

麻酔・集中治療と テクノロジー 2020

●編集

関西医科大学
麻酔科学講座 診療教授

萩平 哲

京都府立医科大学附属病院
集中治療部 部長

橋本 悟

京都府立医科大学大学院 名誉教授

田中 義文

simulation
intranet
software
database
network

麻酔・集中治療と テクノロジー 2020

●編集

関西医科大学
麻酔科学講座 診療教授

萩平 哲

京都府立医科大学附属病院
集中治療部 部長

橋本 悟

京都府立医科大学大学院 名誉教授

田中 義文

ご挨拶

2019年11月吉日

このたび、第37回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を大阪市の大阪大学中之島センターで開催させていただくことになり、大変光栄に存じます。

今回の学会では「テクノロジーを実用化する」と致しました。私は常々、知識や技術は使えて初めて意味があると考えてきました。実用化されてこそ意味があるということです。本学会では常々会員のテクノロジーに関する様々なアイデアを発表し、現在のテクノロジーを如何にして我々の麻酔臨床に役立たせるかについてディスカッションして来ました。本学会の会員は、こうしたアイデアを考案する事に長けていますが、一方でそれらを実際に多くの人達に使ってもらう方策を持ち合わせておりません。

一方で、医療機器を開発するメーカーの方々には優れた開発力を持っていますが、ユーザーがどのようなニーズを持っているのかを知るチャンスは多くありません。

そこで、今回の学会では、メーカー側からアイデアをどのようにして製品化しているのかという点に関してお話頂き、一方学会員からは、現在のテクノロジーで実現可能でかつ麻酔臨床に役に立つと考えられるアイデアを出して貰うことにしました。本学会は麻酔科医の中でもテクノロジーの知識を持つ人間の集まりですので、メーカー側との連携によって麻酔科医のニーズに合った製品の提案をして行くことが大切であると考えております。本学会の議論を通して一つでも二つでも将来的に麻酔科医に役立つ素晴らしい製品が生まれればと考えております。昨年の本学会では内田会長が「展示会で探す、これからの麻酔で使えそうなテクノロジー」というシンポジウムを開催されました。今回のシンポジウムに近いところがあるかもしれませんが、今回は特に「展示会」に限らず、色々な分野の知識や技術の中から使えそうなものを考えて発表して頂こうと考えております。

昨年の本学会では午前と午後に機器展示ブースで製品プレゼンテーションを行う「テクノロジーラウンド」という企画がございました。今回の学会では会場のスケジュールの都合もあり、昨年ほどの時間を取る事は難しいかと考えておりますが、午前と午後にコーヒブレイク時間を設けて機器展示ブースを見ることができるようになりたいと考えております。

特別講演につきましては関西医科大学精神神経科学教室の吉村匡史先生にお願いしました。私はここ20年ほど麻酔中の脳波解析を行って来ており、様々な解析手法を学んで来ました。その中でMATLABというプラットフォームの上で動作するEEGLABというソフトを知り、その内容に興味を持ちこのソフトウェアのユーザーによるメーリングリストに参加しておりました。そこで、吉村先生がLORETA解析などの脳波解析を行っている事を知りました。また、様々な向精神薬を使った時の脳波についての研究も重ねられていることも知り、是非本学会でお話頂きたいと考えてお願い致しました。興味深いお話が聞けるものと期待しています。

本学会は年末に近い忙しい時期に開催されますが、11月30日は麻酔臨床にどのようなテクノロジーをどのように応用して実用化を図るか、活発な議論が行われる事を期待しております。参加される多くの先生方に実りある学会になれば幸いです。多くの皆様のご参加をお待ちしております。

第37回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会
会長 萩平 哲 (関西医科大学 麻酔科学講座 診療教授)

memo:

第37回日本麻酔・集中治療 テクノロジー学会

— テクノロジーを実用化する —



37th JSTA

会期: 2019年11月29(金)～30日(土) 9:00-17:00

会場: 大阪大学中之島センター 佐治敬三メモリアルホール

会長: 関西医科大学 麻酔科学講座 診療教授 萩平 哲

memo:

目 次

第 37 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

特別講演：

最近の定量脳波解析手法	1
吉村 匡史 (関西医科大学 精神神経科学教室)	

シンポジウム 1 : 「テクノロジーの商品化への道」

医療機器の商品化への分かれ道	5
荻野 芳弘 (日本光電工業株式会社)	

医療機器の商品化への一本道	8
小林 武治 (大研医器株式会社)	

シンポジウム 2 : 「実用化したいテクノロジー」デジタルガジェットについて	12
森田 知孝 (国際医療福祉大学医学部 麻酔・集中治療医学)	

現在の術中痛みモニターの不足点と信頼できる術中痛みモニターの必要条件	15
中村 隆治 (広島大学病院 手術部)	

麻酔・集中治療とマンマシンインターフェイス	18
小原 伸樹 (福島県立医科大学附属病院 手術部 / 麻酔疼痛緩和科)	

ランチョンセミナー：

学術活動に有用なコンピュータの Tips	22
萩平 哲 (関西医科大学 麻酔科学講座)	

一般演題：

SmartPolot [®] View に Orchestra [®] を接続して覚醒下脳腫瘍摘出術の麻酔管理を行った一症例	24
高橋 裕香子 (旭川医科大学病院 麻酔科蘇生科) 他	

レーザ血流計を用いた麻酔導入時の毛細血管血流の変化の比較検討	27
森田 知孝 (国際医療福祉大学医学部 麻酔・集中治療医学) 他	

全身麻酔中の“痛み”評価 - 麻酔科医の直感を数値化する試み -	31
廣瀬 宗孝 (兵庫医科大学 麻酔科学・疼痛制御科学講座)	

温熱刺激ならびに圧刺激による疼痛測定装置の開発	34
小長谷 光 (明海大学歯学部 病態診断治療学講座 歯科麻酔学分野) 他	

心筋梗塞で発生する異常 Q 波の新しい考え方	41
田中 義文 (京都府立医科大学 名誉教授)	

動脈系における諸問題	44
横山 博俊 (金沢医療センター 麻酔科)	
心筋を代用するソフトアクチュエータの開発	49
横山 博俊 (金沢医療センター 麻酔科)	
日本麻酔科学会専門医認定筆記試験過去出題問題の電子データベース化：技術的側面のまとめ ..	53
佐和 貞治 (京都府立医科大学 麻酔科学教室)	
テルモ社製スマートポンプに対応した paperChart データ処理プログラムの作成	59
斎藤 智彦 (岡山ろうさい病院 麻酔科)	
Arduino と感圧センサーを用いた喉頭展開の際に舌根部にかかる圧力の測定デバイスの試作	66
岩切 さと子 (国際医療福祉大学三田病院 麻酔科) 他	
超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P の筋弛緩モニタへの応用	71
石黒 隆 (株式会社アドテックス) 他	
超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P による筋弛緩モニタリングと臨床研究について	75
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院麻酔科) 他	
廃材医療機器と日用品で硬膜外麻酔をシミュレートしてみた	80
岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科)	
特別寄稿：末梢神経伝導検査についての問題事項	82
佐藤 暢 (鳥取大学 名誉教授)	
寄稿：電磁力学入門 (I)	97
田中 義文 (京都府立医科大学 名誉教授)	
第 37 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会抄録抜粋	116
編集後記	119

特別講演： 最近の定量脳波解析手法 吉村 匡史

要旨

ドイツの精神科医である Hans Berger がヒトの脳波 (EEG) に関して最初の報告を行ったのは、約 90 年前の 1929 年であった。またそれに引き続いて Berger は、開閉眼、計算、薬物投与によって脳波は瞬時に変化することをいち早く報告した。それ以降、脳波は今なお鋭敏に脳機能を評価する方法として汎用されている。脳波の特徴としてその安全性、簡便性、経済性が挙げられるが、加えて強調すべきこととして、その時間分解能の高さが挙げられる。近年の各領域での技術の発展により、種々の画像診断法など脳構造、脳機能を観察、評価する手法が開発されている。しかし脳波は今なお、時々刻々と変化する脳機能を評価する方法として極めて有用な手法と考えられる。一方、脳波の弱点として、空間分解能の低さ、非特異的な所見の多さ、アーチファクトの混入のしやすさが挙げられる。しかし上述した脳波の利点は、これらの弱点を補って余りあるものである。脳波が用いられるようになった当初は、脳波は視察的評価によってのみ判定されていた。しかし視覚的な観察は主観的な要素が強いことから、1960 年代に脳波のデジタル処理による定量解析手法が開発された。qEEG の手法としては当初は周波数分析が主であったが、コンピュータ技術の発展に伴って他にも様々な手法が開発されている。本稿では、これらの手法の一部を、精神医学領域への応用を中心に紹介する。

脳波学の歴史

最初に動物の脳から電気活動を記録したのは、イギリスの Caton(1875)¹⁾ と言われている。Caton は、ネコ、サル、ウサギの大脳皮質から電気活動を記録し、それが脳機能に関係するものと考えた。そしてヒトの脳の電気活動を最初に記録して正確に記載したのは、ドイツのイェーナ大学の精神科教授であった Hans Berger である。Berger は 1929 年に最初の報告を行い²⁾、その後 1938 年までの間に同じ題名で計 14 本の論文を発表し、開閉眼、計算、薬物投与などによって脳波は瞬時に変化することを報告した。例えば、感覚刺激や暗算によって波の減衰 (-blocking) が生じ、クロロホルムなどの皮質麻酔薬では脳波の低電位化を、バルビツール酸系の脳幹麻酔薬では脳波の高振幅徐波化がもたらされることを観察している。また、健常者のみならず、てんかん、脳腫瘍、精神疾患の脳波などについても広汎な記録と観察を行った。

定量脳波解析とその応用

脳波が用いられるようになった当初は、脳波は視察的評価によってのみ判定されていた。しかし視覚的な観察は主観的な要素が強いことから、脳波

の定量解析 (quantitative EEG analysis: qEEG) 手法が開発されるようになった。まず 1943 年に、Gray Walter によってアナログ処理 (連続的に変化する脳波を連続量のまま処理) による脳波周波数解析法が開発された。その後 1960 年代に、デジタル処理 (連続的に変化する脳波を一定間隔ごとに数値化する方法) を用いた脳波定量解析 (quantitative EEG analysis: qEEG) 手法が開発された³⁾。その頃には、1950 年代から上市されるようになった抗精神病薬、抗うつ薬など向精神薬の登場も相まって、脳波学が一種の過剰な熱狂のもとに精神疾患の診断ツールとして期待されていた。実際、世界初の抗精神病薬であるクロロプロマジンによる脳波変化は徐波の増加と速波の減少との報告が相次ぎ、他の向精神薬の脳波変化についても次々に報告がなされ、薬物が脳波に及ぼす影響を検討する「薬物脳波学」と呼ばれる分野が隆盛を迎えた。

初期の脳波定量解析手法は周波数分析が主流であったが、コンピュータ技術の発展に伴い、その後様々な手法が開発されている。本稿では、著者らが多く使用している 2 手法につき、そのあらましと応用例について紹介する。

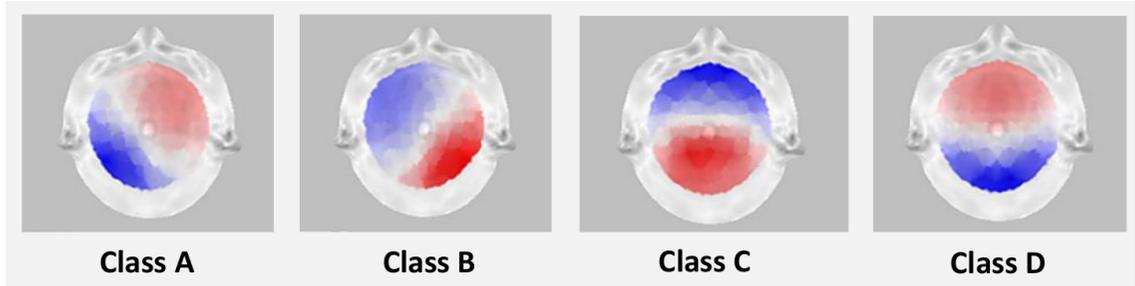


図1 強迫性障害患者の脳波から得られた4種類の至適脳電磁図 (microstates)
(Yoshimura et al. 2018)

1) Low Resolution Electromagnetic Tomography (LORETA)⁴⁾

脳波の弱点の一つとして、空間分解能の低さが挙げられる。しかしそれを補い得る手法として、頭皮上脳電位から脳内の神経活動分布を逆問題解を利用して3次元的に推定する Low Resolution Electromagnetic Tomography (LORETA) が、Roberto Pascual-Marqui により開発された⁴⁾。本手法は、頭皮上で測定された電位(脳波)を、頭皮、骨、脳実質を想定した三層構造を有する球体にモデル化し、脳実質に6239個の正立方格子を有する半球として smoothness(隣接する神経細胞群は類似した活動を行うとの仮定)を図ることで、“low resolution”ではあるが電源推定を可能としている。1994年に最初の報告がなされて以降、継続的に改良が加えられている。近年では、LORETAにより求められた脳内の神経活動分布を利用して脳内各部位間の機能的連結(functional connectivity)を推定することが可能になるなど、その応用範囲は広がっている⁵⁾。

Nishidaらは⁶⁾、認知症の原因疾患の一つである前頭側頭型認知症(FTD)患者19名、アルツハイマー型認知症(AD)患者19名、健常者22名の脳波をLORETAにて比較検討し、各群間の三次元的脳内電気活動の差異を示した。特にFTD群の両側前頭眼窩皮質、側頭葉において1帯域(8.5–10.0 Hz)の活動が健常群に比較して有意に低下していることが示され、これはFTDにて器質的な変化が生じる部位と一致していた。また近年では、単に患者群と健常群とを比較するだけで

はなく、LORETAから得られた脳波活動のパターンを向精神薬の治療反応予測に用いる研究もなされている。Pizzagalliら⁷⁾は、抗うつ薬治療開始前のうつ病患者の前部帯状回膝下部における帯域(6.5–8.0 Hz)の活動が、治療反応群で非反応群に比較して高いことを報告した。

また、脳内各部位間の functional connectivity をLORETAにて検討した研究として、Kitaura⁸⁾らは若年健常者に暗算課題を与えた際の19誘導脳波記録から、脳内に設けた9か所の関心領域間での機能的連結を定量的に評価した。結果、暗算課題により右大脳半球の connectivity が減少、左大脳半球の connectivity が増加する傾向を認めた。また、帯域(4.0–8.0 Hz)、1帯域(8.0–10.0 Hz)、2帯域(10.0–12.0 Hz)において前部帯状皮質と右下前頭回の連結性が減少していた。前部帯状皮質は注意集中や精神作業を行った際に出現するFm (frontal midline)の発生源であり、前部帯状皮質と右下前頭回との連結性減少は、Fm

が余計な情報を前頭葉に侵入させないように抑制していることを表すものと考察した。LORETAに関しては、開発者のPascual-Marquiが常にその機能のアップデートに努めており、今後もさらなる発展が期待できる手法である。

2) EEG microstates analysis⁹⁾

脳波の強みである時間分解能の高さを可能な限り生かした方法としては、脳波の時間的最小単位を基に、精神活動の特徴に関連する一連の脳電位活動からそれぞれの段階における至適な脳電位図

と数を決定する EEG microstates analysis が挙げられる。頭皮上から記録される脳電場は、一定の類似した電場構造が持続した後に急速に他の電場構造に変化するという経過を示す。このようなほぼ安定した電場構造が連続して出現する区間が microstate と呼ばれ、時間的に最小な脳機能の電氣的最小単位と考えられている。本手法では、脳波データに対して空間的クラスタリングを応用することにより、至適な脳電位図を決定している。得られたそれぞれの至適な脳電位図の平均持続時間、寄与率、遷移率などの指標を求めることも可能である。

本手法を用いた研究では、この至適脳電位図 (microstate) は 4 種類に集約されることが多い (図 1)¹⁰⁾。図 1 は、強迫性障害患者から得られた 4 種類の microstate (class A-D) である。健常者や他の精神疾患の患者を対象とした他の研究でも、図 1 のような形状の microstate が得られている。各 microstate の生理学的意義については推測の域を出ないが、class A は抽象的思考 (感情、概念など)、class B は視覚による刺激、class C は緊張が緩和された状態や脳が休息した状態、class D は注意力との関連がそれぞれ示唆されている。精神疾患に本手法を用いた研究では統合失調症患者を対象としたものが最も多く、統合失調症患者において健常者と比較した際の class D の平均持続時間の短縮^{9,11,12)}、class D の平均持続時間と抗精神病薬治療による改善率の相関¹²⁾、統合失調症患者と健常群での各 microstate の遷移の様式 (syntax) の差異¹¹⁾ が報告されている。また、強迫性障害患者と健常群に対して不潔なものを想像させることにより症状誘発を図った研究でも、両群間で各 microstate の遷移の様式が異なっていた¹⁰⁾。本手法は、脳波の時間的最低単位を扱うという点で、脳波の時間分解能の高さを生かすことができる非常に興味深い手法である。

おわりに

脳の機能を評価する方法として脳波はその歴史

がもっとも古い。後発の検査法は数多く開発されているが、その安全性、簡便性、経済性、時間分解能の高さは他の追随を許さない。本稿で主に取り扱った精神医学領域においては、主に脳画像研究によって精神疾患の正常からの逸脱が指摘されつつある。さらに分子科学的手法の発展も著しく、今後より多くの発見が期待されている。しかし今なお精神疾患の全容解明は困難であり、精神疾患の早期発見、予防のためには中間表現型の確立が重要と考えられる。脳波から得られる種々の所見には、この中間表現型としての役割が期待されており、今後脳波へのさらなる注目が集まる可能性がある。

引用文献

1. Caton R. The electric currents of the brain. *Brit Med J.* 1875; 2: 278.
2. Berger H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv f. Psychiatrie.* 1929; 87: 527-570.
3. 山寺博史. 薬物脳波学の方法. 薬物脳波学入門, 1988; pp19-53, 医学書院.
4. Pascual-Marqui RD, Michel C, Lehmann D. Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain. *Int J Psychophysiol.* 1994; 18: 49-65.
5. Pascual-Marqui RD. Instantaneous and lagged measurements of linear and nonlinear dependence between groups of multivariate time series: frequency decomposition. *Cornell University Library Statistics & Methodology.* 2007; arXiv:0711.1455v1.
6. Nishida K, Yoshimura M, Isotani T, Yoshida T, Kitaura Y, Saito A, Mii H, Kato M, Takekita Y, Suwa A, Morita S, Kinoshita T. Differences in quantitative EEG between frontotemporal dementia and Alzheimer's disease as revealed by LORETA. *Clin Neurophysiol.* 2011; 122: 718-725.
7. Pizzagalli D, Pascual-Marqui RD, Nitschke JB, Oakes TR, Larson CL, Abercrombie HC, Schaefer SM, Koger JV, Benca RM, Davidson RJ. Anterior cingulate activity as a predictor of degree of treatment response in major depression: evidence from brain electrical tomography analysis. *Am J Psychiatry.* 2001; 158: 405-415.
8. Kitaura Y, Nishida K, Yoshimura M, Mii H, Kitaura K, Ueda S, Ikeda S, Pascual-Marqui RD,

- Ishii R, Kinoshita T. Functional localization and effective connectivity of cortical theta and alpha oscillatory activity during an attention task. *Clin Neurophysiol Pract.* 2017; 2: 193-200.
9. Koenig T, Lehmann D, Merlo MC, Kochi K, Hell D, Koukkou M. A deviant EEG brain microstate in acute, neuroleptic-naive schizophrenics at rest. *Eur Arch Psychiatry Clin Neurosci.* 1999; 249: 205-211.
10. Yoshimura M, Pascual-Marqui RD, Nishida K, Kitaura Y, Mii H, Saito Y, Ikeda S, Katsura K, Ueda S, Minami S, Isotani T, Kinoshita T. Hyperactivation of the Frontal Control Network Revealed by Symptom Provocation in Obsessive-Compulsive Disorder Using EEG Microstate and sLORETA Analyses. *Neuropsychobiology.* 2019; 77: 176-185.
11. Lehmann D, Faber PL, Galderisi S, Herrmann WM, Kinoshita T, Koukkou M, Mucci A, Pascual-Marqui RD, Saito N, Wackermann J, Winterer G, Koenig T. EEG microstate duration and syntax in acute, medication-naive, first-episode schizophrenia: a multi-center study. *Psychiatry Res.* 2005; 138: 141-156.
12. Kikuchi M, Koenig T, Wada Y, Higashima M, Koshino Y, Strik W, Dierks T. Native EEG and treatment effects in neuroleptic-naive schizophrenic patients: time and frequency domain approaches. *Scizophr Res.* 2007; 97: 163-172.

関西医科大学精神神経科学教室

〒 570-8507 大阪府守口市文園町 10-15

電話: 06-6992-1001

FAX: 06-6995-2669

e-mail: yoshimum@takii.kmu.ac.jp

医療機器の商品化への分かれ道

荻野 芳弘

はじめに

麻酔科の先生方の中には、ご自分のアイデアを企業とともに医療機器として開発し最終的には販売までを目指している方もいらっしゃると思われる。そういった先生方が開発途中で道に迷ってしまわれぬように、医療機器の商品化において判断が必要となるいくつかの分かれ道について解説を行ってみたい。

1. 医療機器の定義と該当性

医療機器は、メスやピンセットのような小物からCTやMRIなどの大型機器、体内に埋め込む心臓ペースメーカーから義歯や義肢まで多種多様である。「医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律（以下、薬機法）」の中で医療機器は以下のような定義がなされている。

「人若しくは動物の疾病の診断，治療若しくは予防に使用されること，又は人若しくは動物の身体の構造若しくは機能に影響を及ぼすことが目的とされている機械器具等（再生医療等製品を除く）であつて，政令で定めるものをいう。（第2条第4項）」

医療機器は、構造・使用方法・効果又は性能が明確に示されるものであって、「疾病の診断，治療，予防に使用されること」又は「身体の構造，機能に影響を及ぼすこと」のどちらかの目的に該当し，かつ「政令で定めるもの」ということである。例えば，疾病の予防に使用する目的の機器でも政令で定められていない場合（例：マスク等）は「医療機器」には該当しない。新規に開発しようとするものが医療機器に該当するかどうか判断に迷うとき，PMDAに問合わせることが多いようだが，

まずは都道府県の薬務課に問合わせることとなっている（ただし，結局判断が難しいものはPMDAに振られることも多々ある）。

医療機器には様々なものがあり，人体へのリスクという観点でクラスⅠ～Ⅳと分類がされている。このリスクによる分類は販売台数と比例しているようなものではなく，年間1台しか出ていない医療機器から，針・糸のような数千万単位で販売されているものもある。決してクラスが低ければ数が出るというわけではない。

さらに平成26年の薬機法の施行以降，ハードウェアをもたない単体のプログラム（いわゆるソフトウェアのみ）も医療機器として扱うことになった。これはハードウェア医療機器に入れるプログラムではなく，市販のパソコンやタブレットにインストールして使用することができるプログラムが対象となる。医療機器に該当するプログラムとしては，

* 医療機器で得られたデータ（画像を含む）を加工・処理し診断又は治療に用いるための指標，画像，グラフ等を作成するプログラム

診断に用いるため，画像診断機器で撮影した画像を汎用コンピュータ等に表示するプログラム（診療記録としての保管・表示用を除く）

* 治療計画・方法の決定を支援するためのプログラム（シミュレーションを含む）

画像を用いて脳神経外科手術，形成外科，耳鼻咽喉科，脊椎外科等の手術をナビゲーションするためのプログラム

患者の体重等のデータから麻酔薬の投与量を容易な検証ができない方法により算出し，投与を支援するプログラム

などが該当すると定義されている。一方，

* 医療機器で取得したデータを，診療記録として

用いるために転送、保管、表示を行うプログラム

- * データ (画像は除く) を加工・処理するためのプログラム (診断に用いるものを除く)
- * 教育用プログラム
- * 患者説明用プログラム
- * メンテナンス用プログラム
- * 院内業務支援プログラム
- * 健康管理用プログラム
- * 一般医療機器 = クラス I (機能の障害等が生じた場合でも人の生命及び健康に影響を与えるおそれがほとんどないもの) に相当するプログラム

などは医療機器プログラムには該当しないとされ、よくお使いの電子麻酔記録システム等はこの定義から医療機器ではないものとして取り扱われている。

同じ装置でも細かな機能の追加によっては医療機器に、同じプログラムでも有効性の標榜の仕方によっては医療機器になる可能性があり、医療機器か非医療機器かの区別はなかなか難しい。まず開発を始める際に医療機器として開発するのか、非医療機器として開発するのかの判断はその後の大きな分かれ道となる。

2. 治験の要否

医療機器のリスクによる分類を上述したが、一方で薬機申請を行う際には以下の分類のどれに該当するのかを判断する必要がある。

- * 新医療機器 原則治験要
既承認医療機器と構造、使用方法、効能、効果又は性能が明らかに異なる。
- * 改良医療機器 治験要 or 不要
「新医療機器」と「後発医療機器」のいずれにも該当しない。
既存の医療機器と構造、使用方法、効能、効果又は性能が実質的に同等ではない。
治験の要否は安全性と有効性を、性能試験、動物試験等の非臨床試験成績又は既存の文献等によって評価が可能かどうかで決まる。

- * 後発医療機器 治験不要
既承認医療機器と構造、使用方法、効能、効果又は性能が実質的に同等である。

医療機器として開発を開始する場合、臨床的な有効性・安全性を性能試験や動物試験等の非臨床試験または既存の文献等によって証明することが不可能となると、治験を実施しなくてはならない。最近では、臨床的有用性を標榜するためにプログラム医療機器でも治験を実施するケースが出てきている。

特にこのソフトウェアとしての製品開発を行う場合、プログラム医療機器に該当するのかわからないかの判断はとても難しく、勝手に薬機法申請は不要であるとの判断のもとに進めてしまうと、リリース後に思わぬ形で足をすくわれることになりかねない。開発の初期の段階から医療機器に該当するのかどうか、また医療機器に該当する場合は治験が必要なのか不要なのかを都道府県の薬務課(ないしPMDA)とネゴシエーションしておくことが必須である。

治験を実施することは開発期間や開発費用に大きな影響を与えるため、治験を必要とする医療機器を開発するのか、必要としない医療機器として開発するのかはこれまた大きな判断の分かれ道となる。治験を必要とする場合、その開発費用をどうやって捻出するかは最大の問題となる。日本の医療機器メーカーの多くは中小企業であり、治験費用の捻出は困難なことが多い。その場合、医師主導治験を実施するか、AMEDに採択されるか、いかに治験費用を節約できる実施体制をとるかなど、ここでも重要な分かれ道がある。

3. 臨床開発の手順と費用

最後に、臨床開発の手順や費用について考慮しておくべきことを述べておく。

臨床開発は「探索的治験」「検証的治験」「薬機法申請」と進めていくのが一般的な流れである。医療機器は薬と違い機器が人体に及ぼす影響が明確なものも多く、数十例くらいの治験で検

証ができる機器もある。そのため医療機器では探索的治験は省略され、いきなり検証的治験を実施するというケースも多い。人体への影響が一部ブラックボックスのような治療機器（例えばうつ病の磁気刺激装置など）の場合、その適切な閾値を決定するために10~20例程度の少人数の探索的治験が実施されることもある。

昔は治験と言えば企業が実施するものであったが、現在では開発リスクがあったり開発コストや採算性に課題があったりするものは企業が治験に踏み込めないため、医師主導で治験をするというケースが増えてきている。患者数が少ない疾患や小児領域などは企業としてはビジネス的に実施したことがないことが多いため、その例が顕著である。

いずれにしても医療機器の開発は臨床研究 治験 薬機法申請と進めていくことになる。

臨床研究はかつてはあまり費用も時間もかけずに実施することができていたが、平成30年4月1日から「臨床研究法」が施行され、臨床研究を「お手軽に」行うことは実質的に不可能となった。特に、未承認医療機器の有効性・安全性を調べる研究や企業が資金提供する研究は「特定臨床研究」とされ、「特定臨床研究審査委員会(CRB)」という国から認定された倫理審査委員会での審査、厚労省のDBへの登録・報告、モニタリングや監査等の対応が求められるようになった。開発者にとっての費用と時間の負担は相当のものとなる。CRB設置施設は2020年2月29日時点で全国に98設置されているが、CRBに要する費用は施設ごとにまちまちで10万円弱から100万円超とまちまちである。

さらに、治験となれば医療機器の場合平均で24.1か月の期間と2.3億円の費用が必要といわれている

(それでも製薬に比べれば格安ではあるが...)。

最後に一点よくありがちなピットフォールにご注意いただきたい。薬機法の承認申請に使用できる臨床データは、GCP省令に基づいて実施された治験によって得られたデータのみとなる。現時点では臨床研究のデータをそのまま承認申請に使えるということにはなっていない。従って「臨床データが必要となる」医療機器の製品化を目指すのであれば、どこかの時点で臨床研究から治験に移行するという判断が重要となってくる。産学連携でよく失敗するのはここであって、研究者である医師の主目的は「論文化」ということが多く、臨床研究を頑張ってしまう製品化つながらないという点である。学術的研究においてはいろいろな項目を測定して、いろいろな患者さんに試してみることが重要であるが、治験は承認を取るために限られた予算の中で勝てる試験デザイン、つまり勝てる評価項目や評価方法、勝てる対象患者の選択基準などが重要であり、目的が異なるということをよく理解しておかなければならない。理想としては、「あたり」をさぐる臨床研究でいけると分かった(勝機が見えた)時点で、製品化のための治験フェーズに移行するという判断をする。そして製品化した後で、治験では評価しなかった項目や、いろいろな臨床応用例を踏まえて、それを「論文化」するということが、研究がしやすくなるという観点でも望ましい方法となる。

おわりに

今後、ご自分のアイデアを企業とともに医療機器として開発しようとお考えの先生方が、開発途中で道に迷ってしまわれぬことを切に願いたい。

医療機器の商品化への一本道

小林 武治

はじめに

医療機器市場は不況に強いと言われており、安定的に成長している。2017年度の日本の医療機器市場は約3兆円となり、過去最大の市場規模となった。2016年の医療費は約42.1兆円で、そのうち医療機器の占める割合は約7%である。金額ベースで治療機器（カテーテル、ペースメーカー等）が医療機器市場の約59%、診断機器（内視鏡、CT、MRI等）が約20%を占める。一般に治療機器の成長率が高く市場規模も大きいですが、輸入比率が相対的に高くなっており、成長率も高い。高齢化の進展や新興国の国際需要の拡大を受けて医療機器のグローバル市場も拡大傾向で、2014年時点で約40兆円となり、過去最大となっている。日本の輸出入額も増加傾向となっているが、2018年時点で約9,529億円の輸入超過である。

安倍政権は2013年に「アベノミクス三本目の矢」となる成長戦略「日本再興戦略」を閣議決定し、「戦略市場創造プラン」におけるテーマの一つとして、国民の「健康寿命の延伸」を掲げ、医療機器分野の開発・製品化支援を目的に国を挙げた体制作りが行われている。2014年には「国民が受ける医療の質の向上のための医療機器の研究開発及び普及の促進に関する法律（医療機器促進法）」が公布・施行され、2015年に日本医療研究開発機構（AMED）が発足するに至った。

医療機器開発は医療現場のニーズに基づいて行われることはもちろんのこと、医師等の医療関係者の協力が不可欠である。企業の医療機器開発者は、一般に医療関係者ではないことから医療機器のユーザになることができず、開発製品が本当に医療現場のニーズに合致しているかどうかは、開発者自身ではわからないことが多い。そこで、医療機器促進法では、医療関係者の責務として「国

が講ずる医療機器の研究開発及び普及の促進に関する施策に協力するよう努めなければならない」ことが定められた。逆に医療機器開発のプロセスは「医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律（医薬品医療機器法）」や「医療機器及び体外診断用医薬品の製造管理及び品質管理の基準に関する省令（QMS省令）」に基づいて行われるが、医工連携に参加する医療関係者はそれらの知識が十分でないことがある。

医療現場からのニーズの提供

医療関係者から医療機器開発企業に対して医療現場のニーズを提供するには、以下の3つの形態がある。

1. 医療現場の観察環境を提供する。
2. 医療関係者から課題を提供する。
3. 医療関係者からアイデアを提供する。

一般に部外者が医療現場に立ち入ることは困難である。医療現場の観察環境を提供するだけでも、医療機器開発担当者にとって極めて有益であると考えられる。例えば、以前の手術用吸引器がキック式と呼ばれるガラス瓶であった時代に、ある医療機器開発担当者とその現場において看護師が重たいガラス瓶を運び、汚物処理室で持ち上げて血液等の吸引物を流し捨て、手作業で洗浄している行為を見ていたとする。作業を行っている看護師はその日常業務を当たり前だと思って行っているにも、部外者の目線では重労働で危険な作業を行っていることに気づくこともある。そして、ガラス瓶を軽い樹脂製の容器とし、血液を油の処理剤と同様に固めてしまえば安全に処理できるというアイデアが生まれるかもしれない。このアイデアに対し、医療機器開発担当者は医療機器の該当性、薬事の手続き、保険の手続き、市場規模等を調査

していくことになる。

しかしながら、医療機器開発担当者も漠然と医療現場を観察すれば良いというものでもない。現場観察の方法がいくつか提案されているので紹介したい。

「BIODESIGN」は、2001年にスタンフォード大学のポールヨック博士らが、デザイン思考をもとにした医療機器イノベーションを牽引する人材育成プログラムとして開発した。開発の初期段階から事業化の視点も検証しながら、医療現場のニーズを出発点として問題の解決策を開発し、イノベーションを実現するアプローチを特徴とするプログラムである。現場観察から得られた多くのニーズを選定していくプロセスは、大いに参考になると考える。

「行為のデザイン」は、村田智明氏が提唱するデザインマネジメントの新しい手法である。人の行動に着目し、改善点を見つけて、より良く新しい形を見つけていく。医療現場を観察しているときに医療関係者の行動が滞るなど、行動に違和感を感じることがあれば、そこには医療関係者が気づいていない「バグ」があり、その「バグ」の中に潜在的なニーズがあるかもしれないと考える。

