設定ごとに1回換気量500mLとなるようコンプライアンスを調整したのち、蛇管、各気管チューブ、モデル肺の順に接続し、1回換気量 (TV[mL]) 及び最大気道内圧 ( $P_{\text{max}}[\text{cmH}_2\text{O}]$ ) を調べる。

#### 【結果】

① 各設定および各チューブいずれの組み合わせも  $Re_{\text{eff}}2000$  となり、層流が支配的と考えられた。吸気速度を一定としたときの計算上の  $P$  は、吸気圧によらず一定であり、各気管チューブ (I.D.:5.0,5.5,6.0,6.5[mm]) の順で、 $T_i=1$  のとき、1.46,1.12,0.83,0.62、 $T_i=2$  のとき、0.73,0.56,0.41,0.30であった。

② それぞれ各気管チューブ (I.D.:5.0,5.5,6.0,6.5[mm]) の順で、 $P_i=15, T_i=1$  のとき、 $TV=390,410,430,445$ 、 $P_{\text{max}}=15,15,15,15$ 、 $P_i=15, T_i=2$  のとき、 $TV=540,540,530,520$ 、 $P_{\text{max}}=10,11,13,14$ 、 $P_i=25, T_i=1$  のとき、 $TV=420,430,445,460$ 、 $P_{\text{max}}=20,21,23,24$ 、 $P_i=25, T_i=2$  のとき、 $TV=520,510,500,500$ 、 $P_{\text{max}}=25,25,25,25$ であった。

#### 【考察】

$T_i=2$  とすれば5.0mmの気管チューブでもほとんど圧力減衰はみられず、計算で得た結果と矛盾しなかった。今回の実験では吸気中の最大圧のみを比較しているため、連続的に測定すれば幾分かの圧力損失を生じている可能性もあるが、換気量の減少はなく臨床的にはあまり問題とならないと考えられる。細径のチューブで換気量が上昇した理由としては、より完全な層流に近づいたのではないかと考えられる。 $T_i=1$  の場合はTVの減少があり、 $P$ も計算上の値より大きくなった。流速が大きくなり乱流成分が増加したものと考えられるが、 $T_i=1$ とせざるを得ないような状況は余り多くなく、こちらも臨床的に問題となりにくいと考えられる。呼吸に関しては、今回の実験のいずれの条件でもautoPEEPの発生はみられなかった。

#### 【結語】

今回の実験では、内径5mmのチューブでも吸気時間が2secとすれば、明らかな圧力損失はみられなかった。

## 編集後記

2021年、浜松での第39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39回学会も、引き続きコロナ災に見舞われていましたが、土井先生のご尽力で、例年通りの開催となりました。また、ZOOMによる併設で小生は自宅からの発表と、閉会まで全演題を見ることができ、時代の進歩を実感することができました。

本誌編集の件ですが、今までお預かりしてきた大切な原稿を一年間小生一人が保管することに負担を感じるようになりました。年齢とコロナ感染の心配がその理由です。したがって、校正済の論文はすみやかに本学会HPにアップ、公開をさせていただきました。ページの順番が定まらなかったことを申し訳なく思っています。しかし、次年度もこの方針で編集したく思いますので、ご理解のほどよろしく願いいたします。

本誌2020, 2021で発表した電磁力学入門で、実はファラデーが考案した電気力線が互いに交差しない性質について、マクスウェルがテンソルを用いて解析解を求めたことが知られている。小生、テンソルの概念が正確に理解できず、その項を書き渋ったが、今回、中村純著「物理とテンソル」で理解することができた。なんと、ベクトルの内積が大活躍していることが分かった。数学公式の応用とはこのようなものかと感激した次第である。一読していただければ幸甚である。

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。

2023年3月31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

# 丸石製薬の製剤ラインナップ

®：登録商標

全身吸入麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>注1)</sup>

**セボフレ<sup>®</sup>** 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「ニココー」

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>注1)</sup>

**ポプスカイン<sup>®</sup> 0.25%注**

(25mg/10mL・シリンジ25mg/10mL・バッグ250mg/100mL)

POPSCAINE<sup>®</sup> 0.25% inj. [一般名：レボブピバカイン塩酸塩]

**ポプスカイン<sup>®</sup> 0.5%注**

(50mg/10mL・シリンジ50mg/10mL)

POPSCAINE<sup>®</sup> 0.5% inj. [一般名：レボブピバカイン塩酸塩]

**ポプスカイン<sup>®</sup> 0.75%注**

(75mg/10mL・150mg/20mL・シリンジ75mg/10mL)

POPSCAINE<sup>®</sup> 0.75% inj. [一般名：レボブピバカイン塩酸塩]

局所麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>注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>注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  $\beta_1$  遮断剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>注1)</sup>

**ブレビブロック<sup>®</sup>注 100mg**

BREVIBLOC<sup>®</sup> inj. 100mg [一般名：エスモロール塩酸塩]

※：ブレビブロック及びBREVIBLOCはバクスター・インターナショナル・インコーポレイテッドの登録商標です。

非脱分極性麻酔用筋弛緩剤

毒薬、処方箋医薬品<sup>注1)</sup>

**ロクロニウム臭化物静注液<sup>25mg/2.5mL</sup>「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>注2)</sup>、処方箋医薬品<sup>注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"

[一般名：プロポフォール]

催眠鎮静剤

向精神薬、習慣性医薬品<sup>注2)</sup>、処方箋医薬品<sup>注1)</sup>

**ドルミカム<sup>®</sup>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>注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>注1)</sup>

**ニトプロ<sup>®</sup>持続静注液 (6mg, 30mg)**

→ NITOPRO CONTINUOUS INTRAVENOUS SOLUTION

[一般名：ニトロプロシドナトリウム水和物]

5-HT<sub>3</sub> 受容体拮抗型制吐剤

劇薬、処方箋医薬品<sup>注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

薬価基準収載



\* 効能・効果、用法・用量、警告・禁忌を含む注意事項等情報等については電子添文をご参照ください。

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

2022年10月作成



全身麻酔剤

**ANELEM<sup>®</sup>** 静注用 50mg

ANELEM<sup>®</sup> 注射用レミゾラムベシル酸塩

前薬物薬 (第三種前薬物薬)  
習慣性医薬品<sup>※1)</sup> 処方箋医薬品<sup>※2)</sup>

注1) 注意・習慣性あり 注2) 注意・医師等の処方箋により使用すること

●効能又は効果、用法及び用量、禁忌を含む使用上の注意等につきましては、電子添文をご確認ください。  
禁忌を含む使用上の注意の改訂に十分ご注意ください。

®: アネレム及びANEREMはムンディファーマの登録商標です。  
JP-ANE-2300010  
2023年2月改訂

製造販売元  
**ムンディファーマ株式会社**  
東京都港区港南 2-15-1

[ 文献請求先及び問い合わせ先 ]  
お客様相談室  
フリーダイヤル 0120-525-272  
受付時間 9:00 ~ 17:30 (土日祝日・弊社休業日を除く)

麻酔・集中治療とテクノロジー 2022 <検印省略>

電子版：2023年 3月31日 (<http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm>)

印刷版：2023年 3月31日 第1版発行

定価 3,300円

編集者 土井松幸

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



1923047030009

**麻酔・集中治療と  
テクノロジー  
2022**