次に医療現場から抽出されたニーズの市場性や薬事規制について確認、検討する必要がある。

医療機器のマーケティングには確認すべき4C + Pがある。すなわち、医療機器区分 (Classification)、治療回数 (Cure)、価格・原価 (Cost)、競合と市場規模 (Competitor) と、患者数 (Patients) である。医療機器区分についてはPMDA基準課のウェブサイト、治療回数については厚生労働省のNDBオープンデータ、競合と市場規模については薬事工業生産動態統計年報や矢野経済研究所の市場調査資料、患者数については患者調査等が参考になる。

既存の医療機器の規制や同一性を調べる場合は、有料サービスであるが公益財団法人医療機器センターが運営する「JAAME Search」が活用できる。インターネットによる医療機器関連情報提供サー

ビスで、承認・認証された医療機器の情報等の検索が可能である。近年、保険関係の情報も追加され有用性が高まっている。ただし、届出された医療機器 (クラスI) については行政からの公表がないことからデータベースに入っていない。1週間の無料トライアルサービスが行われているので、必要に応じて試していただきたい。

薬事的なハードルを確認するにはPMDA基準課のウェブサイトが無料で活用できる。開発を検討している医療機器の一般的名称が検索できるほか、クラス分類、承認・認証基準を確認することも可能である。基準があれば、薬事手続きに必要な安全性試験の項目が確認できる。該当する一般的名称が見当たらない場合は行政への相談も考慮したい。全く新しい治療法を含むものであれば、PMDAのRS相談も考慮する。関西地区では、PMDA関西支部のテレビ会議システムを利用することができ、東京に行く必要がない。

医療機器の開発プロセス

医療機器の一般的な開発のプロセスとしては、探索、開発、前臨床、治験、薬事申請、承認取得、保険収載、出荷の各ステージへと進んでいく (図1)。開発ステージからはQMSのもと進められる。QMS省令第5節「製品実現」の第26条「製品実現計画」から第36条「設計計画の変更の管理」までに設計管理の要求事項が定められている。ウォーターフォールモデルと呼ばれる設計開発の手法を用い、設計へのインプットに対する設計からのアウトプットの検証、意図した用途・顧客ニーズに対する妥当性確認を行い、リスクマネジメントを実施して、これらの設計開発のサイクルを回して行く (図2)。また、基本要件基準に医療機器に適用される要求事項が定められており、第1章「一般的要求事項」は全ての医療機器に適用され、第2章「設計及び製造要求事項」は個別の医療機器により適用される条項が異なる。医療機器の安全性評価の期間や薬事審査の期間が上市までのスケジュールに影響を与えるため、必要な試験項目

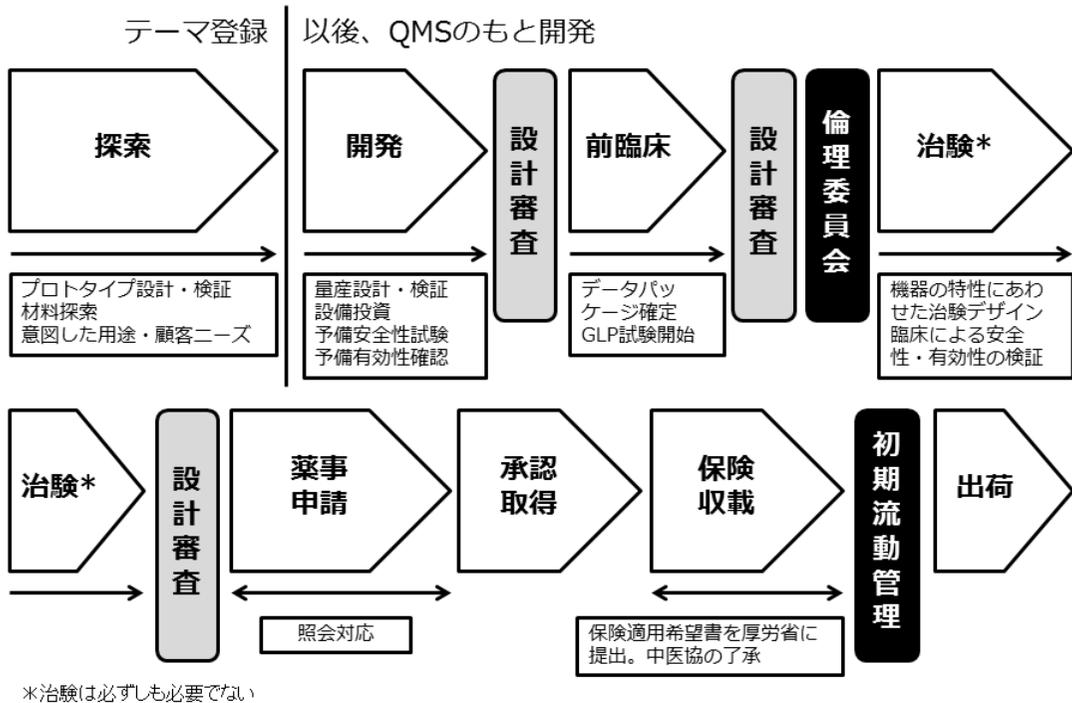


図 1 医療機器の開発プロセス

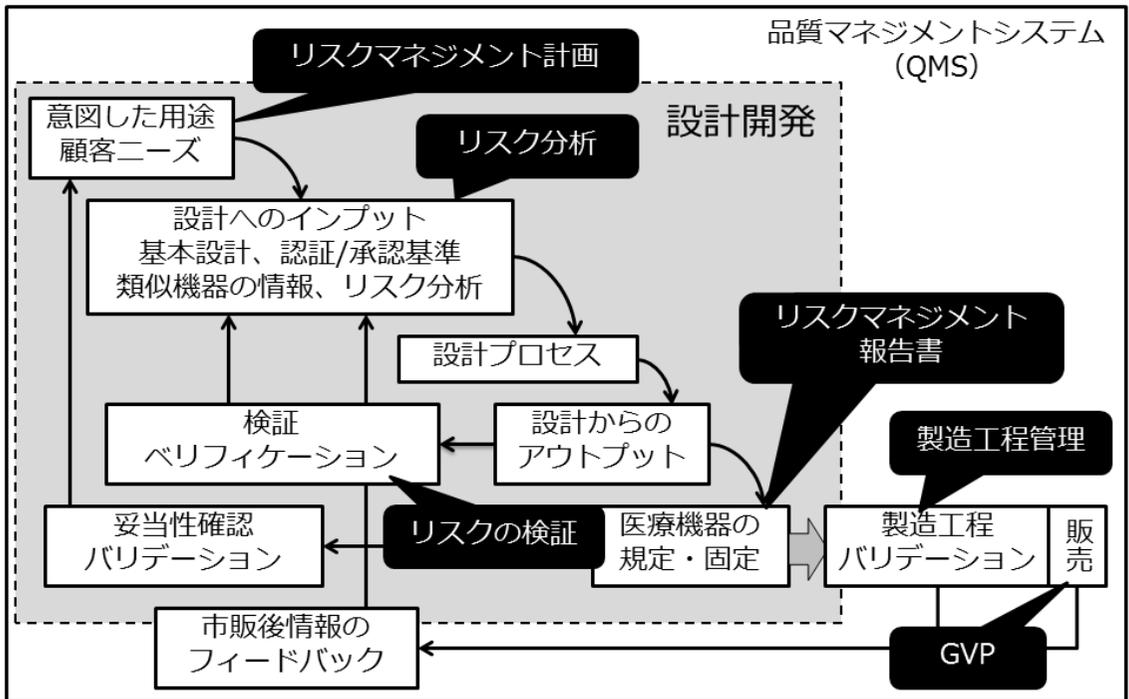


図 2 設計開発サイクルとリスクマネジメント

や薬事手続きについては、企画段階で調査しておく。薬事審査については、行政と業界で協力して審査迅速化の取り組みが行われており、現在ではPMDAの目標値により審査期間が概ね把握できる。なお、治験は必ずしも必要ではない。

各ステージが終了した際にはステージ内で行われたことが適切かどうかをレビューするための設計審査が行われ、次のステージに移行するか判断される。設計審査は医療機器開発におけるマイルストーンとなる。

医療機器開発プロセスの中で、特に重要と考えるのが探索ステージである。企画段階で開発商品の特性を明確にすることが必要である。特性が明確化することで、必要な安全性評価や薬事審査の期間を把握し、上市までの開発計画を策定する。ビジネス全体については、事業の見える化のためのフレームワークにビジネスモデルキャンパスがある。ビジネスモデル全体の把握に役立つと考えるのでぜひ作成されたい。ビジネスモデルキャンパスは、ビジネスモデルを9つの要素に分類し、それぞれが相互にどのように関わっているのかを図示したものである。ビジネスモデルキャンパスのメリットは、A4用紙1枚で視覚的にビジネスモデルを把握できることである。

おわりに

医療機器開発では初期のニーズ探索から企画立案のステージが極めて重要と考えている。企画段階で開発する医療機器の特性を調査し明確化することが必要である。設計が終わってから安全性試験や薬事、保険について調べては手遅れである。デザイン思考による試行錯誤やプロトタイプングは必要だが、コンセプトをまとめる時には、開発戦略、知財戦略、薬事戦略、保険戦略、事業戦略を検討、立案し、全てを同時進行することで商品化への一本道を歩いていくことができると考えている。最後に、是非とも医療現場のアイデアを発信していただきたいと願います。ニーズ発信

できる機関が複数存在する。例えば、AMEDが運営する「医療機器アイデアボックス」、日本医師会が運営する「医師主導による医療機器の開発・事業化支援事業(JMAMDC)」、大阪商工会議所が運営する「次世代医療システム産業化フォーラム」、東京都医工連携HUB機構が運営する「クラスト研究会」などがある。

参考文献

1. 経済産業省における医療機器産業政策について(令和2年2月版)
2. 国民が受ける医療の質の向上のための医療機器の研究開発及び普及の促進に関する法律(平成二十六年法律第九十九号)
3. 医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律(昭和三十五年法律第百四十五号)
4. 医療機器及び体外診断用医薬品の製造管理及び品質管理の基準に関する省令(平成十六年厚生労働省令第百六十九号)
5. ステファノス・ゼニオス, ジョシュ・マコーワー, ポール・ヨック, 「パイオデザイン日本語版」, 株式会社薬事日報社, 2015.
6. 村田智明, 「問題解決に効く「行為のデザイン」思考法」, 株式会社CCCメディアハウス, 2015.
7. 医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律第41条第3項の規定により厚生労働大臣が定める医療機器の基準(基本要件基準)(告示第122号)
8. アレックス・オスターワルダー, イヴ・ピニユール, 「ビジネスモデル・ジェネレーション ビジネスモデル設計書」, 株式会社翔泳社, 2012.
9. 菊地 眞, 「医療機器開発ガイド 開発前から市販後までのステージ別, 規制対応の指針」, 株式会社じほう, 2016.
10. 特定非営利活動法人医工連携推進機構, 「医療機器への参入のためのガイドブック第2版」, 株式会社薬事日報社, 2017.

著者連絡先:

小林武治

〒594-1157, 大阪府和泉市あゆみ野二丁目6番2号

大研医器株式会社 技術本部 開発部 薬事・

知財課 課長, 医療機器安全管理責任者,

医療機器 GLP 運営管理者

一般社団法人医療健康機器開発協会 理事

Phone: 0725-51-2134

e-mail: kobayashi@daiken-iki.co.jp

実用化したいテクノロジー ~ デジタルガジェットについて ~

森田 知孝

はじめに

私が初期研修医として麻酔科研修を行った十数年前は、麻酔記録こそ手書きによる記入ではあったものの、心電図や SpO₂、血圧などのバイタルデータは生体情報モニタが自動測定し、サーバに保存される仕組みになっていた。また麻酔器も呼吸様式などを設定すればそのように動作してくれるものであった。諸先輩の体験談では、呼吸バッグによる手動換気を行いながら聴診器で心拍数や呼吸音を確認し、全身管理を行っていたという。

また、この十年間でも自動麻酔記録システム (AIMS) の導入、エコーガイド下穿刺など、麻酔に関連する技術が進歩し、麻酔そのものが進化したと言える。

本稿では、第 36 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会でのシンポジウム「展示会で探す、これからの麻酔で使えそうなテクノロジー」¹⁾ を踏まえて、今後製作可能なデジタルガジェット、あるいは既存の製品の麻酔・集中治療領域での使用について言及する。

初期研修医時代を振り返って

十数年前に広島総合病院に初期研修医として入職し、最初に研修した診療科が麻酔科であった。麻酔記録は手書きであったが、カルテは既に電子化されており、全ての手術室に BIS モニタが設置されていた。麻酔器にはパソコンが併設されており、麻酔薬の血中濃度や効果部位濃度を計算できた。これらは麻酔科主任部長であった中尾正和先生の努力から成るものであり、今思えばテクノロジーの面で非常に恵まれた環境にいたと思われる。

二年間の研修中にレミフェンタニル、ロクロニウムが麻酔薬に加わり、全静脈麻酔が少しずつ変化をしている中、更に AIMS と TOF ウォッチが導入された。AIMS の導入によって麻酔科医は麻酔記録の記入に翻弄されることがなくなり、記入様式が統一された。それに留まらず、データ収集や解析が容易になり、若手医師への教育や処理を繰り返すことによる新たな知見の可能性 (データマイニング) を生み出した²⁾。また、TOF ウォッチは従来の筋弛緩状態の評価を主観的なものから客観的なものへと変えた。

このように、たった二年間でも、麻酔初心者であった私ですら技術の進歩を感じ取ることができた。それを思えば、諸先輩方が体感した進歩は私の想像を遙かに超えるものではなかっただろうか。

ここ十年前後で導入・開発されたもの

AIMS の機能はただバイタルデータを記録するだけに留まらない。例えば、電子カルテとリンクすることで手術予定の管理が可能になり、投与した薬剤の量や速度の入力によって AIMS 内で麻酔薬の血中濃度や効果部位濃度が計算できるようになった。また、術前後の診察記事の入力も可能になり、麻酔科医の仕事は AIMS なしではできない施設が増えている。

エコーガイド下中心静脈カテーテル挿入や神経ブロック、経食道心エコーの普及に伴い、超音波診断装置が様々な形に進化したことは無視できない。中心静脈カテーテル挿入に特化した機器、神経ブロック針の描出を容易にする方法の進歩は麻酔導入時の処置や術後鎮痛を大きく変え、初心者でも高難易度の技術を身につける近道となっている。

気道管理に関するデバイスは、私が研修医だった頃からエアウェイスコープやグライドスコープがあったが、挿管困難時の補助器具としての用途が多かった。ところが McGrathTH MAC の登場によってビデオ喉頭鏡の使用頻度は劇的に多くなり、使用する場所や診療科を選ばなくなっている。また、i-gel は初めて使用する者にとっても気道確保を容易に可能にするデバイスとして急速に普及した。

TOF ウォッチは既に販売終了しており、それに代わるデバイスの開発が進んでいる。また、生体情報モニタに組み込まれているものも多く、メーカ毎に様々な工夫が凝らされている。

CEATEC 2019

上記のような新しい技術は、多分野の発展抜きには考えられなかったものである。また、本来は麻酔のために作られたものでなくても、麻酔の進化に寄与したものは多数ある。例えば、映像技術の進歩はめざましく、地デジ化も相まってディスプレイの開発が一気に進んだ。また、スマートフォンやタブレットの普及も忘れてはならない。麻酔に限らず医療に関する様々なアプリケーションソフトが開発され、その中で麻酔科医に最も関連付けられるのは薬物動態をシミュレーションできるアプリケーションだろう。

このような次世代の技術をいち早く体験できるのが、毎年開催される CEATEC である。CEATEC は 2019 年で 20 周年を迎えたイベントで、Society 5.0 や人工知能 (AI) が大きな話題を呼んだ。そんな中、皮膚呼吸可能なナノメッシュセンサー³⁾ や、6 年ぶりに出展した SONY が発表した医療用ディスプレイなど、今後の医療に役立つことが期待される研究が展示されており、これらをきっかけに麻酔・集中治療領域が新たな技術を取り入れることも決して少なくない。

私が求めるガジェット

上記のような麻酔・集中治療領域に関わる機器の発展、そして CEATEC で目の当たりにした新

たな可能性を加味して、私が今欲するデジタルガジェットを考えてみた。

例えば、輸液バッグの残量を計算する機器はどうだろうか。麻酔科医にとって輸液管理は非常に重要な任務の一つであり、その補助をしてくれるものである。輸液回路内の気泡を検知する機器はあるが、これに輸液速度を計算する機能が付随すればなおよい。過去の日本麻酔・集中治療テクノロジー学会でもいくつか報告例があり、期待されている機器の一つと言える。

生体情報モニタ内の数字を表示するスマートグラスは、手術室をラウンドする立場にあれば、一度は欲しいと思ったことはないだろうか。各手術室内で鳴るアラームをいち早く認識し、緊急時の対応が早くなることが期待できないだろうか。スマートグラスが煩わしいようであれば、スマートウォッチでもよいと思う。スマートウォッチであれば電話のように通話も可能になり、短いメッセージの送受信も可能になる。

ビデオ喉頭鏡は今後更に軽量化や映像の鮮明さが向上し、これまでのように手取り足取りで気管挿管を教えることは二度となくなる可能性もある。4D エコーを用いて完全エコーガイド下での中心静脈カテーテル挿入もできるようになるかもしれない。また、顔写真を撮影することでオトガイ甲状切痕間距離が測定できるアプリケーションが開発されれば、気道確保困難が予測しやすくなる。

このように、製作となると少し先のことになってしまうが、この十数年間の動きを体感してしまうと期待せずにはいられない。

私の想像する数十年後の 麻酔科医像・麻酔科環境

2015 年以降ディープラーニングが注目され、AI の発展は計り知れず、AI が雇用に与える影響についても研究が進んでいる。おそらく麻酔・集中治療への AI の介入も数年後には現実になるだろう。ディープラーニングによって、AI が術野を確認すればその手術の進行状況や終了時刻を予測で

きるようになるかもしれない。麻酔科医はそれに併せて麻酔薬を調整するだけになり、今よりも考えて麻酔をすることが少なくなるかもしれない。あるいは、AI がその調整すら行うようになるかもしれない。このように考えていくと、AI の発展に伴って麻酔科医の仕事がどれだけ残されるか不安になってしまう。

しかし、AI の傘下に入ってしまうことはあってはならず、“いかに AI と共存するか” が今後の大きな課題になると考える。AI は確かに有能であるが、治療される患者は人間であり、我々麻酔科医も人間である。人間同士でないとできないコミュニケーションがあれば、人間同士でないと

生まれないアイデアもある。他にも AI にはできない領域はあるだろう。それらに重点を置き、我々の存在価値を見いだすことが AI との共存に繋がらないだろうか。

参考文献

1. 森田知孝．ウェアラブル EXPO で見つけたテクノロジー．麻酔・集中治療とテクノロジー 2019: 29-31, 2019.
2. 森田知孝, 内田整, 萩平哲, 眞下節．自動麻酔記録システムから解析した血圧低下に対する研修医の反応．麻酔・集中治療とテクノロジー 2011: 130, 2011.
3. Kaltenbrunner M, et al. An ultra-lightweight design for imperceptible plastic electronics. Nature 499(7459): 458-63, 2013.

現在の術中痛みモニターの不足点と信頼できる

術中痛みモニターの必要条件

中村隆治

はじめに

侵襲の大きな手術では、循環動態に様々な要素が影響する。たとえば、出血量 5,000g、輸液量 10,000ml、輸血量全血相当 2,000ml、血圧 80/40mmHg、心拍数 110bpm、パルスオキシメーターはかるうじて SpO₂ 測定が可能という程度に振幅が乏しい、という状態の患者がいたとする。BIS 値は 40 で、プロポフォールを 250mg/h、レミフェンタニルを 1mg/h で投与している。この患者の管理はどのようにするのが正しいのだろうか。パルスオキシメーターの低振幅と頻脈から“痛い”とかんがえ、レミフェンタニルを増量すべきなのだろうか。それとも、レミフェンタニルを減量し、血圧上昇を期待すべきなのだろうか。BIS 値が低いことから考えると、プロポフォールを減量すべきなのだろうか。それとも、プロポフォールとの相互作用を考え、レミフェンタニルの減量を行うべきなのだろうか。BIS が低いからレミフェンタニルの投与量を減らすのは、鎮静レベルが深いので、刺激を与えて目を覚まさせるということであり、あまり患者さんに優しい麻酔ではない印象を受ける。しかし、そのような麻酔管理で予後が悪化するとの根拠はなく、“正しい”鎮静・鎮痛のバランスは非常にあいまいである。

鎮静と鎮痛のバランス

目的とする麻酔深度を得るためのプロポフォールとレミフェンタニルの量は相乗作用を示す下に凸のアイソボグラム¹⁾で表される。アイソボグラムでは鎮痛薬を増やし、鎮静薬を減らした場合と、鎮痛薬を減らし、鎮静薬を増やした場合では、麻酔深度は等しい。では麻酔深度が等しくても、麻酔の質としては等価といえるのか。

薬剤の用量反応曲線はシグモイド曲線を描く。そのため、薬物動態学的には、過量投与では量のわりに効果は得にくい。そのため、アイソボグラムの中央付近で鎮静薬と鎮痛薬のバランスをとるのが、最も効率的と考えられる。

痛みモニターの現状

現在用いられている痛みモニターとしては、Huiku らが 2007 年に提案した Surgical preth index(SPI)²⁾ や、Ben-Israel が 2013 年に提案した Nociception Level index(NoL)³⁾ などがある。このようなモニターを、先程述べたアイソボグラムの中央に鎮静・鎮痛のバランスを落とし込むことを目標に用いた場合を考えてみる。まず、気管挿管や皮膚切開に必要と推測するよりも多い鎮痛薬を投与する。続いて、鎮静薬の投与を開始し、入眠後に鎮静薬の投与量を、BIS 値が 40~60 の範囲になるよう減量するこの状態は大きく鎮痛方向に寄った状態になる。続いて、痛みモニターの値が適正な範囲になるよう、鎮痛薬を減量していく。理論的には、これにより、アイソボグラムの中央付近、つまり、鎮静薬と鎮痛薬のバランスが最も適切な部分に、麻酔深度を落とし込むことができるようになる。理屈上は逆に鎮静寄りの状態からアイソボグラムの中央に移動することも可能だが、結局のところ、気管挿管や皮膚切開などの刺激に備えて痛みモニターの値が低くとも鎮痛薬を増やすことが予想されるため、二度手間となる可能性が高い。

では、このような管理に SPI や NoL を用いることの問題は何なのか。SPI と NoL はともに、パルスオキシメーター振幅や皮膚コンダクタンスなどの交感神経性皮膚血管応答の測定器と心拍数な

どの循環系の測定器の測定結果を統合して痛み度を算出する。このうち、循環系の測定値はまだ変動範囲が小さいが、交感神経性皮膚血管応答の測定値は非常に変動範囲が広い。例えば、パルスオキシメーターの振幅は、健康な若年者では自律神経機能が低下した高齢者と比べると10倍程度大きいことがよくある。一方、侵害刺激が加わると、むしろ若年者のパルスオキシメーター振幅のほうが高齢者より低いくらいにまで減弱することも経験する。個人差だけでなく、個人内での変動範囲も非常に広く、測定値の絶対値で交感神経の緊張状態を判断するのは難しい。では、SPIやNoLはこの問題に対して、どのように対処しているのか。これには、両モニターの計算方法を見てみればよい。まず、SPIは以下の式で計算されている。

$$SPI = 100 - (0.7 \times PPGA_{norm} + 0.3 \times HBI_{norm})$$

(PPGA:パルスオキシメーター振幅, HBI:心拍間隔)
ここで、normというのは得られた測定値を独自の度数分布表で除することで0~100に正規化したものを指す。測定開始時には、正規化に用いる度数分布表には以前の研究から得た population data を用いる。その後、5分以上個人データが集まると、個人データの使用割合が70%で固定される。NoLも同じような方法で正規化を行う。NoLは、最初の10分はすべて population data を用いて正規化を行う。その後、30分程度をかけて個人データの利用率が70%まで上がっていく。

この方法による正規化には2つの問題点がある。まず、正規化に用いられる基準データは過半が個人データである。そのため、SPIやNoLの測定値は、個人内の変動を示しており、これらの測定値を別の症例と比較することの意味は乏しい。つまり、ある患者のSPIやNoLが40であり、別の患者が60であったとして、どちらの患者のほうが痛まっているか、という比較はできない。もう一つは、正規化に用いられる基準データはその測定値が算出されるまでの間に収集されたデータであり、その個人の真の基準データと近いという

保証はない。例えば、SPIは収集データのヒストグラムから基準データを作成するため、PPGAやHBIが高い状態であえて麻酔管理を続ければ、基準データの中にSPIが高い状態のデータが多くなることで次第にSPIが低下していく可能性がある。つまり、個人内のデータで正規化を行うモニターの測定値の意味は、今までの管理状態に対して痛み度が上昇傾向にあることや、下降傾向にあることを示しているだけでも言える。これは、モニター機器の性能評価において非常に重要な要素である再現性に欠けていることを示す。

SPIやNoLなどのパルスオキシメーターや皮膚血管抵抗などの末梢の交感神経指標を用いたモニターにはもう一つ、痛み以外の交感神経緊張促進要素に影響を受けやすいという問題がある。もちろん本来が循環のパラメーターであり、鎮痛管理とまったく別の理由でコントロールが行われる心拍数や血圧に比べれば、末梢交感神経モニターは痛みを反映する。しかし、手術中に核体温や、室温が下がって皮膚温が下がれば、容易にパルスオキシメーターの振幅は減少する。

クローズドループモデルと痛みモニター

麻酔管理をロボットで行う場合、薬剤の投与に対して結果の測定を行い、それに対してフィードバックを行うことでクローズドループを形成する必要がある。この時、投与を考慮できる薬剤は鎮静薬と鎮痛薬が2つある。前述のアイソボログラムの中央を目指すように管理を行う場合、鎮静と鎮痛の両方に信頼できる結果のモニターが必要となる。

しかし、現状で利用できる(本邦ではまだだが)SPIやNoLなどのモニターは個人内の変動の測定が主体であり、BISなどの処理脳波モニターに信頼性の面で明らかに劣る。もちろん、実際にはBIS値の根拠はあいまいであり、実際には個人間でBIS値を比較できるとする根拠はあいまいである⁴⁾。実際に、BIS値を60以下に保つことによる術中覚醒リスクの低減は、証明されてい

ない⁵⁾。しかし、BIS は同じ脳波に対して同じ測定値を示すことは期待できる。一方、SPI や NoL は同じ測定データに対して同じ値を示す根拠はない。つまり、SPI や NoL では、鎮痛薬を投与することで痛み度が低下したことは測定できるが、痛み度の変化の大きさを鎮痛薬の投与量を調節できるかは疑問が残る。

理想の痛みモニター

理想的な痛みモニターの条件は、まず痛み以外の要素に影響を受けにくいことがある。それと、個人内の変動ではなく、個人間で痛みの度合いを比較できる必要がある。加えて、測定値の再現性が必要である。これらの要素を満たす痛みモニターはない。今後、痛みモニターが新たに開発されたとしても、先に述べたような交感神経緊張の強度を測定するパルスオキシメーターや皮膚血管抵抗の強度を用いるもので上記を満たすのは望み薄である。これらの信号を用いる場合には、筆者は変化のパターンなどの時間軸方向の信号変化から、

何らかの情報を取り出すことが一つの候補かと考えているが、実現の見通しは立っていない。ほかに、マイクロニューログラフィーで痛み刺激に対する交感神経の遠心性信号の発生の有無やパーストの頻度を測定できれば、痛みの測定に有用かもしれない。しかし、非侵襲的にマイクロニューログラムを測定する手法は確立されていない。

参考文献

1. 小坂橋俊哉. 術中覚醒のモニターとその予後 Smart-Pilot View. 日臨麻会誌. 32(5), 709-715, 2012.
2. Huiku M, et al. Assessment of surgical stress during general anaesthesia. British Journal of Anaesthesia, 98(4), 447-455 2007.
3. Ben-Israel N, et al. Monitoring the nociception level: a multi-parameter approach. J Clin Monit Comput, 27, 659-668, 2013.
4. 萩平哲. 麻酔科医のための周術期モニタリング 1章 1-1 BIS モニター. 中山書店, 2-4, 2016
5. 木山秀哉. 術中覚醒のモニターとその予後 術中覚醒を防ぐためのモニタ. 日臨麻会誌. 32(5), 700-708, 2012.

麻酔・集中治療とマンマシンインターフェイス

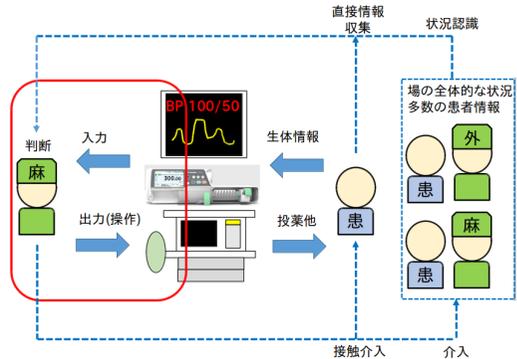
小原伸樹

はじめに

麻酔・集中治療の現場において、医師には、多くの情報を認識して統合・判断し、行動に反映させる能力が求められる。その一連の行動の多くに、医療機器が介在している(図1)。それらを安全・快適に利用するためには、マンマシンインターフェイス(MMI,あるいはヒューマンマシンインターフェイス)、すなわち医療機器と使用者の間における情報の入出力に関する環境が、最適化されている必要がある。本稿では、麻酔・集中治療領域におけるMMIの基本的な考え方と今後の展望、開発や既存品の利用における課題について、私見を交えて述べる。

MMIの現状と展望

MMIの使用者にとっての情報入力(医療機器にとっては出力)としては、ディスプレイを用いた視覚によるものと、スピーカーによる音声によるものを組み合わせたものが一般的である。使用者の行動を反映、つまり出力用としては、モニタ機器のスイッチや画面上のタッチパネル、キーボードおよびマウスが一般的である。残念なことに、医療現場で現行使用されている機器よりも、生活家電や自動車、あるいはゲームや動画再生環境などのエンターテインメントに使用されているものの方が、より進んだMMI技術を採用しているようである。例えば、音声入力やハンドモーションキャプチャーによる複雑な情報入力は既に珍しいものではなく、ヘッドマウントディスプレイを用いて現実世界と電子情報を重ねて表示することも容易かつ安価に可能である。従って、今後当面は、それらの中で医療現場での運用に適切なものが導入



マンマシンインターフェイス:
人間と機械との仲介を行う機器、または作法

図1. 麻酔・集中治療の現場におけるマンマシンインターフェイスの概念図

されていくのが現実的と考えられる。実際に、民生品を応用したデバイスの利用が多く行われている¹⁾。

このような新たなデバイスについては、開発者にとっては技術的には可能でも、各種の規制による制約を受けないか、そして利用者側にとっては、従来の製品と比較して明確な利点があるかどうか最初の問題となる。例えばヘッドマウントディスプレイであれば、従来型のモニタの数を減らすことによって医療現場における空間の確保や、エコーガイド下中心静脈カテーテル挿入や神経ブロックのような侵襲的な手技中に、モニタを見るために術野から視線をそらす必要がなくなり、安全性が向上することがメリットとなる。一方で、得られる情報が従来とあまり変わらない場合、多少便利にはなっても使用者の手間や行動の制約が増える可能性がある。それが臨床現場でのスピード感にそぐわないものであれば、継続的な利用はなされず、アイデアや技術が高度であっても、ビジネスとしての成功率が下がる。従って、開発の段階から、現場の必要度や使用感に最大限の留意が

表 1. NASA-TLX 下位尺度の定義²⁾

項目	端点	説明
精神的要求	低い/高い	どの程度、精神的かつ知覚的活動が要求されましたか？(例、思考、意思決定、計算、記憶、観察、検索、等)作業は容易でしたか、それとも困難でしたか。単純でしたか、それとも複雑でしたか。苛酷でしたか、それとも寛大でしたか。
身体的要求	低い/高い	どの程度、身体的活動が必要でしたか？(例、押す、引く、回す、操作する等) 作業は容易でしたか、それとも困難でしたか。ゆっくりしていましたか、それともきびきびしていましたか。ゆるやかでしたか、それとも努力を要するものでしたか。落ち着いたものでしたか、それとも骨の折れるものでしたか
時間的切迫	低い/高い	作業や要素作業の頻度や速さにどの程度、時間的圧迫感を感じましたか？ 作業ペースはゆっくりしていて暇でしたか、それとも急速で大変でしたか。
作業到達度	良い/悪い	実験者(あるいは、あなた自身)によって設定された作業の達成目標の遂行について、どの程度成功したと思いますか？ この目標達成における作業成績にどのくらい満足していますか？
努力	低い/高い	あなたの作業達成レベルに到達するのにどのくらい一生懸命(精神的および身体的に)作業を行わなければなりませんでしたか？
不満	低い/高い	作業中、どのくらい、不安、落胆、いらいら、ストレス、不快感、あるいは安心、喜び、満足、リラックス、自己満足を感じましたか？

求められる。使用感に関する評価は、開発段階では何らかの方法でなされているものと考えられるが、一般にその内容にはアクセスしにくい。評価が研究として行われる場合、メンタルワークロード評価手法である NASA-TLX(表 1)²⁾ のような指標で客観評価されることが多い。この場合、対象とする機器の MMI だけではなく、比較対象が必要である。

医療者への情報入力のための MMI

現行の MMI からの情報入力においては、使用者の五感のうち視覚に大きく依存しているため、視認性の良さがとくに重要であり、コンピューターが医療現場に投入されて以降、いわゆる人間工学や医療安全の視点から、特に「画面の見やすさ」について多くの改善がなされてきた。今後は、前述のようにエンターテインメント分野ですでに利用されている拡張現実ディスプレイの導入が予想される。これはユーザーと周囲の間にある透明ディスプレイと考えることができ、そこにテキストや

画像を重ね、私たちの周囲の世界を見る能力を拡張するものである。特に、麻酔・集中治療分野では常時バイタルサインを含む患者情報に視野のどこかでアクセスできるのが理想的であるため、相性が良いと考えられる。視覚以外の聴覚や触覚に訴えるものとしては、高性能なイヤホンや、バイブレーション機能をもつ何らかのデバイスを身につける手法が考えられる。

いずれの方策にせよ、基本的には、これまで以上に多く多くの情報を集約し、医療者に提供するものであるが、使用者としては大量の情報に対する解釈を迫られるという見方もできる。特に、多すぎる警告による「アラーム疲れ」は、医療者の反応を弱め、悪影響を及ぼす可能性が指摘されている。Winters ら³⁾ は、この題材の系統レビューの中で、「アラームの統合」が負荷を減らすのに有用な可能性を示唆している。そのためには、機器の進歩に伴い得られる大量の情報のうち、実際に医療者が、どの情報を用いて行動へ反映させているかの検証が必要であり、今後のビッグデータ解析の対象になると考えられる。

医療者からの情報出力 (医療機器制御) のための MMI

一般に、医療機器のコントロールパネル画面上の GUI (graphical user interface) ボタンあるいは、画面の外に配置されたスイッチやダイヤルで情報入力をする。例えばかつての麻酔器においてガス流量や人工呼吸器設定について、別々の装置の操作を要したものが、近年のものでは同じ画面上で操作可能になったように、操作系が集約される傾向にある。シリンジポンプについても、本体から離れた画面をワークステーションとして操作する有用性が検討されている⁴⁾。この延長として、複数の用途の異なる機器を一つの画面上で操作することも技術的には可能と考えられる。加えて、音声入力や、マウスの代わりにアイトラッカーを用いた視線入力も、潜在的に応用可能な技術である。しかし、これら新しい技術は、各種規制により当局の認可が得られない可能性がある。

スイッチがスイッチであるのが わかりにくい

人工呼吸器で「換気開始」のボタンが分かりにくい機種が存在する (換気条件を設定し確定しても、それだけでは換気が開始されない)。他にも、タブレットの形状を模したエコー機器の中には、スイッチが画面外に存在し、隣接した画面上にそのスイッチの機能が表示されているため、使用者はそれを GUI ボタンと誤認してタップしてしまう (その指による操作を画面は認識しない) といったミスが起きやすい機種もある。このような機器の場合、特に慣れていない使用者がパニックに陥った際に正しく利用できない可能性が上がるため、ラベルを貼るなどの工夫を要する。

同じ種類に区分される機能を持つ スwitchが離れたところに 分散している

人は、近くにある情報を同じグループだと思う⁵⁾。そして、脳は関連ある情報は全て与えられていて、その中に因果関係があると思込む傾向がある。例えば、人工呼吸器で、使用前テストに関する GUI ボタンがある程度集合しているが、離れたところにもやはりテストに関するスイッチがあった場合、後者の機能は存在しないものと誤認されやすい。ただし、医療機器の特に安全に関わる部分では、誤操作を防ぐためにあえて操作性を悪くしている場合もある。

情報が多すぎる

情報は取捨選択で減らす必要がある。例えば、バイタルサインを統合表示するモニタにおいて、ある項目を測定する機器が接続されていない場合に、実際には情報がないにも関わらず項目名と何らかの値が表示され続けるような機種では、見やすくするために表示をカスタマイズする必要がある。

医療者から発せられる情報を 共有するための MMI

手術室内に配置される機材の増加に対応するために、新築される手術室の面積は広くなる傾向にある。手術室内で勤務する麻酔科医は地域によっては不足しており、一人の指導医が、複数の医師を監督して麻酔を行う状況がみられる。タスクシフティングの流れから、今後は看護師など多職種による麻酔管理を、麻酔科医が統括する状況も起こり得る。このため、手術部門の面積増により、麻酔科医の動線が長くなることが、安全管理上問題になり得る。現在でも、複数の手術室から得られたバイタルサイン等の情報や、術野カメラの情報を集約し、別室で総覧するのは可能であるが、それを監督者がポータブルデバイスで移動しながら監視できるシステムも現れている⁶⁾。今後はさらに、麻酔担当者が装着したカメラからの画像情報を自動転送するシステムが用いられるようになるかもしれない。

近年、麻酔・集中治療の現場においても、疲労下での長時間勤務を含む労働環境が問題視されている。現行では出退勤時のタイムスタンプや時間外労働時間の自己申告による客観評価が行われているが、今後は各種テクノロジー技術を用いた、医療従事者のモニタリングも重要になってくる可能性がある。すでに、東広島市役所で行われた、第5世代移動通信システム(5G)を活用したスマートオフィスの実現に向けた実証試験⁷⁾においては、職員の生体モニタリングが行われている。さらに、上述したアイトラッキングシステムや8k(約3300万画素)モニタを用い、麻酔科医の視線の動きや手元の鮮明な画像データが得られれば、医療安全管理上も有用かもしれない。

このようにして蓄積される、手術部門や集中治療部門の動画データのリアルタイム解析により、部門単位の「業務負荷量」や「危険度」を客観評価できる可能性がある。また、これらのテクノロジーの導入により、従来の臨床研究では得られなかった、臨床行動の改善に寄与する新たな知見が集積することが期待される。

まとめ

麻酔・集中治療領域における、医療者と患者情報などを取り扱う機器の間を取り持つMMIについて、今後はエンターテインメント分野で実用化されている方法の導入によるさらなる発展が望まれ

る。加えて、医療者から得られたデータの解析による新たな知見が期待される。

引用文献

1. Kasuya Y, Moriwaki S, Inano C, Fukada T, Komatsu R, Ozaki M. Feasibility of the head-mounted display for ultrasound-guided nerve blocks: a pilot simulator study. *J Anesth.* 2017;31:782-4.
2. 三宅 晋司. メンタルワークロードの計測と解析?NASA-TLX 再考?. *人間工学.* 2015;51:391-8.
3. Winters BD, Cvach MM, Bonafide CP, Hu X, Konkani A, O'Connor MF, et al. Technological Distractions (Part 2): A Summary of Approaches to Manage Clinical Alarms With Intent to Reduce Alarm Fatigue. *Critical care medicine.* 2018;46:130-7.
4. Syroid N, Liu D, Albert R, Agutter J, Egan TD, Pace NL, et al. Graphical user interface simplifies infusion pump programming and enhances the ability to detect pump-related faults. *Anesth Analg.* 2012;115:1087-97.
5. Weinschenk S (武舎広幸, 武舎み, 阿部和也 訳). *インターフェースデザインの心理学.* 2012 東京. オライリー・ジャパン.
6. AlertWatch.<https://www.alertwatch.com/>
7. ソフトバンク株式会社. https://www.softbank.jp/corp/news/press/sbkk/2019/20190523_01/

連絡先:

福島県立医科大学附属病院
手術部/麻酔疼痛緩和科
9601295 福島県福島市光が丘1
Tel: 0245471342
Fax: 0245480828
Email: obashin99@gmail.com

学術活動に有用なコンピュータの Tips

萩平 哲

現在では学会発表はデジタルプレゼンテーションが一般化しているし、ポスター発表も電子化された原稿を印刷したものを展示するもしくは poster が一般化している。論文の投稿や査読もオンライン投稿やオンライン査読がほとんどであると言っても良い。従って医師は、学会発表や論文作成にコンピュータを用いるのが当たり前になっている。部局内で行う抄読会の資料なども同様にコンピュータを使用して作成することが一般的だろう。そして、これらの資料作成を行うにもマイクロソフトのオフィスソフトウェアがあればほぼ可能である。

しかしながら、写真の加工や、グラフ作成、イラスト作成などはオフィスに含まれるソフトウェアだけでは難しい。これらをうまく行うにはそれら以外のソフトウェアをうまく活用することが必要である。

本セミナーでは、演者が日頃用いているソフトウェア及びそれらの使用方法について解説する。みなさんの参考になれば幸いである。

1つ目は、写真などの画像を操作することに関してである。論文投稿ではイメージファイルの解像度が規定されていることが多い。例えば 300 dpi 以上とか 1200 dpi 以上とかの指定が投稿規定に記載されている。また、デジタルプレゼンテーションでの画面上では綺麗に見えていたグラフが、印刷物にすると荒い画像になってしまった経験のある方もおられると思われる。これも解像度の問題である。デジタルプレゼンテーションを行う際にも常に紙媒体になる可能性を考慮して適切な解像度のイメージを使用するようにしておけばこのようなトラブルを避けることが可能となる。演者は Windows で動作する IrfanView というフリーソ

フトを利用している。このソフトを用いれば解像度や色深度を簡単に操作できる。ネガポジの反転もできるし、簡単な画像の色調補正なども行える。さらには、様々な画像フォーマットに対応しており、フォーマット変換も行える。演者が重宝しているのは、透過 GIF ファイルへの変換である。透過 GIF ファイルを利用すれば白い背景を無くした状態でスライドに貼り付けることが可能となる。

2つ目は、図やイラストの作成に関してである。プレゼンテーションにおいて図やイラストを用いた発表は聴衆に内容を理解しやすくするために有用であるが、PowerPoint だけで分かりやすい図やイラストを作成することは容易ではない。通常、図やイラストはビットマップ形式もしくはベクトル形式で記録されるが、ベクトル形式の方が拡大縮小しても線や文字が崩れることがなく有用であることが多い。

演者は Inkscape というフリーソフトを用いて図を作成している。Inkscape は Windows 版と Macintosh 版の両方がありどちらのプラットフォームでも利用可能である。Inkscape では通常図は SVG 形式というベクトル形式で扱われるが、PowerPoint では SVG 形式の図をそのまま扱うことも可能であるため便利である。もちろん他の形式に変換することも可能である。Inkscape が便利なのは背景にビットマップ形式の図を貼り付けることも可能な点である。この機能を利用して例えば McGrath の写真を貼り付けておいて、その上をなぞりながら点を打っていくことでリアルな McGrath の図を作成することが可能である。Inkscape にはなぞった後で各点を調整しながら結線を滑らかにする機能があり、自然な曲線に仕上げるができる点が優れている。絵心のない

演者でもそれらしい図をそれほど苦労せずに作成できている (Fig 1) .

3 つ目は、論文のグラフを自前でプロットし直したい時の作業に関してである。論文に掲載されている図が小さすぎたり、説明に不必要な部分が多く含まれたりしているような場合には必要な部分だけをプロットし直して見やすいグラフに加工したいことがある。このような場合には、グラフの各点の座標を数値化して、グラフソフトでグラフを作成し直すのが良い。この作業を助けてくれるのが、PlotDigitizer X という Macintosh のソフトウェアである。Windows にも同様のソフトウェアが存在する。このソフトウェアはイメージとして貼り付けたグラフの目盛と座標から X 及び Y 座標の数値を計算し、CSV 形式のファイルとして出力する機能を持っている。出来上がった座標ファイルを後述のグラフ作成ソフトウェアでグラフに加工すれば、比較的簡単に論文のグラフを再構成することが可能である。

4 つ目は、X 軸 Y 軸共に数値データのグラフの作成に関してである。Excel を使えばグラフを容易に作成できるが残念ながら Excel でできる

X 軸 Y 軸共に数値データのグラフは散布図しかない。そこで便利なのが、Plots32 という Windows のソフトウェアである。このソフトウェアは wmf(windows meta file) もしくは EPS というベクトル形式のグラフを作成できる上、回帰直線やエラーバーの設定などおおよそ必要なグラフオプションを全て備えている。演者がこのソフトウェアを用いて作成した論文の図も多い。

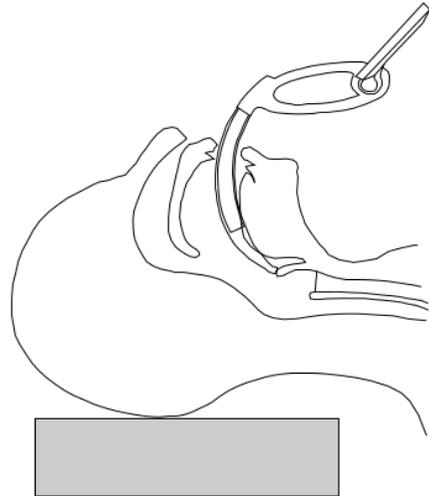


Fig 1 Inkscape で作成した図

SmartPilot®View に Orchestra® を接続して覚醒下脳腫瘍摘出術の麻酔管理を行った一症例

高橋裕香子，鷹架健一，菅原亜美

はじめに

SmartPilot®View (SPV) は薬物動態と薬力学をモニタリングできるツールであり、縦軸に鎮静薬の効果部位濃度、横軸にオピオイドの効果部位濃度 (レミフェンタニルに換算し、レミフェンタニル等価として表示する) を設定し、二次元グラフ上に麻酔効果を表示するため、麻酔効果を視覚的に把握することができる。SPV と接続可能なシリンジポンプは、テルモ社製のシリンジポンプ (TE-371, TE-331, TE-332), Orchestra® (Fresenius Kabi, Germany) の他にも数種類あるが、取扱説明書には接続方法などが明記されていない。

今回我々は、Open-TCI である Orchestra® と SPV の接続に難渋し、プロポフォルとレミフェンタニルの効果部位-TCI にて覚醒下脳腫瘍摘出術の麻酔管理を行った症例について報告する。

症 例

20代男性・身長 169cm、体重 77kg。左前頭葉腫瘍に対して覚醒下脳腫瘍摘出術が予定された。麻酔導入は、プロポフォル (Orchestra® の薬物動態パラメータ: modified Marsh¹⁾, SPV の薬物動態パラメータ: Schnider²⁾) の効果部位-TCI を初期標的濃度 4 μ g/mL で行った。意識消失時の SPV に表示されたプロポフォル効果部位濃度は 5.07 μ g/mL であった。意識消失確認後、レミフェンタニル (Orchestra®, SPV の薬物動態パラメータ: Minto³⁾) の効果部位-TCI を初期標的濃度 4ng/mL で開始し、フェンタニル 1 μ g/kg を単回投与した。ラリンジアルマスク (LMA) 挿入後は、調節呼吸を行い、0.375 %ロピバカイン



図 1 SmartPilot®View の表示画面
左上に二次元グラフが表示され、右側には薬物の効果部位濃度の推移が表示される。

を用いて頭皮ブロックを行った。術中は、BIS 値と SPV を参考にし、覚醒試験に合わせてプロポフォルとレミフェンタニルの効果部位濃度を適宜調節した。従命・自発呼吸を認めた時点で、LMA を抜去した。この時の SPV に表示されたプロポフォルの効果部位濃度は 0.99 μ g/ml、レミフェンタニル等価は 3.76ng/ml であった。言語野のマッピングや覚醒テストは良好に行うことができた。腫瘍切除後、プロポフォルの目標効果部位濃度を 1.7 μ g/ml で再開し、SPV を参考にフェンタニルの単回投与と持続投与を行い、自発呼吸下で管理した。術中に呼吸抑制は認めなかった。

SPV と Orchestra® の接続方法

1. SPV 側の接続ポート

SPV の背面には com2 ポートと com3 ポートがあり、これらのポートに RS232 ケーブルを用いてシリンジポンプと接続することができる。テルモのシリンジポンプは com2 ポート、com3 ポートの両方に接続可能であり、2 つのシリンジポン

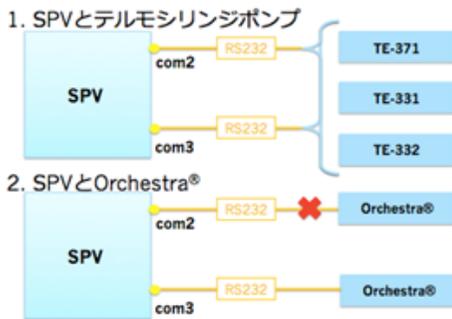


図2 SPV と Orchestra® の接続方法

テルモシリンジポンプ (TE-371, TE-331, TE-332) は com2 ポート, com3 ポートいずれのポートに RS232 ケーブルを接続しても SPV に薬物投与情報が入力される。しかし, Orchestra® は com3 ポートに RS232 ケーブルを接続した時のみ SPV に薬物投与情報が入力される。

プの投与情報が SPV に反映される。

一方, 薬物投与に Orchestra® を使用する際は, SPV の com3 ポートに接続されている RS232 を Orchestra® に接続した場合のみ, Orchestra® の薬物投与情報が SPV に反映される。com2 ポートに接続されている RS232 を Orchestra® に接続しても薬物投与情報は SPV に反映されない。

2. Orchestra® 側の接続ポート

テルモのシリンジポンプは, シリンジポンプの左側面に RS232 ケーブルを差し込むポートが1つだけあり, Orchestra® は右側面に RS232 ケーブルを差し込むポートがある。さらに, Orchestra® の RS232 ポートは3箇所あり, 左の2箇所のポートにケーブルを接続しても, 薬物の投与情報は SPV に入力されない。右のポートに com3 に接続されている RS232 ケーブルを接続した時のみ薬物情報が SPV に入力される。

設定方法

SPV は, デフォルトでのシリンジポンプの接続設定はテルモのシリンジポンプとなっているため, 接続設定を Orchestra® に変更しなくてはなら



図3 テルモシリンジポンプと Orchestra® の RS232 ケーブルポート

a はテルモシリンジポンプである。写真では RS232 ケーブルを接続した状態である。

b は Orchestra® である。Orchestra® には RS232 ケーブルポートが3つある。SPV へ薬物投与情報を送信するには, 写真の通り, RS232 ケーブルが接続されているポートへケーブルを接続する必要がある。

ない。まず, SPV のスタンバイ画面から『システムセットアップ』をタップした後, 『サービス』を選択し, パスコードを入力する。『Connected devices』をタップすると, 『Terumo TE-3XX』が濃い緑色になっており, 選択されていることがわかる。Orchestra® を使用する際は 『Fresenius Base primea』を選択しなくてはならないため, これをタップし設定を変更する。

シリンジポンプの接続が正しく行われていると, スタンバイ画面でシリンジポンプの横にチェックがつく。このチェックがついていない場合には, シリンジポンプが正しく認識されていないということになる。

また, 薬物の投与ログや効果部位濃度などの情報は SPV から csv ファイルとして USB に取り込むことができる。csv ファイルには, 1 秒ごとの薬物投与情報が保存される。

考察

SPV は, 身長, 体重, 年齢, 性別をもとに, 縦軸に鎮静薬の効果部位濃度 (プロポフォル, 吸入麻酔薬), 横軸にオピオイドの効果部位濃度 (フェンタニルやスフェンタニルをレミフェンタニルに換算し, レミフェンタニル等価として表示する) を設定し, 二次元グラフ上に麻酔効果を表示する。これにより, 現在・過去・未来の麻酔効果を視覚

的に把握することができる。

覚醒下手術の麻酔管理においては、覚醒試験に応じた覚醒度の把握や、覚醒時間の予測が重要であるため、SPV と効果部位-TCI を併用することで、薬物の投与量の調節が容易であった。

しかし、フェンタニルは Orchestra[®] にて TCI を行うことができないこと、SPV には 1 社の製品からの情報しか入力されないため、今回のようにテルモシリンジポンプと Orchestra[®] の 2 社製品を使用した場合は、一方の薬物情報を手入力で行わなければならないことが欠点であると考えられた。

参考文献

1. Struys MM, De Smet T, Depoorter B, et al. Comparison of plasma compartment versus two methods for effect compartment-controlled target-controlled infusion for propofol. *Anesthesiology* 2000; 92: 399-406.
2. Schnider TW, Minto CF, Gambus PL, et al. The influence of method of administration and covariates on the pharmacokinetics of propofol in adult volunteers. *Anesthesiology* 1998; 88(5):1170-1182
3. Minto CF, Schnider TW, Egan TD, et al.: Influence of age and gender on the pharmacokinetics and pharmacodynamics of remifentanyl. I. Model development. *Anesthesiology* 1997; 86: 10-23

レーザー血流計を用いた麻酔導入時の毛細血管血流の変化の比較検討

森田 知孝^{*}，内田 整[†]，萩平 哲[‡]

はじめに

麻酔薬の投与により末梢血管が拡張することは広く知られており，観血的動脈血圧を用いた報告は多数ある¹⁾。しかし，非侵襲的にかつリアルタイムに測定した報告はない。本研究では小型レーザー血流計を用いて，麻酔導入時の毛細血管血流の変化，及び麻酔薬による拡張の程度の違いを比較検討した。

方法

1. 研究対象

本研究は大阪はびきの医療センター倫理委員会で承認された後に施行された(登録番号 879-1)。対象は20-85歳，2016年8月から11月に予定され，全身麻酔または硬膜外麻酔併用下全身麻酔での管理で手術が行われた，ASA-PS 1-2の患者を対象とした。術前に心疾患，肝機能障害や腎機能障害を指摘された患者は除外した。

2. レーザ血流計

本研究ではPocket LDF (JMS社，広島，図1)を使用した。

Pocket LDFは110×65×25mm(135g)と小型であり，バッテリー駆が可能である²⁾。本製品は半導体レーザー技術と光ディスクの読み取り技術を応用して開発された。センサプローブ(図2)は波長850nmの半導体レーザーとフォトダイオードからなる血流センサチップから構成されている。光ファイバレスのため，アーチファクトノイズを低減でき，動的環境下での計測に有利である(図3)。測定された血流量はBluetoothを介してパソコンへデータを転送し，専用ソフトウェア(図4)でリアルタイムでのグラフ表示やデータ収録を行う。



図1 本研究で使用したレーザー血流計 Pocket LDF

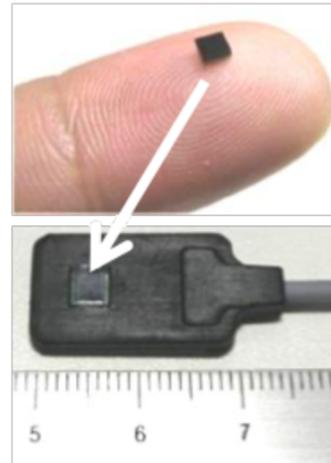


図2 Pocket LDFのセンサプローブ

3. 研究デザイン

麻酔導入は全静脈麻酔(TIVA)で行い，プロポフォル，レミフェンタニル，ロクロニウムを使用した。プロポフォルはシリンジポンプTE-371

^{*}成田富里徳洲会病院 麻酔科

[†]千葉県こども病院 麻酔科

[‡]関西医科大学 麻酔科学講座

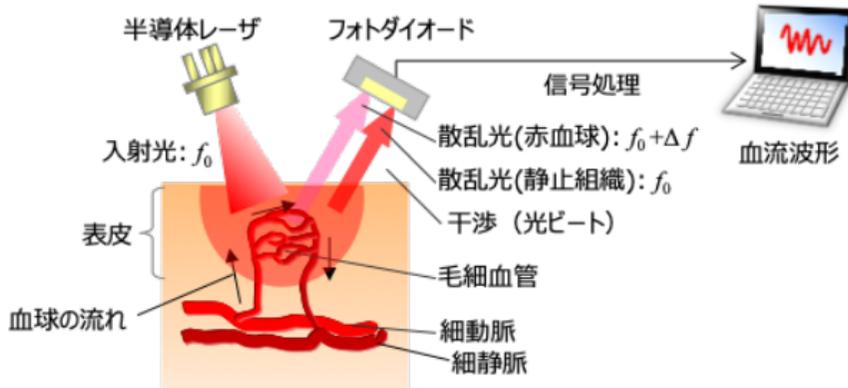


図 3 Pocket LDF の測定原理

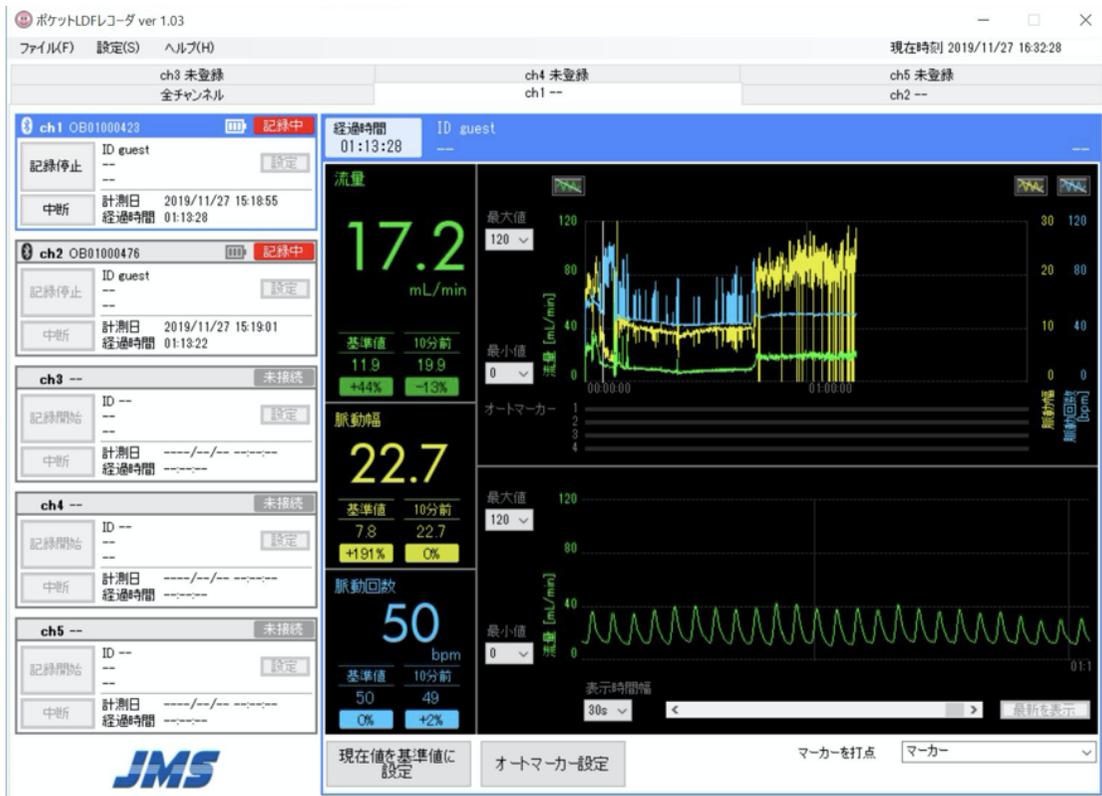


図 4 血流データを保存するソフトウェア

を用いて TCI 投与とした。

導入時にプロポフォールの TCI 投与を最初に開始する群を Group P, レミフェンタニルを先行投与する群を Group R とした。Group P では意識消

失を確認した後にレミフェンタニル $1\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ の持続投与を開始し, ロクロニウム $0.6\text{ mg}/\text{kg}$ 投与して 3 分後に気管挿管した。Group R ではレミフェンタニル $1\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ を 1 分間投与後, 0.3



図 5 Pocket LDF の装着例

表 1 患者背景 (平均値 ± 標準偏差で表示)

	Group P	Group R	p value (* p < 0.05)
年齢 (yrs)	60.2 ± 17.2	54.7 ± 14.9	0.27
性別 (M / F)	8 / 11	6 / 15	-
身長 (cm)	159.5 ± 9.8	160.3 ± 9.1	0.78
体重 (kg)	55.7 ± 12.6	56.2 ± 7.7	0.88
ASA-PS I / II	5 / 14	15 / 6	-
Hb (g/dL)	12.9 ± 1.6	12.9 ± 1.6	0.98

μg/kg/min に減量してプロポフォール TCI 投与を開始し、意識消失を確認後にロクロニウム 0.6 mg/kg を投与して 3 分後に気管挿管を行った。プロポフォール投与開始時の目標血中濃度の設定は担当麻酔科医に委ねた。

麻酔導入前の血流量を 1 とし、気管挿管直前の血流量を導入前の血流量で除した値を計算し、血流量の比を群内及び群間比較した。レーザ血流計は患者の耳朶に装着し、測定データをパソコンにリアルタイム送信した (図 5)。

プロポフォール、レミフェンタニルの薬物動態シミュレーションにはそれぞれ Marsh 及び Minto モデルを使用した。統計解析には、群内比較では Student の t 検定を使用し、群間比較及び麻酔導入前の血流量については Tukey-Kramer 法で比較した。いずれの項目も p < 0.05 を有意差ありとした。

結 果

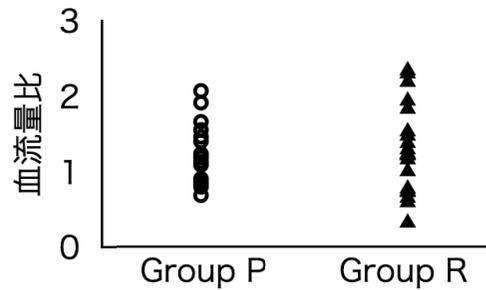


図 6 各群の血流量比の分布

表 2 測定結果 (平均値 ± 標準偏差で表示)

	Group P	Group R	p value (* p < 0.05)
プロポフォール Ce (μg/mL)	2.1 ± 0.6	2.2 ± 0.4	0.42
レミフェンタニル Ce (ng/mL)	7.8 ± 2.0	5.5 ± 0.2	< 0.01 *
麻酔導入前の血流量 (ml/min)	19.9 ± 13.6	22.7 ± 20.2	0.61
血流量比	1.22 ± 0.4	1.29 ± 0.57	0.62

Ce: 効果部位濃度

患者背景では両群間に有意差を認めなかった (表 1)。

麻酔薬の効果部位濃度 (Ce) では、レミフェンタニルが Group P で有意に大きかった (表 2)。麻酔導入前の血流量に有意差はなかった (表 2)。Group P では導入前と比較すると血流量が増加する傾向がみられた。Group R では有意に血流量が増加した。Group P と Group R を比較すると Group R で血流量がより増加する傾向がみられた (図 6)。

考 察

両群とも麻酔導入後に血流量の増加傾向を認めた。これは、麻酔薬による毛細血管の拡張を示唆しており、他の侵襲的処置による報告とも同様の傾向と考える。また、レーザ血流計が、他の報告^{1,3)}と同様に血流量の変化を捉えることが可能な機器であることを示したと言える。

Group R では有意に血流量が増加した。これはレミフェンタニルを先行投与することで、プロポフォールとの相互作用で血管拡張の程度が大き

くなる可能性を示唆している。しかし、個々の症例を見直すと、全ての症例において入眠後に血流量が増加しているわけではないため、今後も測定データを蓄積して検証する必要がある。

本研究ではプロポフォールを TCI 投与したが、目標血中濃度の設定値が最大でも $3\mu\text{g}/\text{ml}$ であった。そのため、吸入麻酔施行時のようにプロポフォール 1 回注入で入眠させる投与量 ($1.5-2\text{ mg}/\text{kg}$) と比較すると、初期投与量は少ない。今後は麻酔薬の種類による違いだけでなく、麻酔薬の投与量による末梢血管の拡張の程度についても比較検討していきたい。また、TIVA と吸入麻酔での比較検討も検討する余地がある。

本研究では麻酔導入時のみの比較検討で終わっているが、術中の変化についても今後は言及したい。また、閉塞性動脈硬化症などの血管病変に対するバイパス手術や、大動脈瘤に対するステントグラフト内挿術のように、血管を対象とした手術時の末梢血管の血流の変化の測定も興味深い。これらは麻酔薬による変化だけではなく、手術操作そのものによって血流が変化し、血流量が増加すれば病変部の改善をその場で外科医に伝えられる。

更に、レーザ血流計を装着したまま集中治療室で経過観察することで、周術期の血流量の変化も測定が可能になり、周術期に関わる医療スタッフ全体に有益な情報をもたらし得る。

結語として、本研究では、麻酔薬を投与すると毛細血管は拡張することがレーザ血流計で測定することで確認できた。特に、TIVA での麻酔導入でレミフェンタニルを先行投与するとプロポフォール単独投与で入眠させるよりも毛細血管が拡張する傾向がみられた。また、レーザ血流計は手術室以外でも有用な機器で、周術期を通しての血流の評価など麻酔・集中治療領域でも非侵襲的に利用できる可能性が示唆される。

参考文献

1. Manecke GR. Edwards FloTrac sensor and Vigileo monitor: easy, accurate, reliable cardiac output assessment using the arterial pulse wave. *Expert Rev Med Devices* 2005; 2: 523-7.
2. ポケット LDF カタログ . http://medical.jms.cc/pdf/poketldf_catalog.pdf
3. Yamazaki H, et al. Use of Perfusion Index from Pulse Oximetry to Determine Efficacy of Stellate Ganglion Block. *Local Reg Anesth.* 2012; 5: 9-14.

全身麻酔中の痛み評価：麻酔科医の直感を数値化する試み

廣瀬 宗孝

要旨

全身麻酔中の侵害受容刺激による心拍数増加，血圧上昇，末梢血管収縮，散瞳などの自律神経反応は，侵害受容刺激の強さと全身麻酔による侵害受容の抑制とのバランス (Nociception-anti-nociception balance) で決まる．心拍数，収縮期血圧，還流指標の値を用いて計算する Nociceptive Response (NR) 値は，全身麻酔下の Nociception-anti-nociception balance を表す可能性がある．

はじめに

手術侵襲による侵害受容刺激は末梢神経系から中枢神経系に伝わり，侵害受容 (nociception) を来す．一方，全身麻酔は侵害受容刺激の中枢神経系への伝達を抑制し，これを侵害受容の抑制 (anti-nociception) という^{1,2)}．全身麻酔下の患者は意識がないため“痛み”を感じないが，侵害受容刺激による心拍数増加，血圧上昇，末梢血管収縮，散瞳などの自律神経反応は生じる．この自律神経反応の強さは，侵害受容刺激の強さと全身麻酔による侵害受容の抑制とのバランス (Nociception-anti-nociception balance) で決まると考えられている³⁾．現在，自律神経反応の変化や，脳波，筋電図の変化を指標とする様々な侵害受容モニターが開発されているが，どれも専用の機器を必要とする³⁾．そこで今回，“全身麻酔中の痛みモニター”を，心拍数 (heart rate: HR)，収縮期血圧 (systolic blood pressure: SBP)，還流指標 (perfusion index: PI) から簡便に計算できる指標である Nociceptive Response (NR) を開発した⁴⁾．

NR について

NR 値は，HR, SBP, PI の値を用いて下記の式で算出する 0~1 の数値である．

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

HR の増加，SBP の増加，PI の低下により NR 値は増加する．0.70 未満は侵害受容刺激なし，0.70

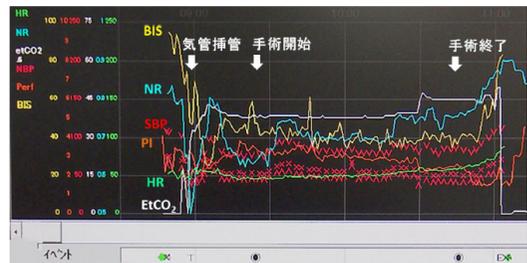


図1 全身麻酔中の NR 値の変化

~0.75 は軽度の侵害受容刺激，0.75~0.85 は中等度の侵害受容刺激，0.85~0.90 は強度の侵害受容刺激，0.95 以上は極強度の侵害受容刺激を示す⁴⁾．

2018 年 5 月より，兵庫医科大学病院手術センター全手術室の周術期患者情報システム (ORSYS，フィリップス・ジャパン，東京) に，1 分毎の NR 値を表示している．観血的血圧測定中は 1 分毎の SBP 値を用いて NR 値を計算するが，非観血的血圧測定中は，測定後の SBP 値を次の測定まで同じ値を用いる設定とした．

図1 は全身麻酔による人工膝関節置換術の麻酔記録である．患者入室時の NR 値は 0.90 前後であるが，全身麻酔導入後は，NR 値は低下する．気管挿管や手術侵襲が加わると，NR 値は増加する．麻酔覚醒時は，入室時と同じレベルまで再び増加する (図1)．全身麻酔に区域麻酔を併用すると，手術侵襲による侵害受容刺激が中枢神経系に伝わるのを抑制するため，NR 値は低下する．全身麻酔による開胸術の皮膚切開時の NR 値を，胸部旁脊髄神経ブロックを併用した場合と併用しなかった場合で比較した臨床研究では，胸部旁脊髄神経ブロックを併用する方が NR 値は有意に低下

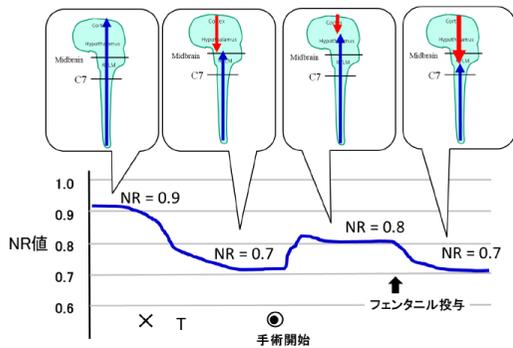


図2 侵害受容とその抑制のバランス (Nociception-anti-nociception balance) と NR 値の関係 (仮説)

した⁵⁾。

Lichtner らは、高濃度のプロポフォールやレミフェンタニルを用いても、強力な侵害受容刺激が脳皮質まで届くのを抑制できないことを、fMRI を用いて報告した^{6,7)}。このことから、NR 値が 0.90 辺りの高値を示す場合は、侵害受容刺激が体性感覚神経系を介して脳皮質まで届いている状態を表すと仮定すると、意識がある状態では NR 値は高値で、全身麻酔の導入により侵害受容が抑制されると (anti-nociception), NR 値は低下すると考えることができる (図2)。また同じ麻酔深度でも、手術侵襲が加わり侵害受容 (nociception) が強くなると侵害受容刺激はより中枢に届くため、NR 値は増加すると仮定できる (図2)。NR 値の変化は、侵害受容とその抑制のバランス (Nociception-anti-nociception balance) を表している可能性がある。

NR の臨床使用

手術侵襲は、侵害受容容器を刺激して末梢神経系や中枢神経系を刺激するだけでなく、ストレス反応や炎症反応を来して臓器の血流低下、手術部位感染、肺炎、イレウス、深部静脈血栓、腎機能障害、心筋梗塞など様々な術後合併症を来す⁸⁾。手術侵襲による炎症反応や組織損傷により、C 反応性蛋白質 (C-reactive protein: CRP) が肝臓で産生されるため、術後早期の血中 CRP 濃度は、個々

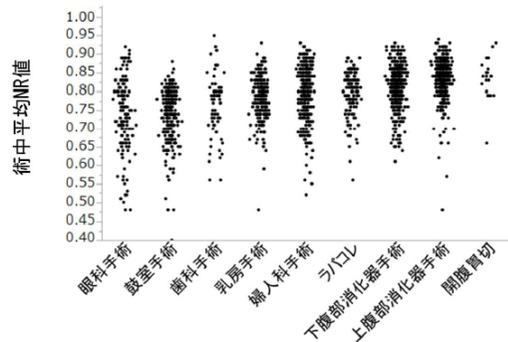


図3 手術別の術中平均 NR 値

の患者の手術侵襲の程度を客観的に示す指標と考えられる。術後早期の血中 CRP 値の増加は、術後合併症の発症に関係があることが報告されている^{9,10)}。

一方、手術開始から手術終了までに 1 分毎に記録された NR 値の各患者の平均値 (術中平均 NR 値) も、患者毎の手術侵襲の程度を示す可能性がある。図3は、2018年5月～2019年9月に兵庫医科大学病院手術センターにおいて、全身麻酔下に施行された手術別の術中平均 NR 値の散布図である。手術侵襲が大きい手術ほど、術中平均 NR 値が増加する (図3)。

術後 1 日目の血中 CRP 値の予測式を術前と術中因子を用いて作成する臨床研究では、手術時間と術前 CRP 値と術中平均 NR 値が予測式に必要な因子として選ばれた¹¹⁾。手術時間の増加、術前 CRP 値の増加および術中平均 NR 値の増加は、術後早期の CRP 値増加に関係し、術後合併症が増加する可能性がある^{11,12)}。

結 語

NR 値は全身麻酔下の Nociception-anti-nociception balance を表す可能性がある。

参考文献

1. Brown EN, Pavone KJ, Naranjo M. Multimodal General Anesthesia: Theory and Practice. *Anesth Analg*. 2018; 127: 1246-1258.

2. Brown EN, Purdon PL, Akeju O, Solt K. Monitoring the state of the brain and central nervous system during general anesthesia and sedation. Miller ' s Anesthesia, 9th ed. Gropper MA, eds. Elsevier, Philadelphia, U.S.A., 2020, p1279-97.
 3. Ledowski, T. Objective monitoring of nociception: a review of current commercial solutions. Br J Anaesth 123: e312-e321, 2019
 4. Hirose M, Kobayashi Y, Nakamoto S, et al. Development of a Hemodynamic Model Using Routine Monitoring Parameters for Nociceptive Responses Evaluation During Surgery Under General Anesthesia. Med Sci Monit 24: 3324-3331, 2018
 5. Miyawaki H, Ogata H, Nakamoto S, Kaneko T, Ueki R, Kariya N, Tatara T, Hirose M. Effects of thoracic paravertebral block on nociceptive levels after skin incision during video-assisted thoracoscopic surgery. Med Sci Monit 2019; 25: 3140-5.
 6. Lichtner G, Auksztulewicz R, Kirilina E, et al. Effects of propofol anesthesia on the processing of noxious stimuli in the spinal cord and the brain. Neuroimage 172: 642-653, 2018
 7. Lichtner G, Auksztulewicz R, Velten H, et al. Nociceptive activation in spinal cord and brain persists during deep general anaesthesia. Br J Anaesth 121: 291-302, 2018
 8. Dobson GP. Addressing the global burden of trauma in major surgery. Front Surg 2: 43, 2015
 9. McSorley ST, Ramanathan ML, Horgan PG, et al. Postoperative C-reactive protein measurement predicts the severity of complications following surgery for colorectal cancer. Int J Colorectal Dis 30: 913-917, 2015
 10. Straatman J, Cuesta MA, Tuynman JB, et al. C-reactive protein in predicting major postoperative complications are there differences in open and minimally invasive colorectal surgery? Substudy from a randomized clinical trial. Surg Endosc 32: 2877-2885, 2018
 11. Nakamoto S, Hirose M. Prediction of early C-reactive protein levels after non-cardiac surgery under general anesthesia. PLoS One 2020; 14: e0226032
 12. Ogata H, Nakamoto S, Miyawaki H, et al. Association between intraoperative nociception and postoperative complications in patients undergoing laparoscopic gastrointestinal surgery. J Clin Monit Comput doi: 10.1007/s10877-019-00347-3, 2019
- 著者連絡先：
 廣瀬宗孝
 〒 663-8501 兵庫県西宮市武庫川町 1 - 1
 兵庫医科大学麻酔科学・疼痛制御科学講座
 TEL: 0798-45-6392
 E-mail: mhirose@hyo-med.ac.jp

温熱刺激ならびに圧刺激による疼痛測定装置の開発

小長谷 光, 大野由夏, 高木沙央理, 今村敏克

はじめに

周術期管理において, 急性および遷延性術後痛の発症は大きな医療問題である. 国際疼痛学会 (The International Association for the Study of Pain : IASP) は, 2017 年に発表された「術後遷延性疼痛 (chronic postsurgical pain : CPSP) : 定義, その影響および予防」の中に, CPSP リスクの約 70 % は臨床的因子 (手術内容, 年齢, 身体的・精神的健康状態, および術前からの痛み (手術部位またはその他の部位)) で予測できると結論づけた¹⁻³⁾. 術前に各個人における術後痛発症リスクの予測が可能になれば, 患者の術後 QOL 上昇, 医療費抑制など様々なメリットが得られるであろう.

また痛みは心理状態などの影響を受けるといわれている. 痛みに対する破局的思考 (pain catastrophizing scale: PCS) は痛みの認知的側面を表わす評価スケールとして, 近年注目され⁴⁾, CPSP 発症リスク因子となることが知られている^{5,6)}. またそのほかの予測因子として, 中枢性の疼痛修飾評価, 具体的には conditioned pain modulation (CPM) 評価, temporal summation of pain (TSP), offset 鎮痛 (offset analgesia :OA) 評価が挙げられる. しかしこれらを用いて術前に CPSP を予測することができるかどうか現状ではまだよく調べられていない. そしてこれらを測定できる装置はなかなか手に入らないというのが実情である. 我々は今回この CPM, TSP, および offset 鎮痛を測定できる装置の開発を行ったので報告する.

CPM (DNIC) とは

conditioned pain modulation (CPM) は, 痛みが痛みを抑制する現象である. たとえば, 手の痛みが手と離れた部位である足の痛み刺激で減弱する現象を指す. 本現象は, 1979 年フランスの Le

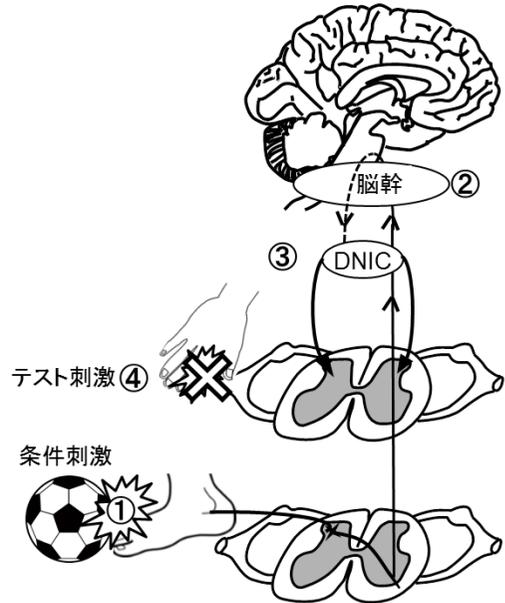


図 1 DNIC の概念図

Bars らのグループにより広範囲侵害抑制性調節 (diffuse noxious inhibitory controls : DNIC) という用語ではじめて報告された^{7,8)}(図 1) .

DNIC は, 離れた部位の侵害刺激 (条件刺激 : conditioning stimulus: CS) により, 下位脳幹を経由して脊髄後角・三叉神経脊髄路核尾側亜核 V 層の広作動域 (wide dynamic range : WDR) ニューロンが抑制されることで痛みの伝達を抑制する⁷⁻⁹⁾. ヒトを対象とした研究において, DNIC 現象は様々な呼称による報告が相次いだことから, ヒトにおける DNIC 様現象を conditioned pain modulation (CPM) と呼ぶことが, 2010 年, Yarnitsky ら¹⁰⁾ により提唱された.

この CPM 又は DNIC について我々は動物実験及びヒトで様々な研究を行ってきた. CPM/DNIC 機構は大縫線核あるいは青斑核を介するセロトニン・ノルアドレナリン系などの下行性疼痛抑制系

が関与することが示唆された¹¹⁻¹³⁾。

慢性疼痛患者ではセロトニン・ノルアドレナリンの枯渇等,セロトニン・ノルアドレナリン系の変調があることが以前より指摘されていた¹⁴⁾。また,われわれを含め多くの研究者から,慢性疼痛患者ではCPM機構に変調があるという報告が相次いだ。

顎関節症患者ではCPMが抑制されること,CPMの抑制は疼痛部位(顎関節,咬筋)のみならず全身で生じることから,慢性疼痛患者ではCPMが低下し,痛みの調節機能が減弱していることが示された¹⁵⁾。さらに,線維筋痛症^{16,17)},骨関節炎¹⁸⁾,過敏性腸症候群¹⁹⁾,慢性緊張型頭痛^{20,21)},片頭痛^{21,22)},非定型三叉神経痛²³⁾等,他の慢性疼痛患者でもCPMが減弱することが報告された。

このように,慢性疼痛患者では健康成人と比較してCPMが減弱する,すなわち,痛みの調節機能が減弱しているという報告がなされた。CPMは下行性疼痛抑制系の機能を反映しており,下行性疼痛抑制系の評価法として応用できる可能性があると考えられるようになった²⁴⁾。

CPMの術後痛予測への応用可能性

開胸術施行予定患者および腹部手術患者を対象に術前にCPM評価を行ったところ,術前のCPM効果の大きさと術後痛の発現には関連があり,CPMの小さい人は慢性痛発症リスクが高く,大きい人は慢性痛発症リスクが小さいこと²⁵⁾,術前のCPM効果が大きいほど術後6カ月時の慢性痛が減弱する²⁶⁾ことが報告された。遷延性術後痛の発症原因は未だ明らかでないが,その発症には下行性疼痛抑制系を含む内因性疼痛抑制系の減弱が一部関与する可能性が示唆された。

そこで,われわれは,CPMは下行性疼痛抑制系の評価法として応用できる可能性があること²⁴⁾,遷延性術後痛の発症には下行性疼痛抑制系の減弱が一部関与すると考えられること^{25,26)}から,CPMは術後急性痛および遷延性術後痛発症リス

クファクタースクリーニング検査として応用できるのではないかと考えるに至った。またCPMだけでなく,後述するtemporal summation of pain (TSP)評価やoffset鎮痛モヒトの下行性疼痛抑制系の機能を評価できる可能性があり,これらを合わせ評価できる装置があれば利便性と予測確実性が増すのではないかと考えた。

CPMの測定方法

CPM評価には,CPM誘発のための条件刺激(conditioning stimulus: CS)とCPM評価のためのテスト刺激(test stimulus: TS)の2種の刺激が必要である。条件刺激は,冷刺激,温刺激,レーザー刺激,虚血刺激など,テスト刺激は圧痛覚閾値(pressure pain threshold: PPT),痛み刺激,温刺激,電気刺激の他にも様々な試験法がある。CPMのテスト法は各研究室で異なり,未だ標準化試験法がないのが現状である。

CPMの試験法としてテスト刺激にPPT,条件刺激に冷刺激(氷水)を用いる場合が最適であり,さらに,13種の定量的感覚試験(quantitative sensory testing: QST)をテスト刺激としてCPMを評価したところ,PPTが最も有用であることが明らかとなった²⁷⁾。

temporal summation of pain (TSP) 評価

中枢神経系における中枢感作を調べる方法として一定の強度の刺激を連続的に与える方法であり,QSTの一つである。通常は同じ強度の痛み刺激を加えていくと痛み感覚が増強する。慢性痛の状況によりTSPは変化(増強)し,例えば線維筋痛症の患者ではTSPの増強があることが知られている²⁸⁾。刺激方法はピンブリック,熱刺激,カフ刺激などがある。

offset鎮痛(offset analgesia: OA)

高精度に温熱刺激を与える装置を用いて46程度から約1 温度を上昇させ,約5秒間維持し,その後46 に下降させると著しい痛み感覚の低

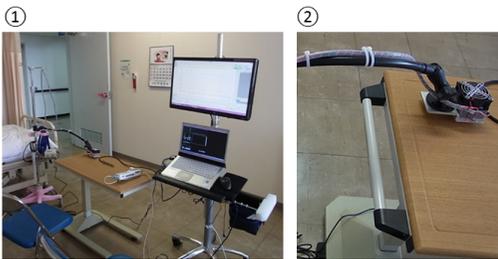


図 2 実験装置の概要

- ① 定量的冷温刺激装置 (Quantitative thermal stimulating devices : QTSD (VICS 東京)) の全体像
- ② QTSD のプローベ

下 (hypoesthesia) を起こす^{29,30)}。これを offset 鎮痛という。この現象は神経障害性疼痛患者では抑制され感覚低下が起こらないとされている。

測定装置の概要

定量的冷温刺激装置 (Quantitative thermal

stimulating devices : QTSD (VICS 東京)) はペルチエ素子をマイコンにより電流制御している (図 2)。本装置の制御部のマイコンに対してシリアル通信を介しコマンド送信により PC 側から下記の 4 種類の温度制御パターンを行っている。

また CPM 測定のための圧痛覚閾値測定 (Pressure pain threshold: PPT) にはプッシュプルゲージ (AIKOH Engineering ,大阪) を用い、先端を直径 11mm の円で皮膚表面を圧下できるように加工した。プッシュプルゲージも同様にシリアル通信を用いて圧下中のデータを PC に取得した。後述するように各冷刺激・温刺激・冷温交互刺激中の被検者の痛みと冷温感覚 (どれだけ冷たいのか? 熱いのか?) を持続的に評価するため、スライド抵抗及び Arduino unoTM を用いた電子 VAS を作成し、シリアル通信にて本プログラムに組み入れた。

シリアル通信プログラムは Microsoft Visual Studio 2017 を用い、C# で開発した。

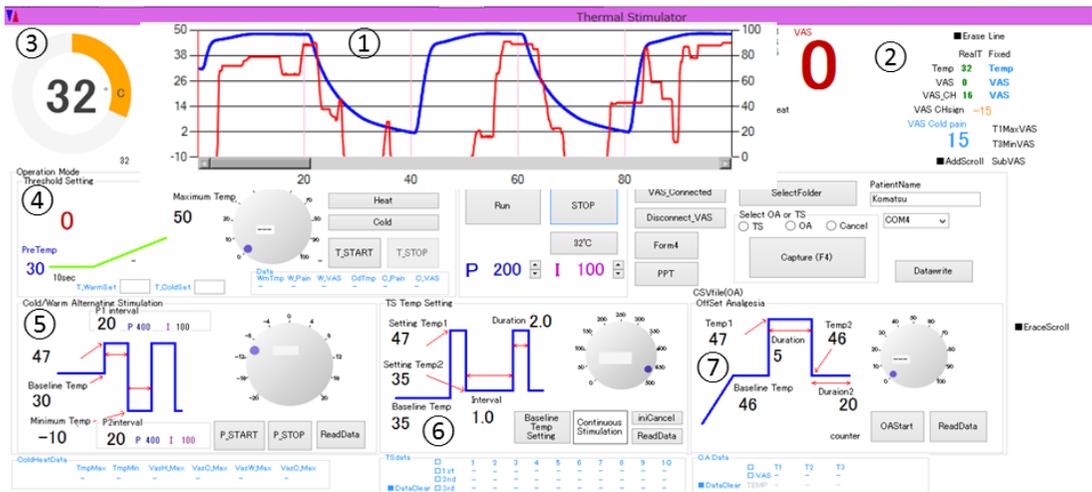


図 3 Conditioned pain modulation(CPM)・temporal summation of pain (TSP)・offset 鎮痛 (OA) 測定用 PC 画面レイアウト

- ① プローベ温度, VAS 値等を示すグラフエリア (冷温交互刺激時の状態を示す)
- ② 測定値表示領域
- ③ プローベ温度表示
- ④ 冷刺激・温刺激閾値設定領域
- ⑤ 冷温刺激設定領域
- ⑥ TSP 設定領域
- ⑦ OA 設定領域

1. CPM・TSP・OA 測定用 PC 画面レイアウト

測定者が操作しやすく実験プロトコルに沿って操作できるように工夫した。図 3 ①には QTSD のプローベ温度, 連続的 VAS をグラフ上に表記するようにした。VAS 測定は 2 種類あり, 冷刺激・温刺激・冷温交互刺激中の痛み感覚評価と冷温交互刺激中にどの程度冷たいのか? または熱いのかを評価してもらうための電子 VAS 装置 (eVAS: 図 4) を製作し, 図 3 ①にグラフ表記, 図 3 ②領域に数値表記ができるようにした。

2. PPT 測定用プログラムの概要

PPT 測定は別ウインドウを測定者に開いてもらい, 図 5 ①のグラフの赤色の直線に従い, 3N/sec の速度でプッシュプルゲージを圧下する。測定部位は通常利き手前腕部付近とすることが多い。また利き手反対側のボタンスイッチを被検者が痛みを感じた時に押してもらい, その時の値を PPT とする。下記の条件刺激を行う前の PPT の平均値と条件刺激を行っている最中の PPT 平均値の比を取り CPM 効果として算出する。

3. CPM 測定における条件刺激

(ア) 冷刺激・温刺激の連続パルス刺激のための閾値設定プログラム (図 3 ④)

i. 冷刺激閾値の設定

QTSD プローベ初期温度を 20 に設定し, 1 /sec で温度を低下させる。eVAS 値が 70 に達した時の温度, または QTSD プローベ温度が -10 となった時の温度を冷刺激閾値とした。また eVAS 値が 80 以上となった場合および QTSD プローベ温度 -10 となった時には QTSD プローベ温度を 20 に復帰させるように設計した。

ii. 温刺激閾値の設定

QTSD プローベ初期温度を 32 に設定し, 1 /sec で温度を上昇させる。eVAS 値が 70 に達した時の温度, または QTSD プローベ温度が 49 となった時の温度を温刺激閾値

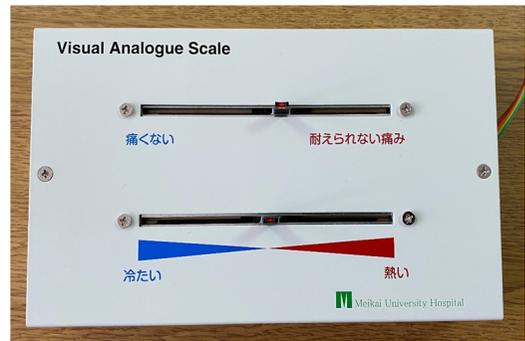


図 4 電子 VAS 装置

上段: 左側を全く痛みがない状態, 右側を今までの最大の痛みとしてスライダーを被検者に操作させる (スライダー間隔は 10cm)。

下段: 左側を最大に冷たいと感じる, 中央を冷たくも熱くもない, 右端を最大に熱いと感じるとしてスライダーを被検者に操作させる (スライダー間隔は 10cm)。



図 5 圧痛覚閾値 (Pressure pain threshold: PPT) 測定

- ① PPT 測定時の時間経過 (横軸単位秒) とプッシュプルゲージの圧量のプロット
3N/sec の速度でプッシュプルゲージを圧下する。赤線はその基準線
- ② プッシュプルゲージを利き手前腕に圧下しているところ

とした。また eVAS 値が 80 以上となった場合および QTSD プローベ温度 50 となった時には QTSD プローベ温度を 32 に復帰させるように設計した。

(イ) 冷温交互刺激設定プログラム

CPM 測定のための条件刺激として QTSD で冷温交互刺激を与えるシーケンスを設定する画面である。(ア) で求めた設定温度を図 3 ⑤ で設定することにより冷温交互刺激を与えることができる。

(ウ) 冷温交互刺激中は、冷温交互刺激中の痛み感覚と冷温感覚を eVAS で被検者に評価してもらう。この冷温交互刺激中にプローベ温度が低下しているときに熱いと訴える、あるいは温度感覚がわからないなどの錯感覚を訴える被検者がおり、それを我々は Thermal pain illusion と呼んでいる。

4. temporal summation of pain(TSP) 評価

図 3⑥は TSP 評価のための設定画面である。0.3Hz で 40 から温刺激閾値 (通常は 47-49 のことが多い) まで刺激を 10 回繰り返す。その間の痛みを eVAS で被検者に評価してもらう。その VAS 値は図 3①に表示される。その実例を図 6①に示す。通常痛み刺激を繰り返すと VAS 値は上昇することが多い。VAS 値の最低値と最高値の比を TSP として算出する。

5. offset 鎮痛 (OA)

図 3⑦は offset 鎮痛を設定する画面である。offset 鎮痛プロトコルは QTSD プローベを一度 46 (研究者によって異なる, VAS70 となる温度とすることもある) に上昇させ、10 秒間 (この間隔も研究者によって異なる) 維持したのち、そこから 47 に上昇させ、5 秒間 47 を維持し、その後また 46 にプローベ温度を低下させる。この時、通常図 6②のように痛み感覚が急激低下する。これを offset 鎮痛と呼ぶ。この痛み感覚の比を offset 鎮痛効果として算出する。

CPM 効果と PCS と術後疼痛との関係

明海大学歯学部附属明海大学病院で全身麻酔下歯科口腔外科領域予定手術患者を対象に CPM 効果と PCS と術後疼痛との関係について調査した (明海大学歯学部倫理委員会 A1624 承認, UMIN 臨床試験登録システム (UMIN-CTR) 試験 ID: UMIN000026719)。

Le Fort I 型骨切り術, 下顎枝矢状分割術等の顎変形症予定手術患者 42 名を対象に解析を行っ

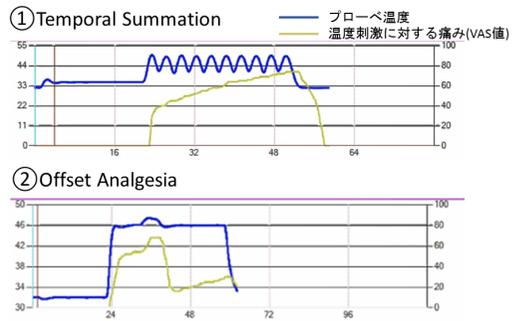


図 6 Temporal summation of pain (TSP) と offset 鎮痛 (OA) の温度刺激パターンと被検者の VAS の変化

た結果, CPM 効果は 35 名でポジティブ (0 %), 7 名でネガティブ (< 0 %) であった。ポジティブな CPM 効果を認めた患者では, CPM 効果と術後鎮痛剤内服期間, CPM 効果と術後痛の VAS 曲線下面積に負の相関を ($R=-0.38, p=0.023$; $R=-0.38, p=0.022$), PCS 拡大視と術後鎮痛剤内服期間に正の相関を認めた ($R=0.41, p=0.015$)。重回帰分析では以下の回帰式が求められた (術後鎮痛剤内服期間 = $(-0.10 \times \text{CPM 効果}) + (0.34 \times \text{PCS 拡大視}) + 7.25$, $R=0.48, p=0.005$, CPM 効果; $p=0.034$, PCS 拡大視; $p=0.023$)。したがって, CPM と PCS 拡大視は顎変形症術後の鎮痛剤内服期間を予測することが示された。

TSP 及び offset 鎮痛について現在調査が行われている。

考 察

術前の CPM 測定および PCS 評価は術後痛予測および術後疼痛管理に応用できる可能性があり, 今後 TSP 及び offset 鎮痛評価も術後痛予測に影響する可能性が考えられる。CPM・TSP・OA 評価をするための本実験装置は比較的短時間に被検者 (患者) に負担なく測定が行えるものとして使用できるようになることが期待される。

我々はこの装置で術前に患者の痛みの感受性を測定することによりテーラーメイドの術後鎮痛対策を立案できるようになることを目指している。

引用文献

1. <https://www.iasp-pain.org/GlobalYear/AfterSurgery>
2. <https://s3.amazonaws.com/rdcms-iasp/files/production/public/2017GlobalYear/FactSheets/Japanese/4.%20Chronic%20Postsurgical%20Pain.LavandHomme-Zahn-Japanese.pdf>
3. Montes A, Roca G, Sabate S, et al: Genetic and clinical factors associated with chronic postsurgical pain after hernia repair, hysterectomy, and thoracotomy: A two-year multicenter cohort study. *Anesthesiology* 122: 1123-1141, 2015
4. 松岡紘史, 坂野雄二: 痛みの認知面の評価 Pain Catastrophizing Scale 日本語版の作成と信頼性および妥当性の検討. *心身医学* 47: 95-102, 2007
5. Steyaert A, Lavand'homme P: Prevention and treatment of chronic postsurgical pain: A narrative review. *Drugs* 78: 339-354, 2018
6. Theunissen M, Peters ML, Bruce J, et al: Preoperative anxiety and catastrophizing: A systematic review and meta-analysis of the association with chronic postsurgical pain. *Clin J Pain* 28: 819-841, 2012
7. Le Bars D, Dickenson AH, Besson JM: Diffuse noxious inhibitory controls (DNIC). I. Effects on dorsal horn convergent neurons in the rat. *Pain* 6: 283-304, 1979
8. Le Bars D, Dickenson AH, Besson JM: Diffuse noxious inhibitory controls (DNIC): II. Lack of effect on non-convergent neurons, supraspinal involvement and theoretical implications. *Pain* 6: 305-327, 1979
9. Le Bars D: The whole body receptive field of dorsal horn multireceptive neurons. *Brain Res Rev* 40: 29-44, 2002
10. Yarnitsky D, Arendt-Nielsen L, Bouhassira D, et al: Recommendations on terminology and practice of psychophysical DNIC testing. *Eur J Pain* 14: 339, 2010
11. Sanada T, Kohase H, Makino K, et al: Effects of alpha-adrenergic agonists on pain modulation in diffuse noxious inhibitory control. *J Med Dent Sci* 56: 17-24, 2009
12. Makino K, Kohase H, Sanada T, et al: Phenylephrine suppresses the pain modulation of diffuse noxious inhibitory control in rats. *Anesth Analg* 110: 1215-1221, 2010
13. Baba Y, Kohase H, Oono Y, et al: Effects of dexmedetomidine on conditioned pain modulation in humans. *Eur J Pain* 16: 1137-1147, 2012
14. Ossipov MH, Morimura K, Porreca F: Descending pain modulation and chronification of pain. *Curr Opin Support Palliat Care* 8: 143-151, 2014
15. Oono Y, Wang K, Baad-Hansen L, et al: Conditioned pain modulation in temporomandibular disorders (TMD) pain patients. *Exp Brain Res* 232: 3111-3119, 2014
16. Kosek E, Hansson P: Modulatory influence on somatosensory perception from vibration and heterotopic noxious conditioning stimulation (HNCS) in fibromyalgia and healthy subjects. *Pain* 70: 41-51, 1997
17. Lautenbacher S, Rollman GB: Possible deficiencies of pain modulation in fibromyalgia. *Clin J Pain* 13: 189-195, 1997
18. Kosek E, Ordeberg G: Lack of pressure pain modulation by heterotopic noxious conditioning stimulation in patients with painful osteoarthritis before, but not following, surgical pain relief. *Pain* 88: 69-78, 2000
19. Wilder-Smith CH, Schindler D, Lovblad K, et al: Brain functional magnetic resonance imaging of rectal pain and activation of endogenous inhibitory mechanisms in irritable bowel syndrome patient subgroups and healthy controls. *Gut* 53: 1595-1601, 2004
20. Pielsticker A, Haag G, Zaudig M, et al: Impairment of pain inhibition in chronic tension-type headache. *Pain* 118: 215-223, 2005
21. Sandrini G, Rossi P, Milanov I, et al: Abnormal modulatory influence of diffuse noxious inhibitory controls in migraine and chronic tension-type headache patients. *Cephalalgia* 26: 782-789, 2006
22. Tommaso MD, Difruscolo O, Sardaro M, et al: Effects of remote cutaneous pain on trigeminal laser-evoked potentials in migraine patients. *J Headache Pain* 8: 167-174, 2007
23. Leonard G, Goffaux P, Mathieu D, et al: Evidence of descending inhibition deficits in atypical but not classical trigeminal neuralgia. *Pain* 147: 217-223, 2009
24. Nir RR, Yarnitsky D: Conditioned pain modulation. *Curr Opin Support Palliat Care* 9:131-137, 2015
25. Yarnitsky D, Crispel Y, Eisenberg E, et al: Prediction of chronic post-operative pain: pre-operative DNIC testing identifies patients at risk. *Pain* 138: 22-28, 2008
26. Wilder-Smith OH, Schreyer T, Scheffer GJ, et al: Patients with chronic pain after abdominal surgery show less preoperative endogenous pain inhibition and more postoperative hyperalgesia: A pilot study. *J Pain Palliat Care Pharmacother* 24: 119-128, 2010

27. Oono Y, Nie H, Matos RL, et al: The interand intra-individual variance in descending pain modulation evoked by different conditioning stimuli in healthy men. *Scand J Pain* 2: 162-169, 2011
28. Price DD, Staud R, Robinson ME et al: Enhanced temporal summation of second pain and its central modulation in fibromyalgia patients. *Pain* 99, 49-59, 2002
29. Grill JD, Coghill RC: Transient analgesia evoked by noxious stimulus offset. *J Neurophysiol* 87, 2205-2208, 2002
30. Ligato D, Petersen KK, Moersch CD, Arendt-Nielsen L: Offset analgesia: The role of peripheral and central mechanisms. *Eur J Pain* 22, 142-149, 2018

明海大学歯学部病態診断治療学講座歯科麻酔学分野
〒 350-0283
埼玉県坂戸市けやき台 1 - 1 明海大学歯学部
Fax 049-279-2738 hkohase@dent.meikai.ac.jp

心筋梗塞で発生する異常 Q 波の新しい考え方

田中 義文

はじめに

1920年代になり3極真空管が発明されると、心電図計測は現代と殆ど変わらないほど発展した。Wilson は標準 12 誘導を提唱し、また心筋梗塞の所見を明らかにした。更に貫壁性心筋梗塞では異常 Q 波を発見し、「心室壁に電気的な窓が開いている」と述べた。その後、心腔内に強い QS 波形が発見され、図 1 に示すような考え方が提唱され今日に至る¹⁾。しかし、心腔内で観測される QS 波は双極誘導で測定された一極端子との引き算結果が描かれており、真の心内膜側細胞外電位ではない。また、心筋を横断する電位は心筋活動電位であって決して R/S 比が大きくなる RS 波が観測されることはない。このような考え方は 1950 年代になって初めてマイクロプローブ(ガラス電極)で観測された細胞内電位測定と大きく矛盾する。そこで筆者が提唱している心電図の基本原則に矛盾しない異常 Q の考え方を述べたい。

正常心電図の発生メカニズム

第 II 誘導の電極配置を図 2 に示す。右肩 R 極は両心房、両房室弁を通して心室腔細胞外電位を検出し、心電計-端子に接続する。その検出波形は右方 R の赤線で示す。左脚 F 極は心外膜側細胞外電位を検出し、心電計+端子に接続する。その検出波形も右方 F の青線で示す。細胞外電位は心筋活動電位の反転波形の平均値になっており、始めに心内膜側電位の脱分極、次いで心外膜側の脱分極となり、再分極は心外膜側から心内膜側へと向かう。

多くの心電図学書では心内膜側の脱分極興奮電流が心外膜側に向かい、その電流パルスを+端子である F 極で検出するから R 波が発生すると記

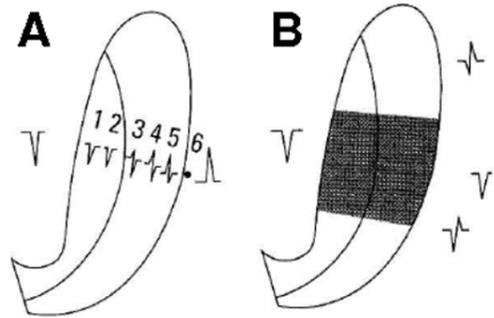


図 1 間違いの興奮電流。

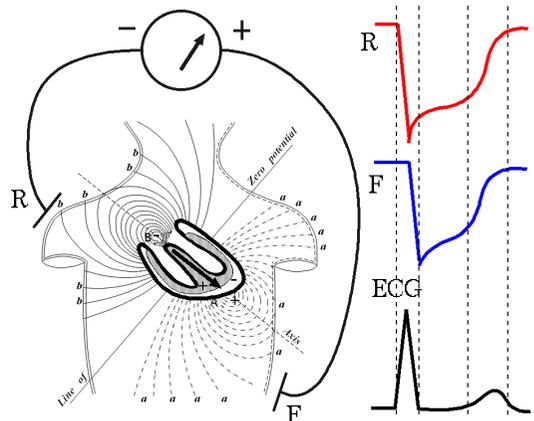


図 2 第 II 誘導の接続と R 極、F 極の真の細胞外電位。

述しているが、正常心筋では興奮電流など発生せず、また心電計は電圧計であって、電流計ではない。したがって、その説明は間違った解釈である。

ここで心電計の基本的な電気的性質を知る必要がある。心電計の+入力端子は+電位が入力すると増幅して+が出力される。-入力端子は別名 inv 端子とも呼ばれ、入力電位の極性が逆転して出力される。-の電位を-端子に入力すると、+の出力が現れる。従って+端子の信号を-端子の信号で引き算して増幅するアンプと考えてよい。そのために差動増幅器とも呼ばれている。日常用いる

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

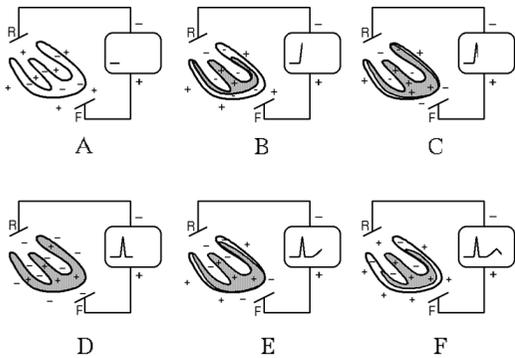


図 3 心室興奮の 6 過程

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

簡便なテスターは差動電圧計であると考えれば理解しやすい。

正常心電図の 6 過程

図 3 に正常心電図発生のための 6 過程を示す。A は静止状態である。心筋電位は-を示し、細胞外電位は+になる。R 極 F 極共に同電位であるため、ECG では基線を描く。B は心内膜側心筋が脱分極していく過程を示し。心内膜側細胞外電位は-に帯電していく。-電位が R 極の-端子に入力されるために心電計は+に振れる。-端子は反転入力端子 (inv) と考えてもよい。心外膜側は興奮がまだ到達していないので、F 極の電位に変化はない。心内膜側心筋が心外膜側表面に及ぶと脱分極が始まる。その結果 C に示すように、心外膜側細胞外電位が-に変化する。従って F 極である+端子の電位が低下し、R 波の下行が始まる。すべての心筋が興奮すると、心筋収縮と共に ST セグメントを形成する。再分極は心外膜側心筋から始まり、心外膜側細胞外電位は+に変化し、その結果 T 波の上行部が形成される。心筋再分極が心内膜側心筋に及ぶと心腔内細胞外電位が+に変化し、その結果反転電極である R 端子に検出されて T 波の下行部分が形成されて元の A 過程に戻る。このように R 波は上行部と下行部は全く異なっ

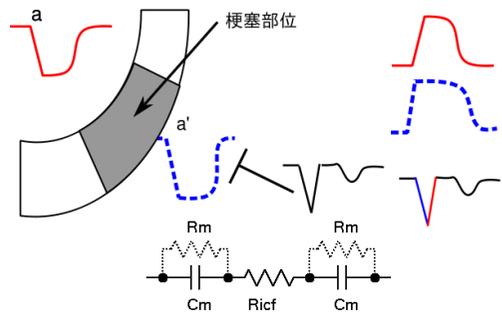


図 4 間違った異常 Q 波の発生理論

赤線 a は心腔内細胞外電位、青線 a' は梗塞部で検出される細胞外電位。下部に梗塞部での電気的等価回路を示す。Cm: 膜容量, Rief: 細胞内抵抗, Rm: 梗塞により増加した膜抵抗。右図に QS 波になる心電図を示す。

た原理による 2 成分で構成され、同様に T 波についても 2 成分で構成されている。

間違った異常 Q 波の発生理論

心筋梗塞が心外膜側表面に達する貫壁性梗塞では時間が経つと異常 Q 波が発生する。この異常 Q 波または QS 波は心筋細胞の二重脂質膜に微小穴が開くなどして本来の電気的絶縁性が低下し、心内膜腔と導電する状態になる。図 1 では「心室壁に電気的な窓が開く」と表現し QS 波の発生原因になると述べているが、図 2 や図 3 の心電図発生原理の考え方に従って、心内膜側細胞外電位を心外膜側細胞外電位に代入すると引き算操作により心外膜側細胞外電位のみが現れることになり、QS 波形にはならない。あえてこの理論を適用すると、図 4 に示す波形が考えられる。赤線を心内膜側細胞外電位、青線を心外膜側細胞外電位とすると、QS 波になるためには青線の脱分極が赤線の脱分極より先に発生する必要がある。同時だとしても 0 相の立ち下がりには急峻であり、赤線の立ち上がりは鈍る必要がある。現実的には心内膜側心筋の脱分極は梗塞部位を除いても最も早いはずであり、それを右肩 R 電極は検出するはずである。従って、作図はできてもこのような理屈はあり得ない。

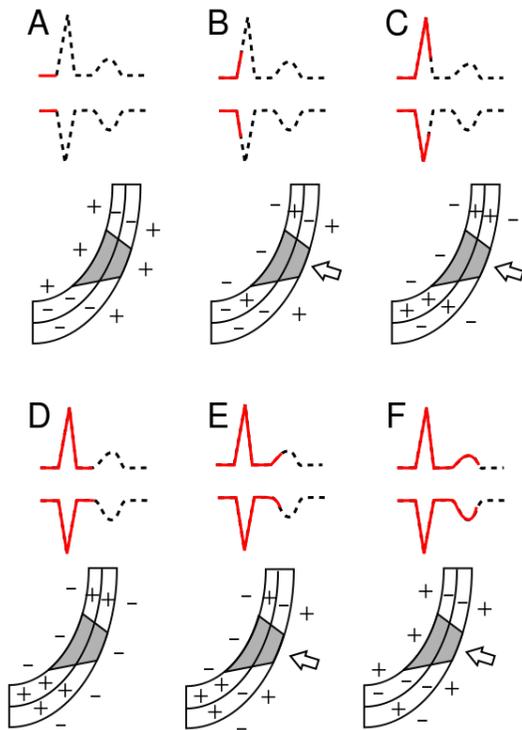


図5 異常 Q 波の発生 6 過程

A~F に心電図発生 6 過程を示す。上より正常心電図, Q 波心電図, 心内膜側, 心外膜側に分けた心筋興奮と細胞外電位を表示。矢印は障害電流を示し, 赤線は興奮過程を示す。

異常 Q 波は梗塞部で心腔内に向かう障害電流である

この問題を解決するためには, 梗塞部位で心外膜側から心内膜側に障害電流が流入するために QS 波が発生すると考えると辻褃が合う。

図 5A は静止状態である。心筋は-に帯電, 両側細胞外電位は+に帯電し, 梗塞部周辺の電位差はなく障害電流は流れない。図 5B では心内膜側心筋が興奮し始め, 心腔内細胞外電位は-に帯電する。心外膜側電位は+のままであるから, 障害電流が細胞内に流れ込み, オームの法則で+極の電位低下が生じる。その結果 QS 波形の下行部が形成される。図 5C では心筋興奮が心外膜側に及

び, 心外膜側細胞外電位は-に帯電し, 障害電流の流入が減少し, QS 波形の上行部が形成される。図 5D では両側心筋が興奮状態で両細胞外電位は同等に-に帯電する。その結果, 障害電流は発生することなく, ST セグメントが形成される。図 5E では心外膜側の再分極が始まり, 再び心外膜側細胞外電位が+に帯電し, 心腔内に向かって障害電流が発生し, T 波の下行成分が形成される。図 5F では心内膜側心筋の再分極が始まり, 心腔内電位が+になり, 障害電流の流入が減少して T 波の上行部が形成される。従って, この論理であれば正常 R 波の間隔に対応して QS 波が形成され, 陰性 T 波も形成でき, 臨床で得られる心電図と矛盾しない。また, 貫壁性梗塞でなければ QS 波にならないことも分かり, 梗塞部位が結合組織に置き換えれば再び心筋壁の絶縁性が改善され, 異常 Q 波が消失することも分かる。

おわりに

心電図の逆問題は解けないと云われてきたが, 心外膜側細胞外電位, 心内膜側細胞外電位が, 心筋活動電位の反転波形であることに気づくと種々の異常心電図の原因が解析できるようになった²⁾。しかし, 異常 Q 波については Wilson の「電気的な窓が開く」との提言と小生の心電図モデルがうまく一致せず, 図 4 に示すように 10 年以上悩んできたのが正直なところである。R 波の発生原因は+電極に向かう興奮電流ではないということに気がついた成功体験は異常 Q 波が障害電流であるという真逆の結果には発想が思いつかないことを実感した。偏見だらけの思考は素直になれないものである。

引用文献

1. Antoni Bayes de Luna: Clinical Electrocardiography Figure 13.60 p.250 Wiley-Blackwell 2012.
2. 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。

動脈系における諸問題

横山博俊

はじめに

著者は動脈圧波動伝搬の物理的な機序は、動脈壁の非線形弾性に起因する非線形波動であると主張してきた。動脈を非線形圧波動が伝搬する際、内部の圧力によって血管壁は軸方向と円周方向に伸展する。(図1)軸方向の伸展により、血管壁は螺旋状に変形すると考えられる。血管壁の螺旋状の幾何学的変形によって、血液は血管内部を螺旋状に回転しながら流れると推定される。この動脈の血行動態の理論的説明は多くの要素から構成されるため、これまでそれらの要素についてかなり詳細な報告を行ってきた。さらに、これまでの報告では述べていない動脈系における重要な3つの問題について報告する。

動脈圧波形は2種類の起源をもつ 非線形波動から構成される

動脈波形はディクロティック・ノッチで収縮期波形と拡張期波形に分けられる。(図2,3)動脈圧波形の物理的本質は非線形波動であるが、この波動は2種類の起源の波動から構成される。第1の波動は、大動脈弁から駆出された血液によって発生するディクロティック・ノッチより前の波形である。第2の波動は、動脈圧が拡張期末期圧に下がる前に大動脈弁が閉じてしまうため、拡張期に圧波動が発生する。大動脈内においては動脈の前方への血流は収縮期波形の間に発生しており、大動脈基部付近において拡張期波形の間には前方への血流は発生していない。これは、拡張期の動脈内の血流は冠動脈に吸い込まれているためである。その後、前方への血流を伴わない拡張期波形は、第2の非線形波動として収縮期波形に追従して進行し、これによって2種類の起源の波形が一つの波動として動脈系を伝搬していると考えられ

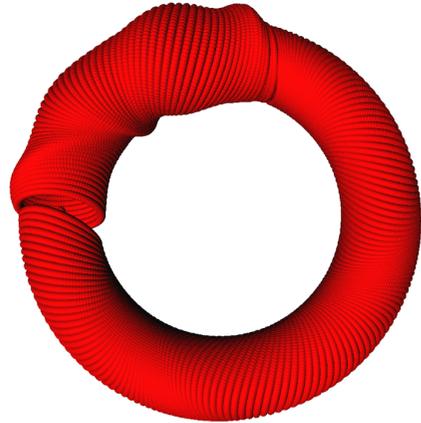


図1 動脈系のモデル。9:00の位置から動脈圧波動は発射され、トーラス上の動脈系モデルを運動する。圧力波動の伝搬している部分はトーラスの軸に付随する紡錘形の表面を螺旋状に回転する軸が中心となる。dicrotic notch以降は拡張期圧波動だが、収縮期圧波動と一緒に運動する。圧力波動によって円周方向と軸方向に伸展し、軸方向の伸展によって螺旋状に変形している。

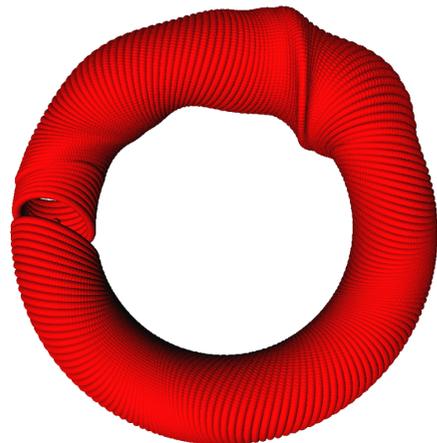


図2 トーラス状の動脈系モデルを伝搬する圧波動。先端の波面は軸に対して傾いている。ディクロティック・ノッチの前後で起源の異なる波形が結合している。

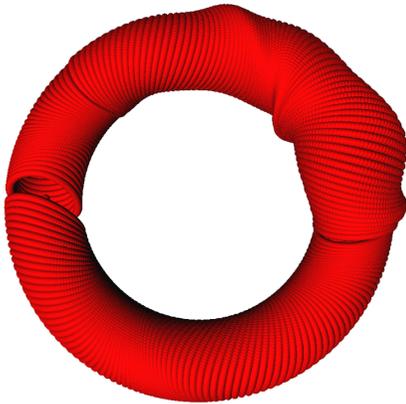


図3 さらに進行した圧力波動．内部の流体粒子は動脈壁に螺旋状幾何学運動に完全に追従し運動する．運動の経路はハミルトンの最小作用の原理から算出される．

る．拡張期圧波形が大動脈基部から離れれば，冠動脈に血液が吸い込まれることはなくなるために前方への血流が発生する．

動脈系においてシェアストレス (ずり応力) は作用しない

動脈系にはシェアストレスによって壁に物理的力が加わり，壁の損傷を招くという概念が一般に存在する．この考えでは，血管壁の損傷をきたすのは血流のシェアストレスが原因だとされている．しかし，非線形波動が動脈の血行動態の主体だと考えるなら，最初に動き出すのは動脈壁であり，動脈壁の動きに完全に連動して動脈壁内の血液が運動すると思えなければならない．管の中を流れる工学的な流れでは，シェアストレスを考えなければならないが，生体の動脈系では管が運動して内部の流体を動かしているので，シェアストレスは発生しないと考えなければならない．質量が250-350 gしかない心臓が曲がりくねり細く分岐する動脈系にシェアストレスを発生しているならば，安静時毎分5リットルという心拍出量を維持することはできない．

シェアストレスが存在しなければ，血管壁を損傷するのはどのような力だろうか．動脈拍動に

よって血管壁は円周方向と血管軸方向に伸縮する．血管壁に柔軟性があるならば動脈拍動によって血管壁が損傷することは考えにくい．しかし，血管壁の柔軟性が低下した場合や，高血圧によって血管壁に過度の伸展が加えられた場合はどうだろうか．物理的な過度の伸展運動が壁を損傷するのであって，血流によるものではないと考える．血管壁の柔軟性が低下した場合や，血圧が上昇した場合に動脈壁損傷の可能性が発生すると思えなければならない．血管壁を損傷するのは，動脈圧拍動による血管壁の直接的な伸展が原因であり，このため血管壁の伸展性が低下した場合に血管壁に損傷が発生する．

屈曲している血管では内弯側にプラークができることが多く，内弯側は外弯側に比して距離が短いので血流速度が小さいと考えられる部位になぜ損傷が発生するのか，シェアストレスについて研究している人々を悩ませてきた．動脈系では，血管軸を中心軸とする紡錘形の表面に螺旋状の回転軸が発生し，その螺旋状回転軸に従って動脈壁が伸展運動を行うとしてきた．外弯側も内弯側も伸展する程度は同じであるため，元の長さの短い内弯側が外弯側よりも大きく伸展しなければならない．このため，壁の物理的伸展は外弯側よりも内弯側で大きくなり，プラーク発生の原因である血管内皮の損傷は内弯側で発生しやすい．シェアストレスは非常に重要な概念であると考えられているが，生体における動脈系には重要なものではないということが私の考えである．

ハミルトンの最小作用の原理について 不正確な教科書がある

動脈脈血流の解析に解析力学を用いている．解析力学はニュートン力学から発生したが，解析力学は質点の運動を追うのではなく，場全体の運動の構造を明らかにする．ラグランジュの作用積分において，ハミルトンの最小作用の原理から作用積分の停留値を求めることによって，始点と終点が決定されている場合途中の経路を求めることが

できる。つまり、動脈系の血流の計算には解析力学のハミルトンの最小作用の原理が非常に重要な意味を持つ。

ところが、このハミルトンの最小作用の原理に関して大きな問題が存在する。欧米の解析力学の教科書を調べると、作用積分の極小値を求めると記載されているものがある。正しくは停留値を求めなければならない、停留曲線が運動経路となる。欧米の著名な教科書に不正確な記載があることは過去に指摘がある。

いくつかの例を挙げよう。ランダウ・リフシッツの「力学」(東京図書)の2ページに最小作用の原理(またはハミルトンの原理)として記述があるが、ここでは作用積分が「可能な最小の値をとるように運動する」と記載されている。ただしここでは訳者による脚注があり、「しかし、最小作用の原理のこのような定式化は運動の軌跡全体に対しては、実は正しいとはかぎらず、十分に小さい一部分に対してだけなりたつのである。軌跡全体に対しては、積分は極値をもつだけで、それはかならずしも最小値をもつとはかぎらない」と修正の一文が入っており、この訳注を注意深く読むならば、ハミルトンの最小作用の原理を正しく理解できる。ランダウ・リフシッツの理論物理学教程はほとんどリフシッツの手になるものであり、著名な教科書だが、不正確な記載があり、注意が必要である。ちくま学芸文庫のランダウ、リフシッツ「物理学小教程 力学・場の理論」は上記書の文庫版だが、こちらには訳注はない。

V.I. アーノルドの「古典力学の数学的方法」の記述も誤解を招きやすい。ハミルトンの最小作用の原理について、作用積分の極値曲線と運動が一致すると書かれているが、「多くの場合、作用積分の最小値を与えることによる」との記載がある。英語版2版も同様である。ここでは極値曲線が停留曲線ではなく、極小値によって得られると解釈される危険性が存在する。

ファインマン物理学の電磁気学の275ページから高校時代に先生から習ったという説明から最小

作用の原理の記載がある。ファインマンが習った先生の記載では「不思議なことに現実の道すじは積分が最小になるものである」という部分がある。ただし、最小作用の原理に関して話は続き、数ページ後に「私は極小を証明しなかった。極大かも知れない。実際は極小である必要はない。」という記載がある。したがって、停留値をとる可能性を否定していないが、運動経路が停留曲線であることを明示していない。

著名な教科書に不正確な記載があるが、他の著名な解析力学の教科書ではどうなのだろうか。

ゴールドスタイン「古典力学」では作用積分が「運動の正しい道すじに対して、停留値をとるような運動である。」と正しく記載されている。日本人の著者によるものは、山本義隆・中村孔一の解析力学I・IIに正確に記載されている。ハミルトンの原理について非常に詳しく解説されており、「系が配位空間内で現実にとる経路は作用積分の停留曲線と与えられるという要請を、運動方程式にかわる新しい力学原理としておくことができる。この要請をハミルトンの原理という。」と記載されている。

したがって、解析力学のハミルトンの最小作用の原理について正しく学ぶならば、ゴールドスタイン「古典力学」もしくは山本・中村「解析力学I・II」に準拠しなければならない。

ハミルトンの最小作用の原理は領域全体のエネルギーの総量をできるだけ消失しない経路が選択されるものだということである。ラグランジアンでは運動エネルギーからポテンシャルエネルギーを引いたものを経路全体で積分する。注意しなければならないことは、前提としている運動によって大きな違いが発生するという点である。領域がポテンシャルエネルギーは持っているが、運動エネルギーはほとんど持っていない場合、作用積分の極小値が解となる。領域が運動エネルギーを持っており、ポテンシャルエネルギーをほとんど持っていない場合、作用積分の極大値が解となる。したがって、すべての運動を対象にするならば、運

動経路は作用積分の停留曲線によって得られると記載しなければならない。動脈系は流体力学で、流体力学に解析力学が用いられることは多くないが、これは後者になるので、作用積分の極大値を求めなければならない。解析力学は大学の物理学科や数学科では履修するが、一般の周知度は低い。解析力学は量子力学の研究のために必要だと書かれているが、一般の場合には必要ないと言っているように感じられる。しかし例外的に動脈系の血行動態力学で解析力学の知識は必須であり、ハミルトンの最小作用の原理は血流運動の核心である。

ニュートン力学は質点に着目し、運動方程式を構成し、運動経路を求める。解析力学はニュートン力学から生まれたものだが、系全体を対象として、系全体の運動を解析する。流体力学に解析力学を適用することが多くないと考えられるのは、流体力学においては一般に乱流が発生し、系全体をひとまとめにできることが少ないからである。しかし、動脈系は例外であり、乱流がほとんど発生しない数学的にきれいな流動であり、このため解析力学を適用することが可能であり、血流運動の算出にハミルトンの最小作用の原理が用いられる。

考 察

動脈系の血行動態は工学的な立場から見ると、非常に不思議な流れである。体重の0.4%を占めるに過ぎない心臓が、休むことなく水よりも粘性が3~4倍高い血液を安静時でも毎分約5リットルも拍出することは、機械工学的に考えると非常に難しい問題を提起する。心臓を人工的な機械で代用することが困難であるのは、従来の血行動態学が心臓の実態を反映していないからだと思われる。

動脈系の血行動態学は、従来の圧波の反射説では説明することができない。固い管内を液体が流れる工学的な流体力学の考え方で生体の血行動態を説明することはできない。弾性管を非線形波動が伝搬する拍動流には従来とは異なる考え方を取

り入れなければならない。

まとめ

- 1) 動脈圧波形は2種類の起源をもつ非線形波動である。
- 2) シェアストレスは動脈系において重要な意味を持たない。血管壁に物理的な力を加えるのは圧拍動による伸展である。
- 3) ハミルトンの最小作用の原理とは、系の運動経路が作用積分の停留曲線となるものである。この点に関して不正確な教科書があり、注意を要する。

参考文献

1. 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
2. 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
3. V.I. アーノルド: 古典力学の数学的方法 1980, 東京, 岩波書店
4. ファインマン, レイトン, サンズ: ファインマン物理学 電磁気学 1969, 東京, 岩波書店
5. 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
6. 山本義隆, 中村孔一: 解析力学 I, II 1998, 東京, 朝倉書店
7. 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
8. 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
9. 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
10. 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
11. 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
12. 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
13. 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
14. 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

ABSTRACT

Problems in the arterial system

Hirotoishi Yokoyama

The author insisted that physical mechanism of the arterial blood pressure wave propagation was a non-linear wave due to the non-linear elasticity of the artery wall. When a non-linear pressure wave propagates artery, the vascular wall extends by internal pressure to an axial direction and the circumference direction. It is thought that the vascular wall transforms it by axial extension in a spiral. It is estimated that the blood flows through the blood vessel inside while turning in a spiral by the spiral geometric transformation of the vascular wall. I report three important problems in the artery system which I do not describe in the past report.

1) The arterial blood pressure wave pattern is a non-linear wave, but this wave is comprised of a wave of two kinds of origin. The first wave is a wave pattern than dicrotic notch caused by blood ejected by an aortic valve in front. Because an aortic valve is closed before arterial blood pressure falls to diastolic pressure, as for the second wave, a pressure wave occurs for a diastole.

2) By the engineering-like flow to be called off in a pipe, you must think about share stress, but must think that the share stress does not occur because pro-it, a pipe exercises, and the artery of the living body moves an internal fluid.

The share stress does not have an important meaning in arterial system. It is extension by the pressure heartbeat to increase physical power to a vascular wall.

3) With the principle of the smallest action of Hamilton, a campaign for system course becomes the stoppage curve of the action integral calculus.

There is an incorrect textbook about this point and needs attention. The course that a system takes practically in coordination space can do a request to be given with a stoppage curve of the action integral calculus with the new dynamics principle for the exercise equation.

The artery system is the mathematically beautiful flow that almost none of the turbulence occurs and, therefore, can apply the analysis dynamics, and a principle of the smallest action of Hamilton is used for calculation of the bloodstream.

心筋を代用するソフトアクチュエータの開発

横山博俊

はじめに

全置換型人工心臓を作るためには、線維性心臓骨格の運動の再現が必須である。線維性心臓骨格からすべての心筋が起始し、心臓の4つの弁は線維性心臓骨格によって結合しており、その中央に大動脈弁が位置している。大動脈弁から血液の拍出とともに圧力波動が発生している。この圧力波動は大動脈壁の非線形弾性によって非線形波動になる。大動脈壁の螺旋状旋回運動の起点は大動脈基部にあり、その部位の半回旋運動が螺旋状旋回運動の源となっている。したがって、線維性心臓骨格の運動に心臓から大動脈に螺旋状波動を発射する仕組みがあると考えなくてはならない。

心臓の運動を再現するためには、いろいろな方法が考えられるが、将来的な応用性を考慮して、心筋の運動を再現するソフトアクチュエータの作成を目標とした。通常、電気モータは回転するものだが、ソフトアクチュエータは柔らかな素材で構成された軸方向に伸縮するモータである。心筋の代用が可能なソフトアクチュエータのプロトタイプ開発に着手したので、報告する。

ソフトアクチュエータの構造・動作

ソフトアクチュエータとは軸方向に伸縮するモータであり、同時に柔軟性が求められる。現時点で市販されている商品に、全置換型人工心臓に使用できるものはないように思われた。今回、電磁モータの原理を考察し、管状電磁モータ駆動方式を考案、ピストン運動に成功した。電磁コイルを柔らかな管に数個直列に配置し、内部の磁界を電的にコントロールすることによって管内部の磁石を運動させる方式である。

管状電磁駆動方式によるソフトアクチュエータは著名な報告書(ソフトアクチュエータ開発の最

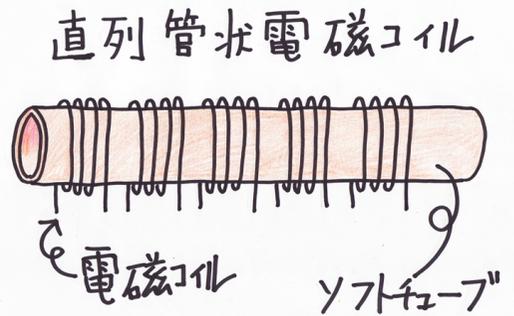


図1 直列管状電磁コイル
シリコンあるいはジュンフロン PFA チューブにエナメル線を巻き付け、電磁コイルを直列に複数個取り付ける。

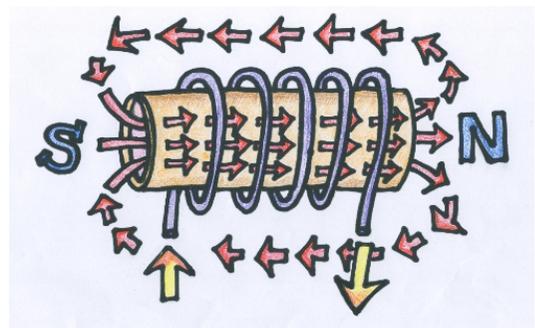


図2 電磁コイルに電流を黄色矢印の向きで流すと、左側がS極、右側がN極となる。管に巻き付けた電磁コイルによって管の外部と内部に赤色矢印によって示される電磁界が発生する。赤色矢印の向きは磁束の向きを示している。

前線-人工筋肉の再現を目指して- 編著代表 長田義仁 エヌ・ティー・エス), (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 シーエムシー出版部) 等には記載はない。

図1に示すように弾性管にコイルを巻き付ける。図2に示すように電流を流すと管の左側がS極、右側がN極となり、管内部と管外部に図のように磁界が発生する。内部に発生した磁界を用いて、管内部の磁石を運動させることがこの直列管

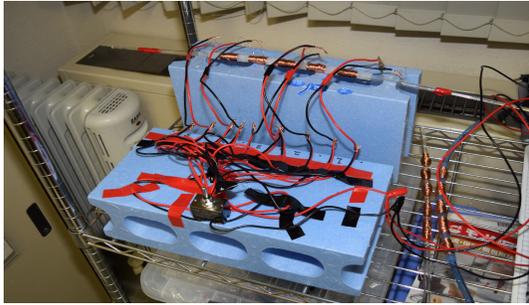


図3 実際の実験装置．電磁コイルの電流の向きは手前のスイッチでコントロールする．



図4 実験に用いた安定化電源装置．1つで40アンペアの電流を供給することができる．GZV4000 (第一電波工業 ダイヤモンド スイッチングモード 直流安定化電源 連続 40A)

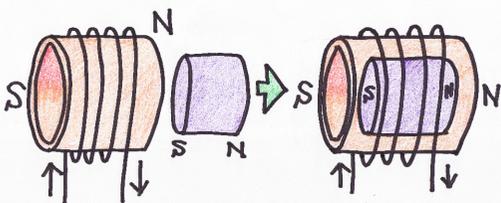


図5 電磁コイルによって発生する電磁界の磁束と内部の永久磁石の磁界の向きが同一ならば、永久磁石は電磁コイル内部に引き込まれ、内部に固定される．緑色矢印は時間経過を示す．

状電磁コイルの運動原理である．内部に発生する磁界は強力だが、外部に発生する磁界は内部ほど集束しておらず、強力ではない．図3に実際の実験装置を示す．

電磁コイルと内部の永久磁石は磁束の向きが同一であるとき、内部に引き込んで固定化する．電磁コイルと内部の永久磁石の磁束の向きが逆である場合には永久磁石は反発するが、左右のどちらの方向へ移動するかはこれだけでは決定されない

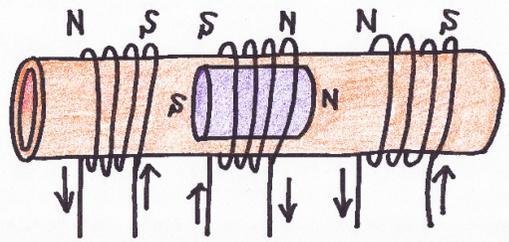


図6 両側の電磁コイルから内部の永久磁石は内部に固定されるように押し込まれ、さらに中央の電磁コイルによって永久磁石は固定される．

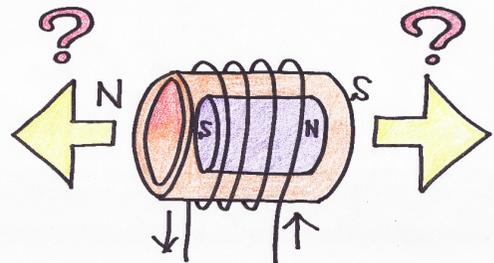


図7 電磁コイルの磁束の向きと内部の永久磁石の磁束の向きが反対の場合、永久磁石は反発力を受けるが、この場合、左へ運動するのか、右へ運動するのかは確実には決定されず、運動の向きは不安定化する．

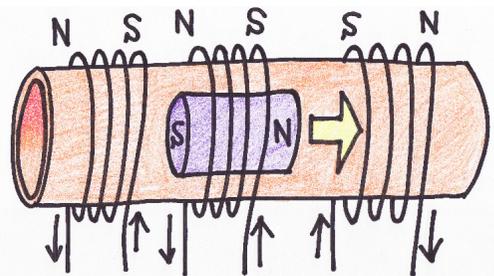


図8 右側の電磁コイルは永久磁石を引き付けられ、同時に左と中央の電磁コイルによる反発を受けるため、永久磁石は確実に右側へ移動する．運動方向は確実に決定される．

(図7)．このため、永久磁石を決められた向きに運動させるには、隣の電磁コイルに引き込むように、隣の電磁コイルと永久磁石の磁束の向きを同じにしなければならない．(図8, 9) このように、隣り合う電磁コイルの電流方向をそれぞれ互い違いに変更することによって、内部の永久磁石を決められた方向へ運動させることが可能になる．

安定化電源は GZV4000 (図4: 第一電波工業 ダ

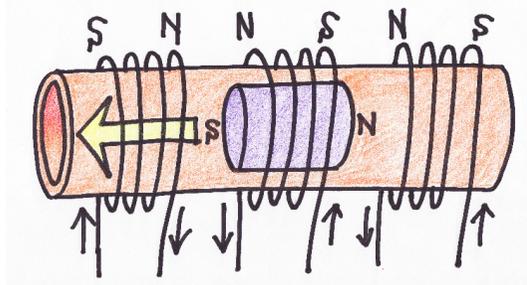


図9 左側の電磁コイルは永久磁石を引き付け、右と中央の電磁コイルによる反発を受けるため、永久磁石は確実に左側へ移動する。

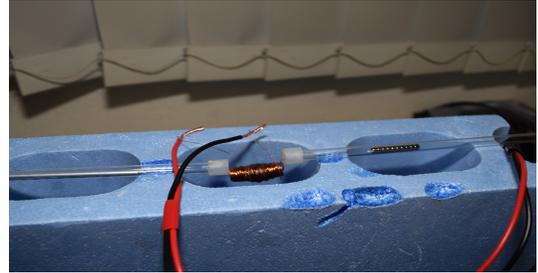


図10 エナメル線で構成された電磁コイルはかなりの熱を発生するため、アクリル管およびシリコンチューブの管は焼けて溶けてしまう。写真は初期に用いたアクリル管で、発火し溶けてしまったもの。

イヤモンド スイッチングモード直流安定化電源連続 40A) で、1 個の安定化電源について最大 40A の電流を供給することが可能である。2 個準備したので、最大 80A の電流を供給することが可能になる。アンペア数が大きいので取り扱いには注意しなければならない。内部の永久磁石を運動させるエネルギーは電磁コイルにかかる電圧ではなく、内部に流れる電流の大きさから得られる。大きな電流が強力な磁場を形成するからである。今回の直列管状電磁コイル方式には 1 つの電磁コイルに直径 0.4mm、長さ 10m の製品を用いている。また、電磁コイルの電流の向きの変更は今回手動であるため、スイッチを手で動かさなければならない。

永久磁石の運動は非常に高速であり、力も強く、ストッパーにアルミ棒を差し込んでおいても、しばしば勢いよくアルミ棒が飛ばされるくらいで、十分な馬力がある。ただし、電磁コイルは非常に熱くなり、当初はアクリル管、シリコンチューブを使用していたが、熱で焼けて溶けてしまうため、長時間の運動はできなかった。この点は改良が必要である。このため、シリコンチューブから熱に強いジュンフロン PFA チューブに変更して実験を行っている。過熱する電磁コイルの問題は検討を要する課題であり、冷却するシステムが必要になるかもしれない。また、電磁石の電流の向きを自動的に調節・変更するシステムを現在検討中である。

考 察

全置換型人工心臓は、過去アメリカのアビオメド社や最近ではフランスのカルマート社で試みられている。カルマート社の人工心臓は内部を生体由来の心膜で覆い抗凝固薬の使用を減少させる工夫がされるなど、様々な改良がされている。しかしながら、臨床使用に十分耐えうる全置換型人工心臓の作成は実際には困難であることが現状だと思われる。

全置換型人工心臓の作成が困難である理由にはさまざまな要因があげられる。私の考えでは、心臓は非常に特殊な流体機関であり、血行動態学の注意深い研究が必要であると思われる。現在、一般的に考えられている血行動態学では人工心臓を作ることは難しいのではないだろうか。私の考えでは、非線形波動による血管の螺旋状幾何学的変形を心臓が起動させなければならない。どのような全置換型人工心臓が将来成功するかによって、循環動態学は変わるのではないかとと思われる。

まとめ

今回開発に取りかかったソフトアクチュエータは電気によって駆動する管状電磁モータ方式であり、電磁気学の基本的原理から導き出したものである。このアクチュエータの完成度を高め、全置換型人工心臓の開発を目指したい。この管状電磁方式のアクチュエータは人間型ロボットを作成す

るうえでも有用ではないだろうか。線維性心臓骨格の運動の再現にはもっと単純な方法があるが、将来的な応用性を重視する方針であるため、少し遠回りの感はあるが、このようなアクチュエータの開発に着手した。

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

ABSTRACT

Development of the soft actuator substituting myocardium

Hirotooshi Yokoyama

Reproduction of the exercise of fibrous heart frame is essential to make total artificial heart. The soft actuator is a motor expanding and contracting axially, and flexibility is found at the same time.

I locate an electromagnetic coil to the tender pipe several tandemly and am a method to let the magnet in the pipe exercise by controlling an internal magnetic field electrically.

Direction of the magnetic flux is the same, an electromagnetic coil and the internal permanent magnet draw it inside, and they immobilize it. When a direction of the magnetic flux of the internal permanent magnet is reverse to an electromagnetic coil, the permanent magnet rallies, but is not decided only in this which direction of right and left you move to. Therefore, I must make the next electromagnetic coil and a direction of the magnetic flux of the permanent magnet the same to draw it into the next electromagnetic coil to let the direction where a permanent magnet was selected as exercise. Large electrical current forms a strong magnetic field. The motion of permanent magnet is very high-speed, and the power is strong.

The soft actuator which started development this time is a tubular electromagnetic motor method to be driven by electricity and raises the completeness of this actuator and wants to aim at the development of all substitution type artificial heart. I considered the principle of the electromagnetic motor this time and devised a tubular electromagnetic motor drive type and succeeded in piston motion.

日本麻酔科学会専門医認定筆記試験過去出題問題の 電子データベース化:技術的側面のまとめ 佐和 貞治

要旨

1987年度から2019年度までの33年間の出題問題5,142問について、データベース化・CBT化を行った。このプロセスを通じて、ペーパーテスト形式の試験問題を電子データベース化する技術的な側面について学んだことを報告する。

- 1) プレ作業：紙ベースの試験問題を電子スキャナで読み込んでPDF化してAdobe Acrobat®の自動OCR機能により編集可能なPlain Text Fileに変換して出力保存する。
- 2) 電子化試験問題のファイル形式であるGIFT(General Import Format Template)フォーマットに、QuEdit (<https://www1.hus.ac.jp/fukai/>, 深井裕二)を用いて変換する。その際にレントゲン写真などの画像データをPDFファイルから切り出して、GIFT形式に挿入する。
- 3) GIFTフォーマット化した試験問題を、サーバ上にインストールしたMoodle®(Modular Object-Oriented Dynamic Learning Environment)に、問題バンクとして取り込み、一旦、Moodle XMLフォーマットで再び出力させる。
- 4) Moodle XMLフォーマットの問題を、XMLエディタ(Oxygen XML editor®)で読み込む。XMLタグ機能<Tags>を使って、検索タグを設定する。再びMoodle XMLフォーマットを読み込み、Computer-Based Test (CBT)サイトを完成させる。
- 5) Moodle XMLフォーマットから、FileMakerで読み込み可能なXMLフォーマットであるFMPXML-RESULT形式に変換する。変換用のXSLT(Extensible Stylesheet Language for Transformations)を自作で用意し、XMLエディタを用いた。
- 6) FMPXMLRESULT形式でXML化された試験問題ファイルをFileMakerProに読み込む。

FileMakerProでの試験問題の表示のポイントは、Base64にエンコードされた画像ファイルをWeb Viewer機能を利用して、画像タグを認識させて、HTMLタグ内に埋め込まれた画像情報を表示させる。上記のプロセスにて問題データバンクが完成した。今後、医学生を対象とする学部教育での試験問題のプーリングなどにも応用可能と考えられた。

はじめに

日本麻酔科学会専門医認定筆記試験過去出題問題の電子データベース化に関して、1987年度から2019年度までの33年間の出題問題5,142問について、データベース化・CBT化を行った。このプロセスを通じて、ペーパーテスト形式の試験問題を電子データベース化する技術的な側面について学んだことを報告する。このプロセスは今後、医学生を対象とする学部教育での試験問題のプーリングなどにも応用可能と考え、大学教育者にとって重要と考えるので、本稿に手順を整理してまとめておく。

方法

1. 利用したソフトウェア技術やオープンソース

京都府立医科大学麻酔科学教室



図 1. Moodle のウェブサイト (<https://moodle.org>)

プラットフォーム、市販ソフトウェア
以下にまとめておく。

Moodle : Moodle (ムードル) は、オンライン

学習過程 (コース) を作ることを助けるオープンソースの e ラーニングプラットフォームであり, コンピュータ言語 PHP で開発されている (<https://moodle.org>) (図 1) .

その名前は, Modular Object-Oriented Dynamic Learning Environment (モジュラーなオブジェクト指向ダイナミック学習環境) の頭字語に由来する. 開発者によれば, 「どこかをのんびりとぶらぶら散歩する」といった意味の英語の動詞 moodle にも因むとのことである. e ラーニングシステムは, 学習管理システム (Learning Management System: LMS), 学習過程管理システム (Course Management System: CMS), 仮想学習環境 (Virtual Learning Environment: VLE), あるいは単にオンライン教育システムなどと呼ばれるが, Moodle は同種のシステムのなかでは現在世界でもっとも普及している. MySQL 等のリレーショナルデータベースのサポートのもとで, サーバサイドで e ラーニングシステムについてウェブブラウザを通じて作成, 提供できる.

MoodleXML 形式: MoodleXML フォーマットは, Moodle の小テストモジュールで使用される質問をインポートおよびエクスポートするための Moodle 固有の XML フォーマットである.

GIFT format: GIFT (General Import Format Template) フォーマットは, Moodle のテスト・クイズ問題をテキストからインポートするフォーマットとして幅広く利用できる. GIF においては, 多肢選択問題, ×問題, 記述問題, 組み合わせ問題や数値問題を利用することができる. また各問題の中で, 穴埋め式のフォーマットを利用することができる. このフォーマットにおいては, 問題に関するコメント・メモや各問題のタイトルを加えたり, 解答に対するフィードバックを行ったり, 解答に対して部分得点 (%) を設定することもできる. 参考文献 1)

QuEdit: e-ラーニングシステムである Moodle™ の小テスト問題を作成するための問題作成専用のエディタである (QuEdit

<https://www1.hus.ac.jp/fukai/>, 深井裕二, 北海道科学大学). 動作環境は, MS-Windows のみであり, 著者は, 仮想環境 VMware Fusion を Mac OS X 環境にインストールして, MS-Windows10 環境をその中で作成し, その中で QuEdit を利用している.

FMPXMLRESULT: FileMaker Pro™ は, XML のインポート用に FMPXMLRESULT 文法をサポートしている. XML が別の形式の場合は, インポートの際に XSLT (Extensible Stylesheet Language for Transformations) スタイルシートを適用して, XML を FMPXMLRESULT 文法に変換することができる. Moodle XML スタイルの問題を, FileMaker Pro で利用するためには, XLS を用いたスタイル変換 (XSLT) により, FMPXMLRESULT 形式の XML ファイルに変更してから, FileMaker Pro にインポートする必要がある.

Oxygen XML Editor™: XML ファイル専用のテキストエディタとして, 様々なものが利用可能であるが, Mac OS X 環境で動作して, かつ XMLT などの機能も備えた高機能 XML Editor (ライセンス有料) である Oxygen XML Editor™ (ver.20.1 <http://www.oxygenxml.com>, Syncro Soft, SRL, Romania) を著者は 15 年以上利用している.

2. CBT 化の手順 (図 2)

1) プレ作業: 紙ベースの試験問題を電子スキャナで読み込んで PDF 化して Adobe Acrobat® の自動 OCR 機能により編集可能な Plain Text File に変換して出力保存する (図 3). Adobe Acrobat® の自動 OCR 機能では高精度の変換が期待できるが, 一部の画数の多い漢字 (腎, 量, 瘻など) やカタカナの「エ」と漢字の「工」などは, 誤変換となる可能性があり, 手作業での修正が必要であった. (将来的には, 文脈を考えた AI 変換などの機能が付加されれば, 誤変換は減ると感じる).

2) 電子化試験問題のファイル形式である GIFT (General Import Format Template) フォーマットに, QuEdit (<https://www1.hus.ac.jp/fukai/>,

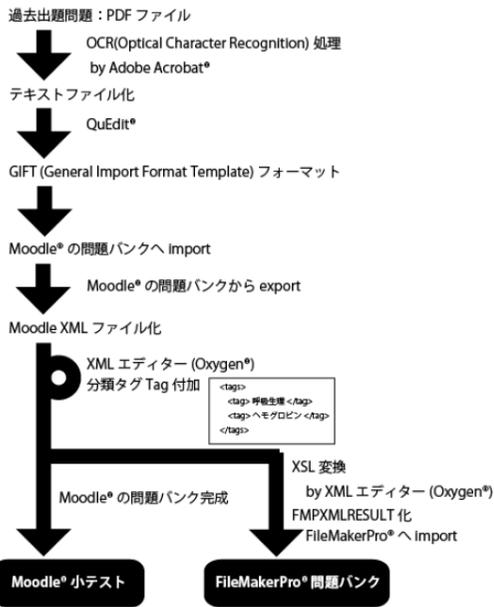


図 2. CBT 化の手順

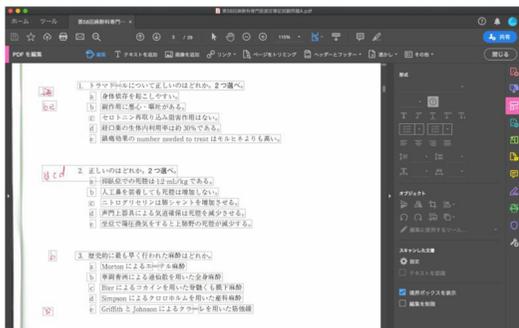


図 3. Adobe Acrobat® による自動 OCR 機能

深井裕二) を用いて変換する (図 4) . QuEdit は MS-Windows 環境で動作することから , Mac OS-X 環境を利用している著者は, 仮想環境 VMware Fusion 内に MS-Windows10 をインストールして利用した . QuEdit は, レントゲン写真などの画像データを PDF 画面から切り出して, GIFT 形式内にエンコードされた形で埋め込むことが可能である . QuEdit で利用可能な GIFT フォーマットは, 複数解答などを含む様々なマルチプルチョイス形式の問題作成に対応している .

3) サーバ上にインストールした Moodle® (Modular Object-Oriented Dynamic Learn-



図 4. QuEdit® による GIFT フォーマット化



図 5. Moodle を利用した麻酔科専門医認定トレーニングサイト (問題バンク) AneXam-CBT



図 6. Moodle 上の eLearning コースを設定し, 小テストを機能を設定して, 取り込んだ問題を選択して CBT 試験問題を作成する .

ing Environment) を利用して, 麻酔科専門医認定トレーニングサイト (問題バンク) AneXam-CBT を作成した (図 5) . そこに, Moodle の問題バンク機能を利用して, GIFT 化した試験問題をイン

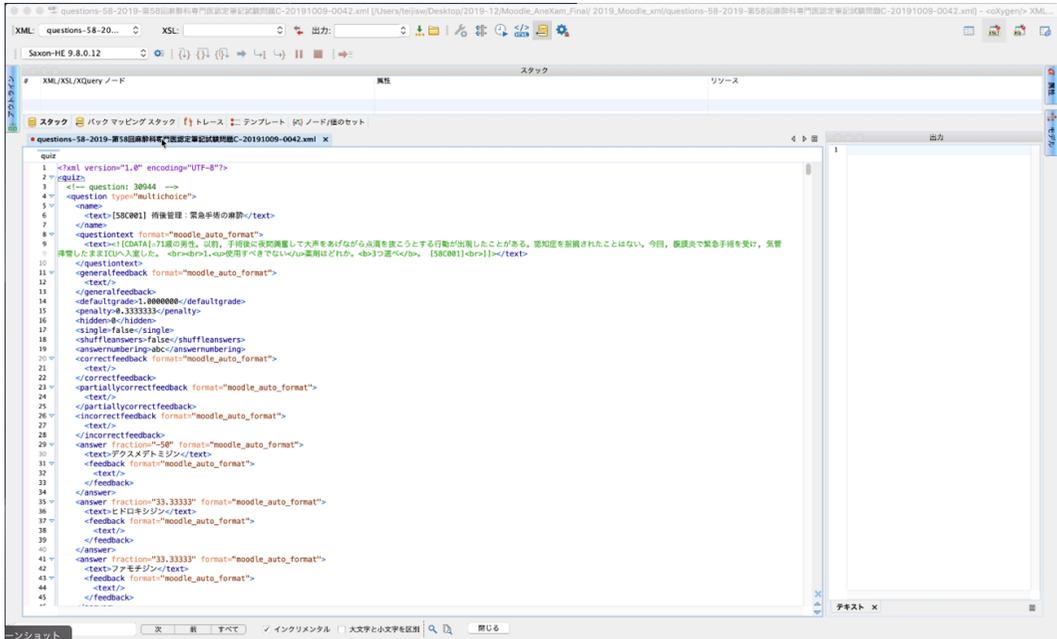


図 7. XML エディタ (Oxygen XML editor[®]) での編集作業. Moodle XML フォーマット化した試験問題を XML エディタに読み込み, 分類用のタグを XML タグ「<Tags><Tag></Tag></Tags>」として, 埋め込んでいく.

表 1. Moodle2FMP.xml

```

<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<xsl:stylesheet xmlns:xsl="http://www.w3.org/1999/XSL/Transform" version="1.0">
<xsl:template match="/*/*">
  <FMPXMLRESULT xmlns="http://www.filemaker.com/fmpxmlresult">
    <ERRORCODE>0</ERRORCODE>
    <PRODUCT BUILD="" NAME="" VERSION=""/>
    <DATABASE DATEFORMAT="M/d/yyyy" LAYOUT="" NAME="" RECORDS="{count(//*/*)}" TIMEFORMAT="h:mm:ss a"/>
    <METADATA>
      <xsl:for-each select="/*/*[position() = 1]//*">
        <xsl:choose>
          <xsl:when test="./ancestor-or-self::answer">
            <FIELD>
              <xsl:attribute name="EMPTYOK">YES</xsl:attribute>
              <xsl:attribute name="MAXREPEAT">1</xsl:attribute>
              <xsl:attribute name="NAME">
                <xsl:value-of select="name()"/>
              </xsl:attribute>
              <xsl:attribute name="TYPE">TEXT</xsl:attribute>
            </FIELD>
          </xsl:when>
        </xsl:choose>
      </xsl:for-each>
    </METADATA>
  </FMPXMLRESULT>
</xsl:template>
</xsl:stylesheet>

```

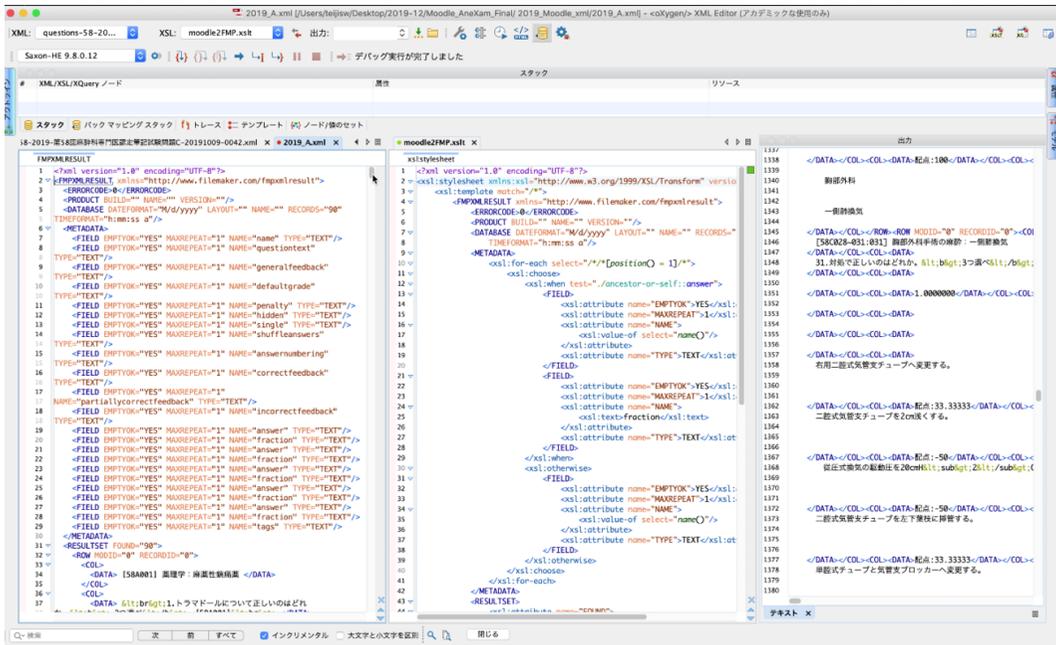


図 8. XML エディタ Oxygen XML editor[®] による, XSLT (Extensible Stylesheet Language for Transformations) 変換. 自作の XSL ファイル Moodle2FMP.xsl (表 1) を用いて, FileMakerPro への取り込みを可能にする FMPXMLRESULT 形式の XML ファイルに変換した.

ポートする. 一旦, Moodle XML フォーマットで再び出力させる. 問題バンクに取り込んだ試験問題を利用して, Moodle 上の eLearning コースを設定し, 小テストを機能を設定して, 取り込んだ問題を選択して CBT 試験問題を作成する (図 6).

4) Moodle XML フォーマットの問題を, XML エディタ (Oxygen XML editor[®]) で読み込む (図 7). XML タグ機能 <Tags> を使って, 検索タグを設定する. 再び Moodle XML フォーマットを読み込み, Computer-Based Test (CBT) サイトを完成させる.

5) Moodle XML フォーマットから, FileMaker で読み込み可能な XML フォーマットである FMPXMLRESULT 形式に変換する. 変換用の XSLT (Extensible Stylesheet Language for Transformations) である Moodle2FMP.xsl (表 1) を自作で用意し, XML エディタ Oxygen XML editor[®] を用いて, FMPXMLRESULT 形式に変

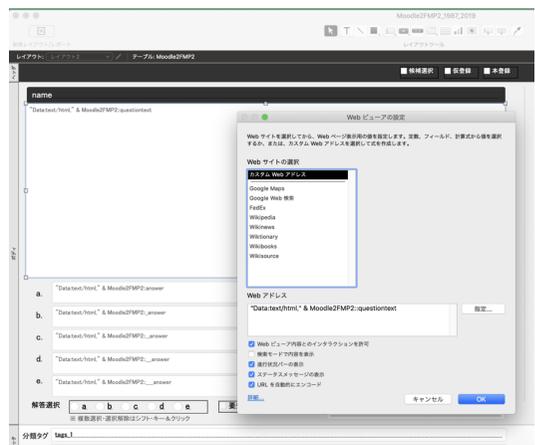


図 9. FileMakerPro の Web Viewer 機能の設定

換した (図 8).

6) FMPXMLRESULT 文法で XML 化された試験問題ファイルを FileMakerPro に読み込む. FileMakerPro での試験問題の表示のポイントは, Base64 にエンコードされた画像ファイルを Web

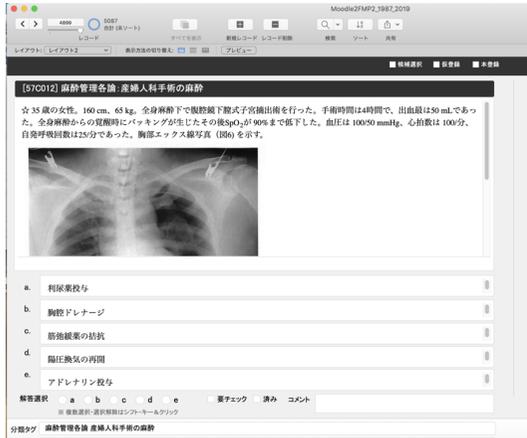


図 10. Moodle XML ファイル化され, Base64 にエンコードされた画像ファイルを表示させる。

Viewer 機能を利用して (図 9), 画像タグ `` を認識させて, HTML タグ内に埋め込まれた画像情報を表示させる (図 10)。

まとめ

上記のプロセスにて, サーバー上に導入した Moodle 上の AneXam CBT に, CBT 形式での問題データバンクが完成した。また, CBT 化された問題集は, FileMakerPro のデータベースとしても移植できた。今後, この手順による CBT 化された試験問題のプーリングシステムは, 医学生を対象とする学部教育での試験などにも応用可能と考えられた。

参考文献

1. Shew P. import filter: GIFT (General Import Format Template). Moodle - Open-source learning platform. Retrieved 27 January 2017.

ABSTRACT

Creating an electronic database of past questions for the Japanese Society of Anesthesiologists board-certified written examinations: Summary of technical aspects

Teiji Sawa, MD, PhD

A database and CBT of 5,142 questions for 33 years from 1987 to 2019 was created. I will report on the technical aspects of converting paper-based test questions into an electronic database. GIFT format using QuEdit, Moodle eLearning system and Moodle XML, and FM-PXMLRESULT of FileMaker Pro are explained here.

*Department of Anesthesiology, Kyoto Prefectural University of Medicine
465 Kajicho, Kamigyo, Kyoto 602-8566, Japan
Phone 075-251-5633, FAX 075-251-5843, E-mail: anesth@koto.kpu-m.ac.jp*

連絡先: 〒 602-8566 京都市上京区河原町通広小路
上る梶井町 465
京都府立医科大学麻酔科学教室
Phone: 075-251-5633, FAX: 075-251-5843,
Email: anesth@koto.kpu-m.ac.jp

テルモ社製スマートポンプに対応した paperChart データ処理プログラムの作成

斎藤 智彦

はじめに

テルモ株式会社が TE-SS シリーズ (以下スマートポンプ) を発売してから 5 年以上経過するが、paperChart に対応するモジュールは存在しない。2018 年、新しい TCI ポンプ TE-SS830T が発売されるとともに TCI ポンプ TE-371 の販売が終了し、TCI を使用した TIVA を行うには TE-SS830T の使用が必須となった。今回、スマートポンプに対応した paperChart データ処理プログラムを作成したので報告する。

スマートポンプの特徴

スマートポンプは本体にシリアルポートが存在しない。赤外線通信ポートを有するがラックとの通信専用であり、外部機器との通信には使用できない。外部 PC との接続は、ポンプ単体で使用する場合は無線 LAN、ラックへ搭載すると無線 LAN に加え有線 LAN およびシリアル通信が使用可能となる。

スマートポンプは TCP クライアントとして動作し、通信プロトコルには XML が使用されてい

る。バイナリ通信を行う既存の TE-3xx シリーズとの互換性はみられない。さらにスマートポンプは、ポンプ単体で使用した場合の通信プロトコルとラック搭載時のプロトコルが異なるため、接続形態により別々の処理を行う必要がある (図 1, 2, 3)。

paperChart では、PC からシリアルポートに接続された機器にアクセスするが、スマートポンプは接続されたポンプ (ラック) がネットワーク経由で接続するサーバ PC を指定するため、PC から使用するポンプを指定することができない。複数の手術室で複数のポンプを使用する場合、ポンプの取り違えには今まで以上に注意が必要となる。

プログラムについて

プログラムは Microsoft Visual C# 2013 で作成した。 .net Framework 4.5 以上で動作する。 paperChart とのデータ連携は本学会で発表した paperChart データ処理モジュール PpcCtrl.dll を使用した。 PpcCtrl.dll は薬剤投与関係部分の機能追加を行った。

```
<?xml version="1.0"?>
<EVT>
  <DEVID>000100860000001904010122</DEVID> <DEVID>タグ: ポンプ固有の ID 番号
  <CMD>
    CQEAIAADEBAAAAAAAAAFMABgAABQAAAO7u7gAABQD//wAAAAABAAAAAgBkAAAAAAAAAAAAJAAEAAA
    D/////AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA
  </CMD> <CMD>タグ: バイナリ情報を Base64 変換したテキスト文字列 (コマンド自体はバイナリ)
</EVT>
54CB
```

図 1. スマートポンプ単体との通信データ

```

<?xml version="1.0"?>
<EVT>
<DEVID>000101020000001309010042</DEVID> ← <DEVID> ラック ID 番号
<SEQ_NO>----</SEQ_NO>
<RAC_CMD>LIFECHK</RAC_CMD>
<RAC_DAT>
<SOFTVER>0046</SOFTVER>
<RACTIME>2019/05/05,16:58:20</RACTIME>
<RACSTATUS>OK0,0,1,1,0</RACSTATUS>
<NOFORWARDING>2019/05/05,16:57</NOFORWARDING>
<CH1><DEVID>X</DEVID></CH1> ← <DEVID> ポンプ ID 番号
<CH2><DEVID>0001007000000001305010159</DEVID> ← 接続されていない場合は X
<NORMSTATUS>18-18,1,0,0,0,10,0,00,NO;</NORMSTATUS>
<VTBISET>3.21,EEEEEE</VTBISET>
</CH2>
<CH3><DEVID>000100840000001803010060</DEVID>
<NORMSTATUS>18-18,0,A,0,0,00,0,00,NO;</NORMSTATUS>
<VTBISET>0.00,EEEEEE</VTBISET>
<OTCISSET>
<OTCISTATUS>18-18,0,NO,08,10,00,13,0,00,40,0,000101020022FFFFFF012C120078FA01D4C00000000
00000000000000000001C0008000013;</OTCISTATUS>
</OTCISSET> ← <OTCISTATUS> TCI 動作情報
</CH3>
<CH4><DEVID>X</DEVID></CH4>
<CH5><DEVID>X</DEVID></CH5>
<CH6><DEVID>X</DEVID></CH6>
<CH7><DEVID>X</DEVID></CH7>
<CH8><DEVID>X</DEVID></CH8>
<CH9><DEVID>X</DEVID></CH9>
</RAC_DAT>
</EVT>
1BE7
    
```

<NORMSTATUS> ポンプ動作情報
 CH4~CH9: 未接続状態
 ※ラック搭載時は、一つの通信で複数のポンプ情報を一括処理することが可能

図 2 . スマートポンプ用ラックとの通信データ

- ・シリアルポート接続
- ・通信はバイナリデータ(ニブル反転データ)
- ・通信メッセージには機種情報が必要だが、機種コードを取得するコマンドは存在しない
 順次機種別のコマンドを送信し、結果が得られた場合に機種を判別する。

TE-332: 0x32, 0x00, 0x00, ...	サブコマンド 0x00, 0x01
TE-352: 0x35, 0x00, 0x00, ...	サブコマンド 0x00, 0x01
TE-371: 0x37, 0x00, 0x00, ...	サブコマンド 0x00, 0x01, 0x02
- ・デフォルトボーレート: TE-352 のみ 38400bps. 他は 9600bps
- ・受信データは、パケット長・データ格納形式に加え、補足データを取得するサブコマンドが機種ごとに異なるため、機種それぞれのプログラムが必要

図 3 . テルモ TE-3xxx シリーズ通信プロトコル

paperChart を使用する多くの施設では、すべてのシリンジポンプをスマートポンプに移行することは現実的に不可能であり、既存のシリンジポンプとの混在使用が想定されるため、スマートポンプに加え、既存のテルモ社製シリンジポンプ TE-3xx シリーズおよび、大研医器製クーデックシリンジポンプ CSP-110/120 に対応するモジュールとして開発した。ポンプとのデータ通信部分は基本クラスを作成し、可能な限り共通化したインターフェースを作成したうえで、個々のポンプに特有の処理は派生クラスで行うようにした。

現在、本プログラム (USP.exe) では、テルモ社製シリンジポンプ TE-332S, TE-352, TE-371, 輸液ポンプ TE162S/171, スマートポンプ TE-SS800N, TE-SS830N/835N, TE-SS830T/835T,

大研医器社製クーデックシリンジポンプ CSP-110, CSP-120 が使用可能である。

設定ファイルについて

本プログラム USP.exe を paperChart から起動するには、設定ファイル paperChart/CONF/dirconf.txt の new{...} および append {...} に ,module=monitors¥USP.exe/std.arg/show; と追記する。USP.exe および PpcCtrl.dll は paperChart/BIN/monitors/に、設定ファイル pump.txt は paperChart/CONF/monitors/に配置する。通信に必要な項目は、設定ファイル pump.txt に記述する。

pump.txt は 3 つのセクションに分けられる (図 4)。

```
// 汎用シリンジポンプモジュール USP.exe 設定ファイル
// '/' で始まる行、及び、改行だけの行は無視される

[System]
TPSSPort=50000 // Terumo スマートポンプ通信用ポート。デフォルトは 50000
TciParam=Vdip,CTdip,CPdip,CEdip,TCI(Dip),1,1,U,0.1 // TCP パラメータの名称。TP.exe 用のパラメータがこの順
TciAverage=120 // TCI の流量を平均する秒数 デフォルト 300

// ポンプ情報
// [COM ポート/TCP],[デフォルト薬剤名称],[機種コード/ポンプ ID]

[Pump]
COM11,レミフェンタニル,TE // テルモ TE-3xx シリーズ
COM12,DOA(600),GSP // クーデック CSP110/120
TCP,デブリアン 1%,1904010122 // 000100840000001803010140
TCP,ロクロニウム,1401010132 // 000100700000001401010132

// 薬剤リスト terpump.txt の記述方法に合わせて、以下の形式で記載
// [JSA 薬剤コード]?[薬剤名称],[薬剤量],[溶液量],[単位],[表示形式]

[Drug]
0106?デブリアン 1%,500,50,mg/hr,1
0202?レミフェンタニル,2,20,μg/kg/min,0.01
0306?ロクロニウム,50,20,mg/hr,0.1
0505?DOA(200),200,200,μg/kg/min,0.1
0505?DOA(600),600,200,μg/kg/min,0.1
```

図 4 . 設定ファイル Pump.txt

1. System セクション

USP.exe の動作全般にかかわる設定を行う。スマートポンプを使用するには、TPSSPort に TCP のリスニングポート番号を設定する。デフォルトは 50000。このポート番号でポンプからのアクセスを受け付けるには、Windows ファイアウォールでポートアクセスを許可する必要がある。

TciParam に TCI 動作時のディプリバンの投与と速度、目標濃度、血中濃度、効果部位濃度を示す文字列を設定する。デフォルトは Vdip,CTdip,CPdip,CEdip,TCI(Dip),1,1,U,0.1。paperChart では TCI パラメータはタイトル欄に数値データとして格納されるが、TCI(Dip) 以降の部分を指定すると、薬剤欄に現在の目標（設定）血中濃度を表示することができる。

TciAverage には、TCI 動作時のポンプ流速を平均化する秒数を指定する。TCI 動作時ポンプ流速は時々刻々と変化しているが、薬剤濃度のシミュレーションおよび投与量の計算のためには、流速を paperChart に送信する必要がある。平均化する間隔を短くすると、より正確な濃度シミュレーションが可能となるが、麻酔記録上は多くの数値情報が記載され見づらくなるため、300 秒をデフォルトとした。

2. Pump セクション

各行に接続するポンプ情報を必要な台数分記述する。接続ポート、デフォルト薬剤、ポンプ種別・ID の順に記述する。シリアルポート接続の場合 COMx、TCP 接続の場合は TCP と記述。デフォルト薬剤の項目には、通常ポンプで使用する薬剤を記述する。設定の有無にかかわらず、ディプリバンの TCI モードでは自動的にディプリバン 1% が選択される。最後の項目 ポンプ種別・ID には、テルモ TE-3xx シリーズの場合 TE、大研医器 CSP-110/120 の場合 CSP と記述する。

スマートポンプの場合、機種情報ではなくポン

プ ID を記述する。TCP 接続ではすべて同じポートに接続されるため、接続されたポンプを識別するためにポンプ ID が必要となる。ポンプ ID は、ポンプ上部にバーコードとともに印刷されている。ここに ID 指定されたポンプ以外からのアクセスは受け入れない。

3. Drug セクション

薬剤情報はオリジナル TP.exe が使用する ter-pump.txt に準拠しており、各一行に 1 つの薬剤を記述する。JSA 薬剤コード?薬剤名称,薬剤量,溶液量,単位,表示形式 の順に記述するが、JSA 麻酔台帳と連携しない場合最初の薬剤名称の前の JSA 薬剤コード?の部分は省略できる。

本プログラムは薬剤編集処理を行う機能を持っていないため、直接 pump.txt を編集するか、TP.exe が出力する ter-pump.txt の薬剤情報の必要な部分をコピーする。

スマートポンプの便利な機能

スマートポンプとの通信プロトコルには、ポンプからの情報取得以外に、PC からポンプに対して情報を送信する機能が存在する。

ポンプへのメッセージ送信機能を使用すると、PC からポンプへ USP.exe に設定されている薬剤情報を、ランダムな一意のコードとともに送信することで、使用するシリンジポンプと PC がネットワークで正しく設定されているかどうかを確認することができる (図 5)。

また、プログラムから患者基本情報をポンプに送信することが可能なため、複数のポンプを利用する場合も、ポンプそれぞれに患者情報を送信することが容易となる (図 6)。

薬剤ライブラリをあらかじめ設定しておけば、PC からライブラリの選択ができるため、レミフェンタニルなど使用頻度の高い薬剤を使用する場合に有用である (図 7)。

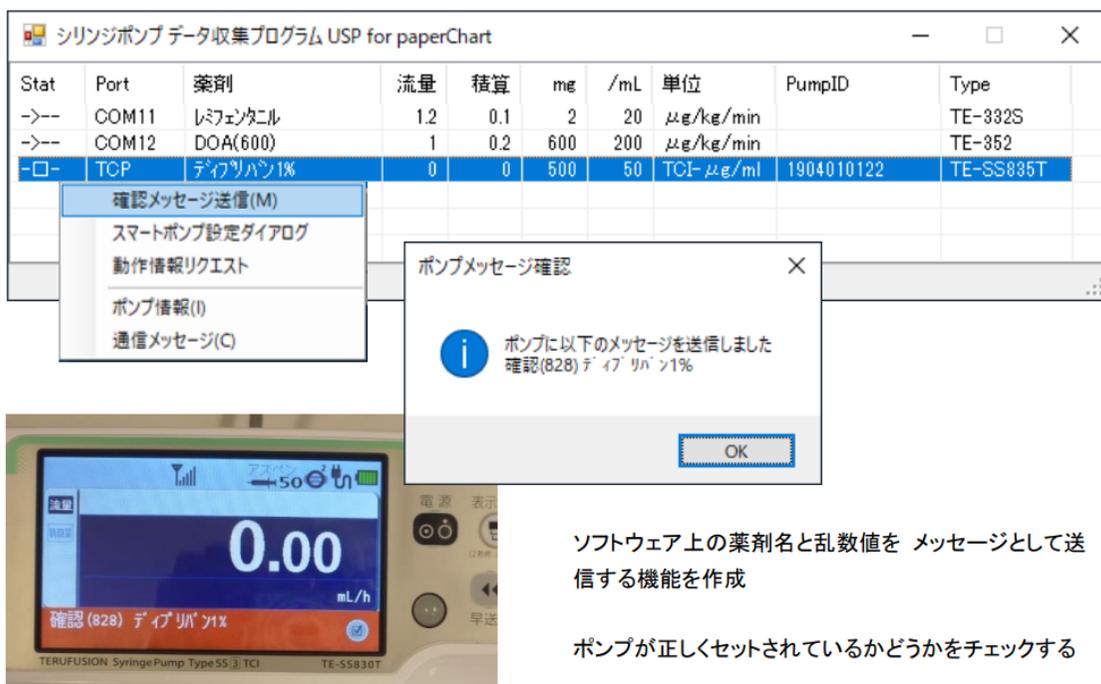


図 5 . スマートポンプへの確認メッセージ送信

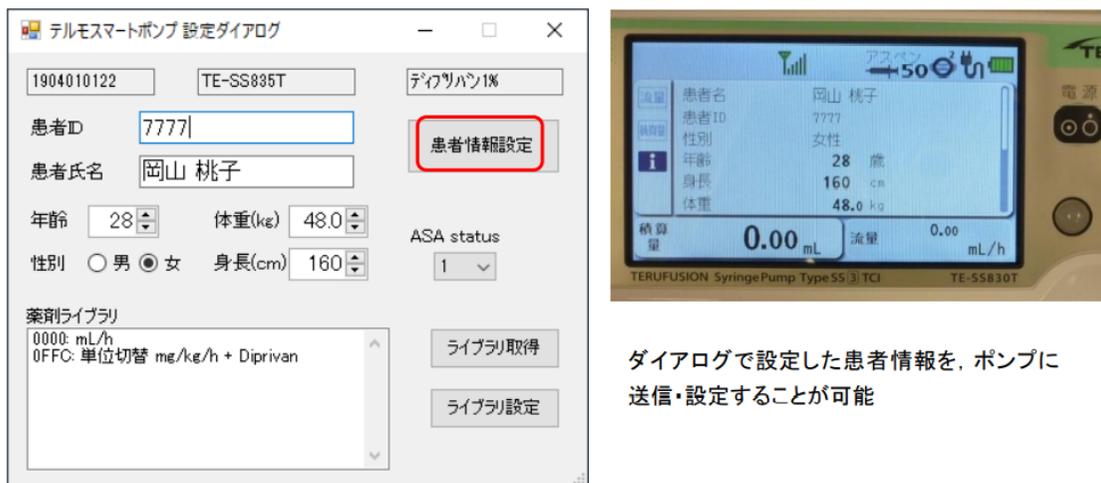
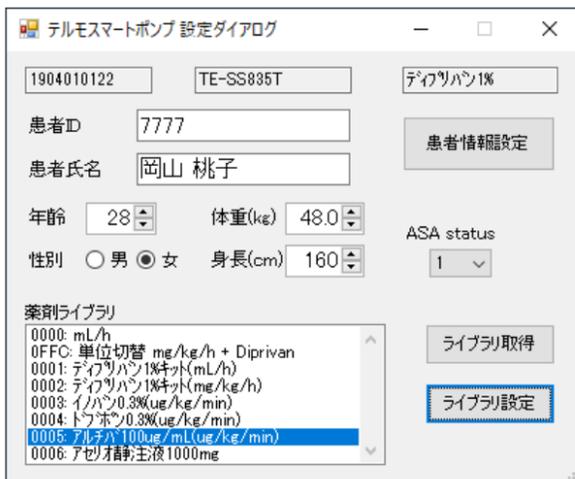


図 6 . スマートポンプへの患者情報送信



ライブラリ取得コマンドでポンプに保存されているライブラリを取得できる
一覧から使用する薬剤を選択し、ポンプに送信することで、薬剤データを簡単に入力できる

図 7. スマートポンプでの薬剤ライブラリ使用

考 察

paperChart でスマートポンプを単体使用する場合は、無線ネットワーク通信が必須である。初期設定でネットワーク設定は行われていないため、導入時にネットワークの設定を行う必要がある。

ポンプから PC (paperChart) へ接続するためにポンプに設定すべき最低限の項目は、

1. PC の IP アドレス、接続ポート番号
2. 無線 LAN の SSID、暗号化方式、暗号化キー
3. ポンプの IP アドレス (DHCP 可)、ネットワーク設定

である。

テルモの担当者に依頼すれば初期設定は行ってもらえるが、導入後に変更する場合、テルフュージョン通信ソフト (TE-SW800B/800P) が必須となる。その際、接続できるネットワークが存在しない場合、通信ソフトとの通信さえできないため、最低限、設定用ソフトウェアと接続できるネットワーク環境だけは初期設定しておく必要がある。具体的な環境が決まらない場合、IP: 192.168.1.x/24、接続先: 192.168.1.1:50000、SSID: SMARTPUMP、暗号化方式: オープン といった仮接続用の設定を用意し、設定用ソフトウェアを導入してから実運用環境を設定すればよい。

スマートポンプは、メニューから 10 種類のネットワーク環境を切り替えることができるため、実運用で必要な設定 (手術室など) の他、管理用端末との接続やテスト環境の設定を行っておく。

paperChart が動作する PC に未使用の無線 LAN インターフェースがあれば、Windows host-ednetwork 機能 (仮想 AP モード) を使用できる場合がある。外部のアクセスポイントを使用せず、PC とスマートポンプをローカルな無線環境で接続できるため、小規模な施設では有用な方法と思われる。

TCI 以外でもスマートポンプを使用する予定があるなら、レミフェンタニル、ロクロニウム、循環作動薬などを薬剤ライブラリに登録する必要がある。この設定にも有償のテルフュージョン通信ソフトが必要である。

スマートポンプは、複数台をラックに搭載して使用することで効率的な運用ができるよう設計されており、集中治療室や心血管系の手術、重症患者の麻酔には有用だと思われる。一方、paperChart ユーザには、スマートポンプを使用しなくて TE-SS830T を使用するというより、TCI を行うためには TE-SS830/835T 以外に選択肢がなくなったから TE-SS830T を使用するユーザが多いように感じられる。本プログラムがそういったユーザの

一助になれば幸いである。

まとめ

テルモ社製スマートポンプに対応した paperChart データ処理プログラムを作成した。本プログラムにより paperChart でスマートポンプを使用することが可能となった。スマートポンプの特徴を活かすため、今後更なるプログラムの改良を行う予定である。

参考文献

1. 斎藤智彦. paperChart の遺志と周術期 IT の未来を考える?開発者として何が出来るか?. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2012, 京都: 北斗プリント; p.41-48, 2013.
2. 斎藤智彦. 自動麻酔記録ソフトウェア paperChart 対応シリンジポンプデータ送信プログラムの作成. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2016, 京都: 北斗プリント; p.41-48, 2017.
3. 斎藤智彦. paperChart にテキスト・バイナリデータを送信するための.net コンポーネントの作成. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2018, 京都: 北斗プリント; p.14-20, 2018.

ABSTRACT

Creating a paperChart module program
for TERUMO Smart Pump

Tomohiko Saito

It has been more than five years since TERUMO Corporation released the TE-SS series (Smart Pump), but there is no module compatible with paperChart. In 2018, the new TCI pump TE-SS830T was released and the sales of the TCI pump TE-371 ended. So, we had to use TE-SS830T to do TIVA with TCI. We created a paperChart data processing program for TERUMO Smart Pump and some other syringe pumps(i.e., TERUMO TE-3xx, COOPDECH CSP-110/120). This program makes it possible to use the Smart Pump with paperChart. In order to take advantage of the features of the Smart Pump, we plan to further improve the program in the future.

Key word

paperChart, Smart Pump, syringe pump, Ppc-Ctrl.dll

Japan Organization of Occupational Health and Safety: Okayama Rosai Hospital, Okayama, 702-8055

Arduino と感圧センサーを用いた喉頭展開の際に 舌根部にかかる圧力の測定デバイスの試作

岩切さと子，吉田 力丸 ，森田 知孝* ，澁田 達史^{† ‡}

背 景

喉頭鏡を用いた喉頭展開の際には，口唇の挫傷や歯牙損傷のように術者がその場で確認できる合併症の他，喉頭鏡のブレードから患者の咽頭にかかる圧力により起こる喉頭脱臼などの視認し得ない合併症が起こり得る．前者に関しては，喉頭鏡操作時に口唇や歯牙に接触しないように注意することで回避できるが，後者については，実際の圧力を知る手段がない．本研究では，喉頭展開の際に舌根部にかかる圧力を測定する機器を試作し，気道管理トレーナを用いて測定を行った．



図 1 直達喉頭鏡，小型の風船，カフ圧計を用いた機器

方 法

1 風船を用いた試作器の作成

まず，日常的に使用している機器の中から，舌根部にかかる圧力が測定可能な物として，気管内チューブのカフ圧計を検討した．気管内チューブのカフに相当する物を舌根部に置いて喉頭展開を行えば，圧力が測定可能になると考えた．そこで，カフの代替として小型の風船を使用し，喉頭鏡で風船を圧迫した際の風船の内圧の変化を観察することとした．風船として未使用時のサイズが 50mm × 20mm の水風船（日本パール加工，大阪）を，カフ圧計としてハイ・ロー・ハンドカフ圧ゲージ（タイコヘルスケアジャパン株式会社，東京）を使用した．最初の試作器として，カフ圧計と接続した風船を直達喉頭鏡のブレードの先端に設置し，ブレードと舌根部の間に風船を挟み，喉頭展開する機器を作成した（図 1）．当初，この試作器ではブ

ラスチック製の外径 2mm のストローを風船とカフ圧計の接続に用いた．しかし，ストローが屈曲して閉塞する問題が生じたため，ストローを気管内チューブのインフレーションラインに交換した．

風船の内圧の変化の観察方法として，カフ圧計が 10cmH₂O を示すように風船を予め膨らませ，喉頭展開後の内圧と比較することとした．前述の試作器を用いてレールダールTM 気道管理トレーナ（Laerdal Medical，スタバングル）に喉頭展開を行い，術者が気管挿管可能と判断する視野を得られた時点でカフ圧計が示している値を確認した．この試作器で風船の内圧の変化の観察は可能であったが，1) カフ圧計が 120cmH₂O を超える内圧を測定できないこと，2) 反復使用により風船のゴムが劣化するため測定条件が一定でないこと，3) 喉頭展開後の視野を客観的に確認できないこと，4) 風船が舌と接触することで摩擦が生じて喉頭鏡の操作に支障が出ること，5) 風船が視野に入り込み喉

国際医療福祉大学三田病院 麻酔科

*成田富里徳洲会病院 麻酔科

†大垣徳洲会病院 麻酔科

‡野崎徳洲会病院附属研究所 独立研究員

頭展開の妨げとなること、が課題として残った。

2 感圧センサーを用いた試作器の作成

上記の課題に鑑み、まず喉頭展開後の視野を客観的に確認する為に、直達喉頭鏡をビデオ喉頭鏡に変更した。同時に、風船が喉頭鏡の操作や喉頭展開の妨げとなる問題を解決する為に、風船の代わりに小型で厚みのないセンサーを使用した。ビデオ喉頭鏡として McGRATH™ Covidien, ダブリンを、風船とカフ圧計の替わりにはシート状の感圧センサーを採用した(図2)。また、本試作器では、センサーとして FSR-402 (INTERLINK ELECTRONICS, カマリロ) を、マイコンとして Arduino™ Uno Rev3 (Arduino Holding, トリノ) を、プログラミングテキストエディタとして Arduino™ IDE (Arduino Foundation, トリノ) を用いて、感圧センサーに荷重がかかった際に測定された電圧を記録するプログラムを開発した。気道管理トレーナで測定する前に、FSR-402 を McGRATH™ MAC3 喉頭鏡ブレードの先端に装填し、既知の重さの錘でキャリブレーションを行い、電圧 (V) と圧力 (N) の相関関係の近似曲線及び近似式を求めた (図3)。その後、本試作器で気道管理トレーナに喉頭展開を行い、Cormack 分類 Grade I の状態を 5 秒間保った際の 5 秒間の平均の電圧から、近似式を用いて圧力を算出した。

3 被験者

手技が未熟な者では喉頭展開時の合併症の発生率が高くなることから、喉頭展開の習熟度と、舌根部への圧力との関係を調べるため、喉頭展開の経験の異なる被験者群を設定した。被験者群として、気管挿管未経験者 (Group A)、初心者 (Group B)、麻酔科後期研修医 (Group C)、麻酔科専門医 (Group D) の 4 群を設定した。

統計解析には Kruskal-Wallis 検定と Steel-Dwass 検定を併用し、 $p < 0.05$ を有意差ありとした。

結 果



図2 McGRATH™, 感圧センサー, Arduino™ Uno Rev3 を用いた機器

表1 本研究での測定結果 (平均値 ± 標準偏差)

Group	被験者数	舌根部への圧力 (N)	p vs Group A
A	6	3.60 ± 1.07	-
B	4	5.16 ± 0.80	0.27
C	4	3.39 ± 1.96	0.95
D	4	3.90 ± 1.53	0.99

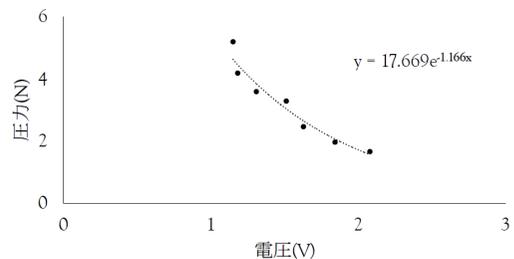


図3 錘で得られた圧力 (N) と電圧 (V) の相関と近似曲線

被験者は手術室看護師 6 名、周麻酔期看護実習生 (気管挿管を含む研修 2 か月) 3 名、初期研修医 (麻酔科研修 4 か月) 1 名、麻酔科後期研修医 4 名、麻酔科専門医 4 名の計 18 名であった。各被験者が 1 度ずつ上記の試作器を用いて喉頭展開し、舌根部への圧力の測定を行った (表1)。舌根部への圧力は Group C, A, D, B の順に小さい傾向を認めたが、有意差はなかった ($p = 0.39$)。

考 察

今回の結果を受けて考察すべき点として、結果の妥当性と、手技の習熟度と舌根部への圧力の相関関係の 2 点を検討したい。

表 2 直達喉頭鏡を用いた過去の報告の結果

参考文献	喉頭展開の対象	圧力の平均(N)	測定方法
1	患者	20	ハンドルにひずみゲージを組み込む
2	患者	16	ブレードに圧力測定フィルムを貼付し後日解析
3	患者	19	ハンドルにひずみゲージを組み込む
4	患者	38	ハンドルにひずみゲージを組み込む
5	患者	19	ハンドルにひずみゲージを組み込む
6	患者	21	ハンドルにひずみゲージを組み込む
7	患者	38	ハンドルにひずみゲージを組み込む
8	患者	20	ハンドルとブレードの間にひずみゲージを組み込む
9	患者	22	ハンドルにひずみゲージを組み込む
10	患者	11	ブレードに感圧センサーを貼付
11	マネキン	32	電子秤で垂直方向の力, 圧力測定器で水平方向の力を測定し合成
12	マネキン	42	電子秤の上にマネキンを置く
13	マネキン	2	ブレードに感圧センサーを貼付
14	マネキン	18	ハンドルにひずみゲージを組み込む
15	マネキン	25	ハンドルとブレードの間にひずみゲージを組み込む
16	マネキン	16	Waseda Kyotokagaku Airway No.5
17	マネキン	27	Waseda Kyotokagaku Airway No.5

表 3 ビデオ喉頭鏡を用いた過去の研究の結果

参考文献	喉頭展開の対象	圧力の平均(N)	使用したビデオ喉頭鏡
2	患者	10	Glidescope®
10	患者	5	Glidescope®
11	マネキン	7	Airtraq®
12	マネキン	1	Glidescope®
15	マネキン	1	Airwayscope®
15	マネキン	7	C-MAC®
16	マネキン	11	Airwayscope®

デオ喉頭鏡を用いた結果の範囲内にあり, 妥当と考える.

測定結果の違いが生じる理由としては, 使用機材や喉頭展開の対象, 測定方法, 測定する部位の違いが考えられる. 喉頭鏡のブレードにかかる圧力の分布を分析した研究では, ブレードの遠位側では近位側と比較して強い圧力がかかることが報告されている^{2,13)}.

1 結果の妥当性

挿管困難が予想されない条件で喉頭展開を行った際に, 喉頭鏡が患者の舌にかける圧力の平均値を測定した論文は多数ある¹⁻¹⁷⁾(表 2). 直達喉頭鏡とビデオ喉頭鏡を比較した研究では, 圧力はビデオ喉頭鏡の方が小さかった^{2,10,11,12,15,16)}(表 2, 3). 本研究で測定された結果は, 過去の報告で得られた直達喉頭鏡を用いた結果よりも小さく, ビ

2 手技の習熟度と圧力

熟練者 (Group C, D) と初心者 (Group B) との比較では, 熟練者の方が舌根部への圧力が小さい傾向にあった. 一方で, 最も手技が未熟であるはずの Group A の圧力が Group B よりも小さかった点は, 手技が未熟な者では喉頭展開時の合併症の発生率が高くなることと矛盾すると考えられる(表 1). この矛盾が生じた理由としては, 被験者

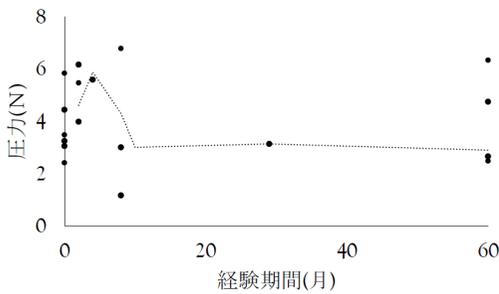


図 4 喉頭展開時の舌根部への圧力と習熟度の相関

数が少ないことと、未経験者が慎重に喉頭鏡を操作したために、より小さい圧力で展開した可能性があることが推測される。

喉頭展開の習熟度と、所要時間や喉頭鏡から患者の舌根部にかかる圧力の関連については、時間には差があるとされる^{15,18)}が、圧力に関しては定説がない。本研究では良好な視野を得るまでの時間を計測していないが、Group A でより長い時間を要した印象がある。今後は群間の差を明らかにするために、所要時間を考慮した測定が望まれる。喉頭展開においては熟練者と初心者との比較から、手技の習熟度により舌根部への圧力にも差が生じるように思われる。

本研究の結果から、術者は喉頭展開に慣れてきた頃に舌根部に最も大きな圧力をかける可能性が示唆された。喉頭展開に慣れないうちは時間をかけて慎重に喉頭鏡を操作していたが、手技に慣れるにつれて素早く喉頭鏡を操作するようになることで、所要時間は短くなるが圧力が大きくなり、更に習熟度が増すと余分な圧力が省かれるのではないかと推測する(図4)。今後、より多くの被験者で定期的に測定を行い、その変化を観察することで習熟度を評価できるのではないか。

結 論

ArduinoTMUno Rev3 と感圧センサー FSR-402, McGRATHTM を用いて喉頭展開の際に舌根部にかかる圧力を測定する機器を試作し、圧力の測定に成功した。また、喉頭展開の習熟度が異なる被験者の結果から、手技の習熟度により圧力

に差が生じる事が推測された。今後は、より多くの被験者のデータを収集し、喉頭展開の習熟度と圧力の関係のみでなく、喉頭展開の所要時間との関係も調べていきたい。

参考文献

1. Bucx MJ, et. al. Measurement of forces during laryngoscopy. *Anaesthesia*, 1992; 47: 348-351.
2. Carassiti M, et. al. Force and pressure distribution using Macintosh and Glidescope laryngoscopes in normal airway: an in vivo study. *Minerva Anestesiologica*, 2013; 79(5): 505-524.
3. McCoy EP, et. al. A new device for measuring and recording the forces applied during laryngoscopy. *Anaesthesia*, 1995; 50: 139-143.
4. Hastings RH, et. al. Force and Torque Vary Between Laryngoscopists and Laryngoscope. *Anesthesia and Analgesia*, 1996; 82: 462-468.
5. McCoy EP, et. al. A comparison of the forces exerted during laryngoscopy. *Anaesthesia*, 1996; 51: 912-915.
6. Bucx MJ, et. al. Cardiovascular effects of forces applied during laryngoscopy. *Anaesthesia*, 1992; 43: 1029-1033.
7. Hastings RH et. al. Force, Torque, and Stress Relaxation with Direct Laryngoscopy. *Anesthesia and Analgesia*, 1996; 82: 456-461
8. Bucx MJ, et. al. Forces applied during laryngoscopy and their relationship with patient characteristics. *Anaesthesia*, 1992; 47: 601-603.
9. Lee L, et. al. Laryngoscopy force in the sniffing position compares to the extension-extension position. *Anaesthesia*, 2008; 63: 375-378.
10. Russell T, et. al. Measurement of forces applied during Macintosh direct laryngoscopy compared with Glidescope[®] videolaryngoscopy. *Anaesthesia*, 2012; 67: 626-631.
11. Evans A, et. al. A comparison of the forces exerted during laryngoscopy using disposable and non-disposable laryngoscope blades. *Anaesthesia*, 2003; 58: 869-873.
12. Sherren PB, et. al. Comparison of the Macintosh, McCoy, Airtraq laryngoscopes and the intubating laryngeal mask airway in a difficult airway with manual in-line stabilization. *European Journal of Anaesthesiology*, 2013; 30: 544-549.
13. Russell T, et. al. A comparison of the forces applied to a manikin during laryngoscopy with the Glidescope[®] and Macintosh laryngoscopes. *Anaesthesia and Intensive Care*, 2011; 39: 1098-1102.

14. Waddington MS, et. al. The influence of gender and experience on intubation ability and technique: a manikin study. *Anaesthesia and Intensive Care*, 2009; 37: 791-801.
15. Bishop MJ et. al. Force Applied During Tracheal Intubation. *Anesthesia and Analgesia*, 1992; 74: 411-414.
16. Nakanishi T et. al. Comparison of the force applied on oral structures during intubation attempts by novice physicians between the Macintosh direct laryngoscope, Airway Scope and C-MAC PM: a high-fidelity simulator-based study. *British Medical Journal Open*, 2016; 6: e011039
17. Goto T, et. al. A comparison of the force applied on oral structures during intubation attempts between the Pentax-AWS airwayscope and Macintosh laryngoscope: a high-fidelity simulator-based study. *British Medical Journal Open*, 2014; 4: e006416
18. Bucx MJ et. al. Does experience influence the forces exerted on maxillary incisors during laryngoscopy? A manikin study using the Macintosh laryngoscope. *CANADIAN JOURNAL OF ANAESTHESIA*, 1995; 42(2): 144-149.

超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P の筋弛緩モニタへの応用

石黒 隆, 岩瀬 良範, 中尾 正和

はじめに

筋弛緩薬の効果やその残存を確認するための筋弛緩モニターは広く普及している。しかし、我が国で普及している TOFwatch(MSD) などは 1 軸性の加速度センサーであるため、母指への装着方向に厳密度が要求される。そのため利用者への教育、ハンドアダプターの利用推奨などが行われてきたが、それでも厳密な計測にはかなりの配慮が必要であった。

中尾ら¹⁾は、3 軸加速度センサーを使用することによって、装着方向にかかわらず、いずれかの方向で加速度情報を的確にとらえられることを見出し、この問題の解決の足がかりを得た。

一方、岩瀬らは、TOFwatch (MSD) などの既存の筋弛緩モニターで測定困難な患者がかなりの頻度で存在するという実体験を有しており、検出感度が高く方向に依存しないセンサを探していた。

超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P の開発を進めてきた石黒²⁾は、その医療応用を第 36 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 (2018 年) の特別講演で報告した。この報告が引金になって、筆者らは、AYA-P が神経刺激による指の動きの方向性に依存せず、筋弛緩状態を高感度に検出できることを発見、この技術を活用した筋弛緩モニタを企画するに至り、商品化を目的として、アドテックスで現在、開発を進めている。

本稿では、AYA-P、AYA-P システムの特長を概説するとともに、開発中のアドテックス筋弛緩モニタについて、その機能・可能性などを紹介する。

AYA-P と AYA-P システム

1) AYA-P

株式会社 アドテックス
 埼玉医科大学大学院 麻酔科
 広島総合病院麻酔科

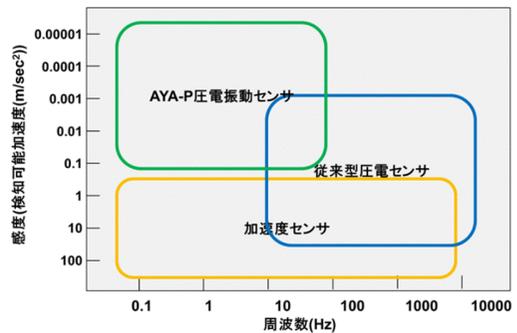


図 1 AYA-P の検知可能加速度と周波数帯域

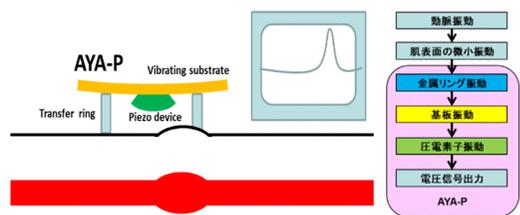


図 2 AYA-P の振動検出メカニズム

AYA-P とは、生体の生み出すさまざまな微小振動を超高感度・高精度に検出する超小型の圧電振動センサで、図 1 に示すように、生体信号検出に最適な 0.1-100Hz の感度域を有し、加速度センサ比約 10 万倍の検出感度と感度の方向依存性がほぼゼロなど、他の振動センサにない特長を有する^{3,4)}。

この AYA-P は、並列接続をするだけで複数センサの同期出力が可能なフルデジタル化したスマートセンサであり、脈波・心弾図・呼吸・体動などを高感度・高精度に検出することができる。

AYA-P の構造を図 2 に示す。独自に開発した超高感度圧電素子と振動伝達リングを小型基板に実装したという比較的シンプルな構造からなり、リングがピックアップした極超微小振動を基

板に伝達し基板振動に変換，基板上に実装された超高感度圧電素子がこの基板振動を電気信号に変換する．

2) AYA-P システム

AYA-P システムは，ハードウェアと専用ソフトウェア群から構成される．本システムは，最大 8 個の 2 種類のセンサを同期・ワイヤレス接続可能なシステムであり，ハードウェアは様々な機能を実現するために高機能なファームウェアが実装されている (図 3) ．

図 3 に示すように，センサには用途に応じて，センサ部分離型超小型センサ (AYA-P05C2/AYA-P06SS) と超小型充電電池・BLE (Bluetooth Low Energy) 内蔵センサ (AYA-P07S) が用意されている．センサ部分離型超小型センサの超小型センサ部 (AYA-P06SS) は筋弛緩モニタに使用予定である．

さらに，PC や Tablet 向けに送受信用ドングル AYA-P07C が用意されており，センサと送受信用ドングルの間は Pre-Paired BLE と呼んでいる，あらかじめペアリングを行う等の工夫によって，「すぐに，正確に，切れない」ワイヤレス接続を実現している．

センサ部と送受信部の間を安定したワイヤレス接続で接続することによって，① PC や Tablet を電氣的に分離することができ，医療機器に課せられる電氣的安全性の範囲をセンサ部に限定することが可能になるだけでなく，② 足を引っかける等の事故防止にもつながり，③ 患者を非拘束化することができる．

AYA-P システムには，これをささえる 3 種の専用ソフトウェア群がある．それらは，① 筋弛緩モニタリングを行う ADTEX Bio Signal Analyzer (ABSA, Android 向けアプリケーション)，② 脈波解析を行う Smart Pulse Analyzer (SPA, Android 向けアプリケーション)，そして，脈波伝搬速度解析を行う AYA-P Multi (Windows PC 向けアプリケーション) である．

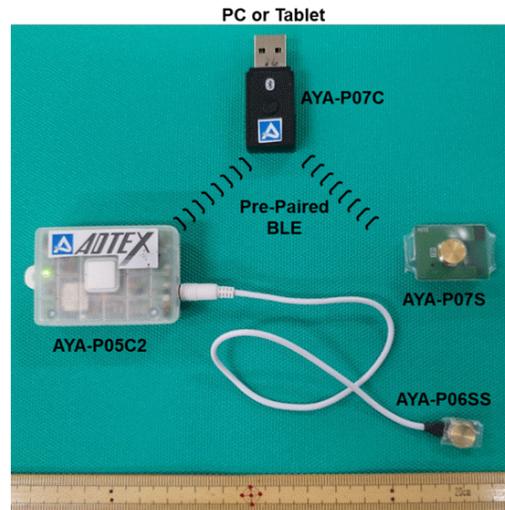


図 3 AYA-P システムの構成

アドテックス筋弛緩モニタ

1) 特長

アドテックス筋弛緩モニタは，AYA-P システムをベースに神経刺激機能を搭載した開発中の筋弛緩モニタであり (特許出願済み)，埼玉医科大学・JA 広島病院・アドテックスのプロジェクトチームで機能仕様等を策定している．

AYA-P システムを採用することによって，① 圧倒的に高感度・取り付け方向依存性ほぼゼロ，② 測定感度のダイナミックレンジがワイド (112dB) であるため，測れない被験者がいるという問題を解決するだけではなく，キャリブレーションレスを実現できる見込みである．さらに，AYA-P の感度の高さにより，麻酔下であれば，母指に装着した 1 つのセンサで筋弛緩効果だけでなく，心拍と呼吸数も同時検出が可能である．

最大 2 個 AYA-P センサを接続することが可能であるため，呼吸用等に第 2 の AYA-P センサを追加し，腹部等に装着することで精度の高い呼吸信号を同期検出することも可能である．これは歯科麻酔等で有効であると考えられる．

アドテックス筋弛緩モニタでは，測定結果の表示だけではなく，操作もすべて，ワイヤレス接続された Android 画面で行うため，神経刺激を含

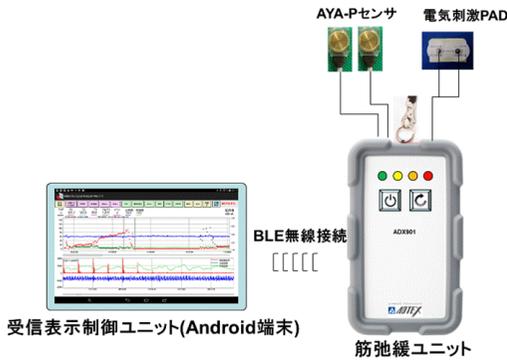


図4 アドテックス筋弛緩モニタの構成

む、すべての操作と結果表示を手元で行い確認することができる。さらに、測定結果等や解析結果等のデータもすべて自動的に保存されるシステムとなっている。

2) 構成

アドテックス筋弛緩モニタのシステム構成を図5に示す。

アドテックス筋弛緩モニタは、1組の電気刺激PADと1-2個のAYA-Pセンサを接続可能な筋弛緩ユニットと、ADTEX Bio Signal Analyzer アプリを実装したAndroid端末(タブレット)である受信表示制御ユニットから構成される(図4)。

両者はBLEでワイヤレス接続されることで、先述の通り、タブレット部を筋弛緩ユニット部と電気的に分離することができ、電気的安全性が担保されているとともに、すべての操作が手元でき、操作性の向上が実現できている。

3) 表示・解析機能

アドテックス筋弛緩モニタは、Android端末1つで種々の神経刺激モードの制御とリアルタイム筋収縮量解析を実現しており、種々の神経刺激モードと筋収縮波形表示・解析機能実装予定である。

実装予定の神経刺激モードと筋収縮波形解析機能を図5に示す。従来機種で実装されている神経刺激機能に加え、TOF測定モードとPTC測定モードを自動判断して繰り返すAuto Pilot機能も実装予定である。

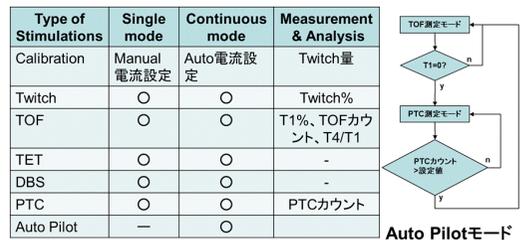


図5 実装予定の神経刺激モードと筋収縮波形解析機能

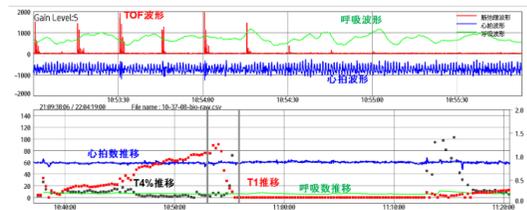


図6 1つのAYA-Pセンサで筋収縮量・心拍・呼吸を同期解析した例

4) 解析例

1つのAYA-PセンサとAndroidアプリで実現
 ABSAは、内蔵しているデジタルフィルタを使うことで、AYA-Pセンサの出力をリアルタイムに筋収縮量・心拍・呼吸に分離している。測定結果の一例を図6に示す。デジタルフィルタは、アプリケーション内で任意に設定することが可能であるが、我々は、筋収縮量用に、20Hzのハイパスフィルタ、心拍用に、0.5-4Hzのバンドパスフィルタ、呼吸用には0.01-0.5Hzのバンドパスフィルタを使っている。

この条件で、麻酔下であれば、母指にAYA-Pセンサを1つ装着するだけで、筋収縮量・心拍・呼吸信号を検出することが可能である。

さらに、AYA-Pセンサを1つ追加し、腹部等に装着することで、高精度呼吸信号の同期検出も可能である。

終わりに

本稿では、超高感度圧電振動センサAYA-PとAYA-Pシステムを解説し、その医療応用の一つとして、現在、商品化に向けて開発を進めている「アドテックス筋弛緩モニタ」の特長を述べた。

我々は、この新しい筋弛緩モニタを一日も早く完成させ、医療の世界にこれまでに知られていなかった「極超微振動検出という目を使う医療機器の可能性をアピールしていきたい。

a smart piezoelectric vibration sensor with ultra-high sensitivity

Tad Ishiguro¹⁾, Yoshinori Iwase²⁾ and Masakazu Nakao³⁾

参考文献

1. 中尾正和, 本多亮子, 佐々木幹子, 渡辺るみ, 望月さや, 松本千香子: 3次元加速度センサーを用いた筋弛緩モニターの可能性, 日本麻酔科学会第66回学術集会, 2019.
2. 石黒隆: 超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P の医療応用, 麻酔・集中治療とテクノロジー 2018. (印刷中)
3. K. Kobayashi, T. Ishiguro, Y. Doshida, T. Gotoh, H. Kishi(太陽誘電), "Piezoelectric pressure wave sensor for health care application," The 12th Pacific Rim Conference on Ceramic and Glass Technology, p.142, 2017.
4. 石黒隆 (太陽誘電): 新構造圧電センサ AYA-P の開発とその応用, 電気学会講演会 (電気学会群馬支所), 2017.

We found that 'AYA-P' which was introduced in the Japan Society of Technology in Anesthesia in 2018 as a new digital and intelligent piezoelectric vibration sensor is good for the neuromuscular monitoring device applying its non-directional sensing capability.

ADTEX Inc. are developing the neuromuscular monitor based on AYA-P currently. The characteristics of AYA-P and AYA-P system, and the specifications and the possibilities of the equipment is discussed in this article.

1) *ADTEX Inc.*

2) *Department of Anesthesiology, Saitama Medical University Hospital*

3) *Department of Anesthesiology, JA Hiroshima General Hospital*

ABSTRACT

A Neuromuscular monitoring by the AYA-P,

Keywords:

Neuromuscular monitoring, ADTEX, AYA-P, detecting ultra-fine vibration

超高感度スマート圧電振動センサー AYA-P による 筋弛緩モニタリングと臨床研究について

岩瀬 良範, 石黒 隆*, 中尾 正和†

はじめに

2018 年の本学会特別講演で紹介された超高感度スマート圧電振動センサー AYA-P(アドテックス, 群馬県) は, 様々な医学的応用の可能性が示された. 小型で超高感度, BLE(Bluetooth Low Energy) 無線伝送等の利点に加えて, 「無指向性」が筋弛緩モニタリングに多大な利点を有すること確信した我々は, 表記プロジェクトを開始したのでその進捗と医療機器開発上の問題点を報告する.

現代の筋弛緩モニターの問題点と課題

現在の筋弛緩モニターは, 煩雑な配線, 筋収縮の運動方向と一致しない可能性が残る単指向性(一軸)の加速度センサー, 電気刺激に対する体動や反射で測定系が安定しないのに強く推奨される筋弛緩薬投与前の較正など, 多くの問題点の原因が測定系の貧弱さにある. また, 記録を容易に残せないのも問題である. 現在の加速度センサーはスマートフォンやタブレット端末の普及により直交三軸が主流となった. 同センサーの筋弛緩モニターへの応用は米国および中国¹⁾(Mindray: 3-directional NMT Module) やフランス²⁾(idmed: TOFScan) の企業から発売された機種によって行われ, 1) は日本にも一時的に輸入されたが普及は非常に限定的だったという. 2) は輸入未承認である. 演者(N) は, この課題に対して自作の三軸加速度センサーによる筋弛緩の測定用モニターを開発し臨床応用の可能性を示した³⁾.

これらの課題に対して, 無指向性の AYA-P は理想の筋弛緩モニターのセンサーになり得ると確

信した. 演者(IW) に装着した AYA-P は TOF 刺激を正確に描出した(図 1).

臨床研究法

AYA-P と TOFWatch(製造販売 MSD) との比較検討研究を所属施設(IW) の IRB に申請したが, AYA-P が医療機器としての認証を完了していないことから, 臨床研究法で「国内で“未承認”あるいは“適応外”の, 医薬品等を用いて行われる臨床研究」に含まれ, 「特定臨床研究」の対象と判断⁴⁾され, 臨床研究は事実上実施困難となった.

認証に分類される医療機器は, JIS 規格に基づく試験を行う事で, 認証取得手続きへ進むことが出来る. 本プロジェクトは群馬県の産学連携プロジェクトとしても認定され, 始動していることから, 試作機は JIS 規格に基づく医療機器として認証される見込みであり, 『アドテックス筋弛緩モニター』として発売されると聞いている.

本学会特別講演でも話題になったが, 医療機器は JIS 規格に合格して認証されれば, 販売可能になる. 臨床試験が必要かどうかは機器により異なるのが実情のようである.

「筋弛緩モニタリング」を考察する

筋弛緩モニタリングの必要性は以前にも増し, 各薬品の能書もそれを強く推奨している(表). 一方で, その記録はセンサーの貧弱さゆえに, いまだに我々の知覚で判定することも多い. しかし, 診療, 特に保険診療の観点からは記録の重要性を強く指導される. 「記録がなければ, その診療(モニタリング)が行われたとは認められない」等の

埼玉医科大学病院麻酔科

*株式会社アドテックス

†JA 広島総合病院麻酔科

A). 1Hz Twitch



B). TOF

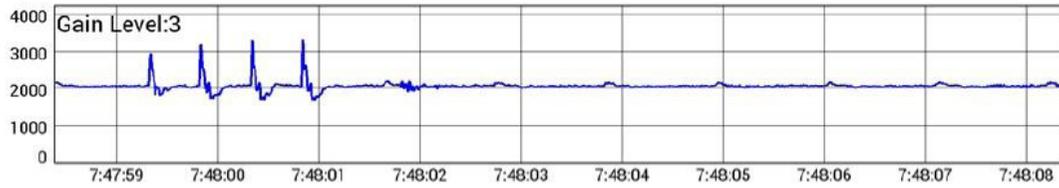


図 1. 神経刺激時の AYA-P の記録波形

廃材および旧式医療機器でここまで出来る

- すべて医療機器
- 緊急避難的に使用

軽度膨らませた
カフを握らせる

圧トランスデューサー

神経刺激装置

Tristim
MODEL NS-3A
PERIPHERAL
NERVE STIMULATOR

図 2. 廃材医療機器で作成した筋弛緩モニターセンサー部分

指導は医師法の観点からも合理性があるが、自動記録が主流になりつつある現在、なんらかのハードコピーも容易に作成できない機種が大半の筋弛緩モニターは、時代の要求に即しているとは言えないのが現状である。

筋弛緩モニターは、神経刺激部と筋収縮検知部から成る。当然のことながら、神経刺激部はTOFWatchの場合能書によれば、最大電流60mA、最大電圧300Vで、出力によっては電気刺激そのものが侵襲になる。一方、筋収縮検知部はAYA-Pおよび加速度センサー等で患者に損傷を与えることは考えにくい。

臨床研究法第二条には、いわゆる「観察研究」(研究の目的で検査、投薬その他の診断又は治療のための医療行為の有無及び程度を制御することなく、患者のために最も適切な医療を提供した結果としての診療情報又は試料の収集により得られた情報を利用する研究)は、この法律への除外が示されているが、AYA-Pによる筋弛緩モニターが医療機器として認証されていないので、これも適用にはならない。

1942年にGriffithが筋弛緩薬(d-tubocurarine)を臨床応用⁵⁾、1970年にAli,Gray⁶⁾によりTOF(Train-of-Four)が提唱されたが、それまでの筋弛緩モニタリングは単収縮とPTC(post tetanic count)が主だった。その神経刺激も、センサーも現在の電気適合性の観点からは疑問が残るシステムである。センサーも様々なものが試行されたが、現行のような加速度センサーが報告されたのは1988年⁷⁾のことであり、この後も臨床経験を主体とした報告が現在まで続いている。

今世紀に入り、超短時間作用性筋弛緩薬ロクロニウムとその拮抗薬であるスガマデックスの普及は、筋弛緩モニタリングの様相を大きく変化させてしまった。特に、スガマデックスの効果は絶大で、以前より筋弛緩モニタリングへの関心は薄れてしまった感がある。一方で、再クラーレ化による呼吸抑制事例が散見されるようになり、注意喚起がなされるようになった⁸⁾ことを、我々も強く

認識する必要がある。

ロクロニウムおよびスガマデックスの能書を表にまとめた。重要なことは、麻酔科医師としては筋弛緩モニタリングの理論と実際に習熟し、「安全かつ適切に使用するために、筋弛緩モニターを可能な限り行うこと」である。しかし、一方で筋弛緩モニタリングが施行できない状況下での投与も正当化された記述もある。これは、まだまだ筋弛緩モニタリングが発展途上にあることを物語っている。抗不整脈薬や循環器系作動薬を緊急投与する際に、心電図や血圧計などの循環器系モニタリングをしないのと同じである。

それでは、目視または用手判定および単軸加速度センサーによる筋弛緩モニタリングの方法は存在しないのだろうか?文献的調査によれば、最初はフォースストレングージを握らせて神経刺激に対する筋収縮を検出していた⁹⁾。血圧トランスデューサーの登場とともに、シリンジを握らせて生体監視装置に表示する方法も提唱された¹⁰⁾。さらに、バルーンと前腕部特殊装具のあいだに生じる圧力で筋収縮の程度を測定する方法も提唱され¹¹⁾、それぞれに有効性が示されている。

筆者(IW)は、Chang¹¹⁾らのバルーンを気管チューブのカフを用いて母指内転筋の収縮によるカフ圧の変化を血圧トランスデューサーで計測することにより、すべて医療機器で筋弛緩モニタリングを行い得ることを見出した。(写真)これによって得られた結果を「観察研究」としたい意図はないが、このような手法で実用的な筋弛緩モニタリングが可能なのは広く知らせたい。臨床研究法にある「患者のために最も適切な医療を提供した結果としての診療情報又は試料の収集により得られた情報を利用する研究」は、同法の除外対象だが、本例がそれに該当するかどうか、審査を受けて緊急避難の方法も閉ざされることの危惧がある。

手術麻酔において、筋弛緩は外科医にとっても重要事項である。本法で術中の確実な筋弛緩と、術後の完全な拮抗をモニター表示した際の一同の

(表) ロクロニウム，スガマデックスの能書における筋弛緩モニタリング関連の記述

-
1. ロクロニウムにおける筋弛緩モニタリング
 - a. 持続注入により投与する場合は，筋弛緩モニタリング装置を用いて適切に注入速度を調節すること。(用法及び用量に関連する使用上の注意)
 - b. **重症筋無力症，筋無力症候群の患者では，非脱分極性筋弛緩剤に対する感受性が極めて高く，筋弛緩作用が増強・遷延しやすいため，筋弛緩モニターによる確認を必ず行うとともに，患者の呼吸状態等に十分注意し，必要に応じてスガマデックスナトリウムによる筋弛緩状態からの回復を行うこと。また，これらの患者では筋弛緩状態からの回復に抗コリンエステラーゼ剤を使用しないこと。(重要な基本的注意)
 - c. **重症筋無力症，筋無力症候群以外の患者では，本剤による筋弛緩状態から回復させるには，スガマデックスナトリウム又は抗コリンエステラーゼ剤並びにアトロピン硫酸塩水和物(抗コリンエステラーゼ剤の副作用防止のため)を静脈内投与すること。抗コリンエステラーゼ剤を投与する場合，筋弛緩モニターによる回復又は自発呼吸の発現を確認した後に投与すること。(重要な基本的注意)(スガマデックスの場合は，この記載はない)
 - d. 本剤による筋弛緩の程度を客観的に評価し，本剤を安全かつ適切に使用するために，筋弛緩モニターを必要に応じて行うこと。(重要な基本的注意)

 2. スガマデックスナトリウムにおける筋弛緩モニタリング
 - a. 通常，成人にはスガマデックスとして，浅い筋弛緩状態(筋弛緩モニターにおいて四連(TOF)刺激による2回目の収縮反応(T2)の再出現を確認した後)では1回2mg/kgを，深い筋弛緩状態(筋弛緩モニターにおいてポスト・テタニック・カウント(PTC)刺激による1?2回の単収縮反応(1-2PTC)の出現を確認した後)では1回4mg/kgを静脈内投与する。(用法及び用量)
 - b. 筋弛緩モニターによる確認ができない場合は，十分な自発呼吸の発現を確認した後はスガマデックスとして2mg/kgを投与すること。十分な自発呼吸の発現を確認する前のロクロニウム臭化物による筋弛緩に対してはスガマデックスとして4mg/kgを投与するが，筋弛緩状態からの回復が遅延することがあるため，患者の状態を十分に観察すること。なお，筋弛緩モニターによる確認ができない場合の自発呼吸の発現を確認する前のベクロニウム臭化物による筋弛緩に対する本剤の有効性及び安全性は確立されていない。(用法及び用量に関連する使用上の注意)
 - c. 筋弛緩及び筋弛緩の回復の程度を客観的に評価し，本剤を安全かつ適切に使用するために，筋弛緩モニターを可能な限り行うこと。(重要な基本的注意)
-

アンダーラインと太字は PMDA ウェブサイトの表示のまま

**2016年3月改訂(第8版)

連絡先：350-0495 埼玉県入間郡毛呂山町毛呂本郷 38
 電話番号，Fax 番号：049-276-1271 ファクス兼用
 e-mail アドレス：iwase@saitama-med.ac.jp

廃材医療機器と日用品で硬膜外麻酔をシミュレートしてみた

岩瀬 良範

はじめに

硬膜外腔の「陰圧」の成因は諸説ある．穿刺針，胸腔内圧，身体の成長，体位，脳脊髄液圧などがある．もちろん，実験的研究も報告され，Harrison¹⁾による模擬硬膜外腔は大変参考になるが，最も重要部分である「硬膜」は，”Paul’s tubing”（排尿用コンドーム）である．論文の図から，本実験系はシリンジや輸液セット等の医療機器と日用品で実現可能と思われた．

著者らはここ数年，CT 画像から脊椎骨を 3D プリンタで再現し，軟性素材に包埋することで穿刺モデルが作成できた^{2,3)}．この中に硬膜と黄靭帯に相当する 2 枚の膜を入れれば，模擬硬膜外腔が実現できると考えたが，実現は容易でなく，ステップバイステップの試行が必要なが判明した．本報告はその第一段階ともいえる．

模擬硬膜外モデルの作成

廃材医療機器は，患者に接触せず廃棄されるものとした．基本は 50mL シリンジのガスケットと内腔に「硬膜」を入れて，ガスケットは外部と交通できるように工作する（図）．硬膜の材質を考え，当初は伸縮性の少ないポリウレタンによるエコプローブカバーを用いたが，水漏れが多く断念した．次いで医療用のラテックスコンドームを試用したが，これも水漏れに悩まされ，結果的にはポリウレタン製コンドーム（サガミオリジナル）がほぼ完全な耐水性および耐圧性を実現した．

実験

Harrison の方法を参考に，髄液側に 18cmH₂O の水圧をかける．シリンジ接続部は硬膜外腔そのものなので，三方活栓で開放の後に閉鎖する．次

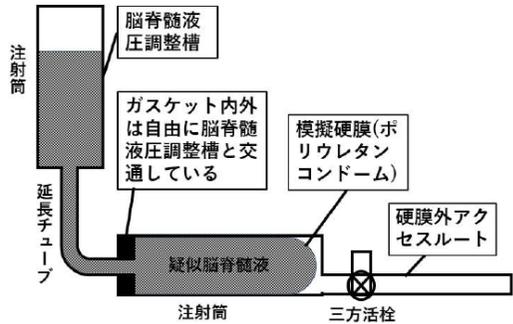
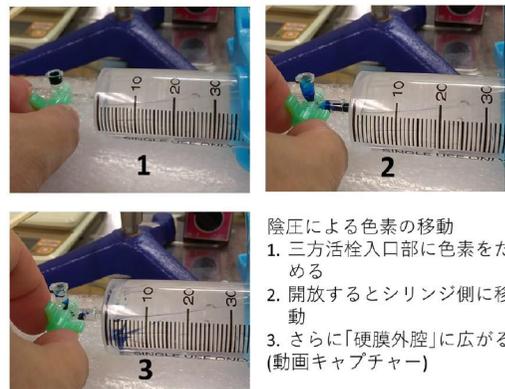


図 1 模擬硬膜外モデル



陰圧による色素の移動
 1. 三方活栓入口部に色素をためる
 2. 開放するとシリンジ側に移動
 3. さらに「硬膜外腔」に広がる
 (動画キャプチャー)

図 2 模擬硬膜外モデルの実験

に髄液圧を 10, 0, -5cmH₂O として，三方活栓の接続部に液体を盛り，三方活栓を開放して液体の挙動を確認した．(ハンギングドロップに相当する．)

結果

いずれの場合も液面はシリンジ側に移動し（写真），その程度は髄液圧の差分に比例した．陰圧は髄液圧測定液面がシリンジとほぼ等しくなるまで持続した．

考察

脳脊髄液圧による陰圧が再現できた。本モデルは、麻酔科医が日常環境の中で「硬膜外麻酔の謎」に挑戦する糸口になり得る。モデル作成の項でも述べたが、本モデルの最重要部分は「硬膜」の材質にある。今回は、水漏れと伸縮性の観点からポリウレタン製コンドームが最良だったが、この材質は様々なものを試す必要があると思われた。なぜなら、人体の硬膜の性状(厚さ⁴⁾、伸縮性、硬さなど)も、一人ひとり異なる可能性があるからである。さらに、硬膜外麻酔の薬液の広がり、体位、重力の影響なども検討し得る。

医学および医療における実験的検討が厳しく制限される現在、このような手法は最後のフロンティアともいえるのではないだろうか。

引用文献

1. Harrison GR: A model of the extradural space and a reappraisal of the extradural space pressure. *Br J Anaesth.* 1987 Sep;59(9):1177-80.
2. 岩瀬良範, 堀越雄太, 長坂浩: 積層型 3D プリンターによる CT 画像からの脊椎骨造形. *麻酔・集中治療とテクノロジー* 2017: 90-93, 2017 年 11 月
3. 岩瀬良範, 納谷 一郎太, 長坂 浩: 脊椎骨モデル, 透明軟性素材, ウレタンホースによる腰椎脊柱管モデルの作製. 第 66 回日本麻酔科学会学術集会 Q-IJ2-6 2019 年 5 月 31 日神戸市
4. Hong JY, Suh SW, Park SY, Modi HN, Rhyu IJ, Kwon S, Yu H, Byun J. Analysis of dural sac thickness in human spine-cadaver study with confocal infrared laser microscope. *Spine J.* 2011 Dec;11(12):1121-7.

ABSTRACT

Simulated epidural negative pressure
by Harrison model (1987)
with daily medical devices.

Yoshinori Iwase

[Introduction]

Several hypotheses had been suggested in genesis of epidural negative pressure. In 1987, Harrison reported simulated epidural space model and its efficacy. The author thought and execute that current model could be replicate with daily medical devices.

[Materials and Methods]

a). The model

A 50ml syringe, tubings, 3-way stopcock, polyurethane contraceptive shields were assembled as figure. The gasket was penetrated with air-tight tubing connection. This tubing allowed to communicate virtual head and spinal canal.

b). Experiment

1. Water filled up until 18cm height (=CSF pressure 18cmH₂O). 2. Three-way stopcock at epidural access port was closed. 3. CSF pressure reduced 10, 0 and -5cmH₂O. 4. The movement of colored water filled three-way stopcock and tubing were observed.

[Results]

In each case, colored water was vacuumed into epidural space according to difference of CSF pressure.

[Conclusion]

Harrison model could replicate with daily medical devices. It will be able to try many conditions of anesthesiologist's question.

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

特別寄稿： 末梢神経伝導検査についての問題事項

－手根管症候群の術前検査として両側の神経伝導検査が必要とされ、その電気刺激により両側の神経障害性疼痛を来した自験例－

佐藤 暢

はじめに

人体で神経系の機能を試験するには、該当する神経系の生理的刺激での閾値測定するのが適切である。例えば、光刺激についての視力検査、音刺激についての聴覚検査などである。皮膚の触覚については、触毛検査や Aesthesiometer、2点識別検査などもある¹⁾。一方で、非生理的な刺激ではあるが通電による疼痛検査は便利であるので普及している。これについては「人体に直接通電した時に感知する痛みの閾値では、角膜が一番に感度が良くて $20\mu\text{A}$ 、次に舌端が $40\mu\text{A}$ 、更に上腕皮膚上で 1mA である。(途中略) 電流の周波数が高くなると細胞膜にかかる電圧が減少するので刺激作用が減少し、電流は人体表面を流れやすくなり、皮膚での熱作用となる。」との記載がある²⁾。一方、 $50\sim 60\text{Hz}$ 辺りの交流感電が最も危険で、 10mA で我慢できないほどのピリピリ痛、 20mA で痙攣を起こし呼吸困難、 50mA でも生命の危険があると一般に知られている。

そもそも、生体内の神経細胞における生理的な電気現象は、生きた細胞膜を隔てた内外での Na/K イオンなどの電解質濃淡電池によるもので、単一の神経細胞 (neuron) の軸索 (axon) における電気的情報伝導の特徴であり、これには自己への傷害性はない。他方で、人体に電流を人為的に流すことは、生理的ではなくて、電流が過剰になるとその刺激も過剰になり、障害を与えるが、それを予知させるのが通電時の独特なピリピリ疼痛である。

直流矩形波は刺激電流を一定電流に調節して行う便利な方法で、基礎・臨床医学での電気生理

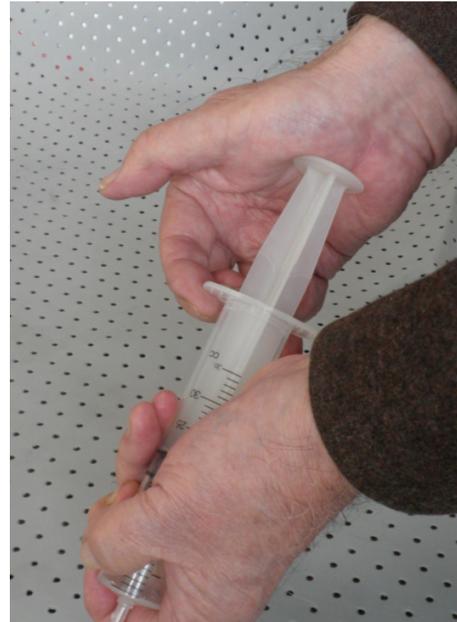


写真 1 30ml の注射器の内筒基部を右手の手掌根部で力一杯押して微温湯で洗浄した様子を示すが、この写真では実際に押しはしていない。

学検査で好んで用いられる。矩形波の電流刺激は、電位の時間的変化の割合 (変化率) が高いので、緩やかに増減する曲線波電流よりも刺激性が高くて痛い。電流には、直流、交流ともに無数の形があり、しかも生体内の通電では波形が速やかに変化するので、生体に及ぼす作用、副作用の詳細については未知の分野が多い。

ヒトの生体で皮膚の上から皮下にある末梢神経の生理的な活動の閾値を測ることは臨床では不可能なので、替わりに矩形波直流の電気刺激を用いて

鳥取大学名誉教授

連絡先: satotoru@orange.plala.or.jp

掲載許可日 2021 年 3 月 18 日

神経伝導検査 (Nerve Conduction Study: NCS) を行い、末梢神経幹の伝導機能が正常か、どの程度、どの範囲で損傷されているのかを知ろうとする研究 (study) が行われてきて、神経内科を中心に実用化され、保険診療では「誘発筋電図 (神経伝導速度測定を含む)」として採用されている。これを著者に用いた結果、神経障害性疼痛を来したので、この事故について報告して、手根管症候群 (Carpal Tunnel Syndrome: CTS) の術前検査としての価値や安全性について疑問を提起し、問題事項を概説するので、諸賢のご批判を仰ぎ、かつ問題事項についてお教願えるよう希望する。

エピソード (自験例)

2018年5月に妻の右下肢に生じた下腿潰瘍の洗浄に30ml用のプラスチック製注射器を用いて2ヶ月余の間、連日微温湯を詰めては右手の手掌根部で内筒 (プランジャー) の基部をカー杯押しして洗浄する操作 (写真1) を毎度15回ほど繰り返した結果、右手掌根部に疼痛を伴う手根管症候群 (CTS) を来した。暫くは整形外科開業医のところまで右手に装具やステロイドの管内注射などの治療を受けたが、右母指球の萎縮も含めて改善が見られないので、正中神経の手根管内絞扼による後遺症を心配して早目に手根管開放術を希望し、総合病院 (以下当院という) の整形外科・手の外科専門医へ紹介してもらった。その折には右側手根管解放術による日帰り手術を予定しており、両側正中神経の神経伝導検査 (NCS) が必要になるとは予想もしていなかったし、また手根管開放術の予後についても心配していなかった。

ところが、7月23日の予診医師から「ここではNCSを含めて指定の検査をすべてやらねば手術をしないことになっている」と言われてから、専門医の初診を受けて8日後の手術日を決めて手術の同意書を書いた後で、翌日の午後にNCSを受けるために検査部に来るようと言われたので、なぜCTSの診断が確定したのにNCSが必要なのか、統計をとるためかと質問したら、後遺症が出

た時に術前の神経障害の程度を記録に残しておくためだと言われたと記憶する。その場ではNCSを筋電図のようと言われただけで、痛い検査であるなどの説明はなく、NCS検査についての同意書もなかったが、手術をして貰うには止むを得ない雰囲気であった。

翌日の午後3時から4時の予定で、横手根靭帯切断の術前検査として両側上肢の正中神経について、運動神経伝導速度 (motor nerve conduction velocity: MCV) 検査と逆行性測定法による感覚神経伝導速度 (sensory nerve conduction velocity: SCV) 検査を受けた。電気刺激による苦痛は予想した以上であったが、冷静に耐えることができた。全てを一人で担当した臨床検査技師は熟練した様子で、終始円滑に動いていたが、MCVの測定を両側上肢に、SCVの測定も両側上肢に2回ずつで、計8回の測定結果をプリントした模様であった。しかし、SCVの測定のなかの右肘刺激では記録された波形の立ち上がり不明瞭で判定不能として記録から削除されたことを後で知った。

その晩自宅で入浴して右手を温めると、前日までは手のこわ張りが取れてよい感じであったのに反して、異常な痛みが右手首に来て指が曲がらなくなった。これは局所が暖められて充血と腫れが増悪したからだと思った。翌朝からは右手の痛みが更に増悪して、次第に耐え難くなったので、その日の4PM頃当院の救急外来を受診してキシロカインの管内注射を受けたが、効果は一時的であった。その後も右手首の疼痛は増悪を続け、やっと手術日 (7月31日) が来て、手根管を開放して貰うと楽になった。術者は、術中に正中神経が“赤く腫れている”と言っていた。その後も右手の第1指から第4指までの痛みと痺れ感が強くなり、パソコンのマウスが使えず、字も書けない日々が続いた。健側の左手は、10日ほど遅れて同様に痺れ感を伴う疼痛がひどくなって、両手が使えない不便が続いたので、9月1日に当院の院長と主治医宛てにメールで病状経過を述べて、その治療と再発防止を請願した。その結果、当院の医療安全推

進室で取り扱うことになった。著者は、病院側と弁護士を立てて争うよりも、病院側と協力して何故にこの様な後遺症、すなわち両側上肢の神経障害性疼痛 (neuropathic pain) が起きたのかを解明することが再発防止に役立つと提案して、NCS に関する勉強を始めるとともに、疼痛に対しては当院外来の麻酔科・ペインクリニックで治療を継続することになった。そして当院の医療安全推進室から医薬品医療機器法に基づく医療機器安全情報報告書を 独立行政法人 医薬品医療機器総合機構 (PMDA) に送り、後日メーカーから後述する筋電図・誘発電位検査装置の検査にきたが、装置には異常な点は発見されなかったとの報告を受けた。

その後も両手の疼痛は止まず、更に激しい疼痛が両肩・上腕部、両大腿、腰背部などへと次第に広範に及び、日常生活にも著しい支障を来した。

特に困ったのは、毎朝ベッドから起床するのに両側とも上肢が痛くて使えない上に、両下肢・腰も大変に痛いので起立するまでに大変な苦勞と苦痛を重ねたことである。夜間はプレガパリンの眠前服用により熟睡できたが、睡眠時間が長いほど翌朝のこわ張りと疼痛が強いと感じたので、休眠の長さが反って症状改善に反するように思われた。日々気分が浮沈したが疼痛箇所もあちこちと移動した。全身的な苦痛と体調不良は11月になっても続き、プレガパリン (25mg 朝夕, 75mg 眠前) を中心とし、ノルトリプチリン 10mg、ノイロトロピン 2錠 朝夕などの服用でも改善の兆しは一向に見られず、著者は線維筋痛症 (fibromyalgia: FM) の併発を疑った。ところが、11月20日の血液検査で CRP 3.31mg/dl, MMP-3 394ng/ml, 血沈 (ESR) 44mm/h と高かったので、リウマチ性多発筋痛症 (polymyalgia rheumatica: PMR) と診断され、毎朝プレドニゾロン 10mg の服用を始めたところ1週間で全身痛が軽減して楽になった。後にプレドニゾロン漸減中の翌年5月9日の血液検査では、リウマチ因子定量 4.9u/ml 定性 (-), MMP-3 369ng/ml で PMR の診断を裏づけるものであったが、空腹時血糖 176mg/dl, HbA1c(NGSP) 6.7

%で糖尿病を併発していた。同年8月末にはプレドニゾロン 2mg/日まで減じたが、なお両手指の痺れ感と疼痛とむくみ・こわ張りが残っていた。つまり、PMR は去ったが、両側の正中神経伝導検査 (NCS) で受けた神経障害性疼痛は、主に交感神経障害の RSD(反射性交感神経性ジストロフィー) 型の後遺症として残っており、細かい書字やボタン掛け、ページ捲り、打診、触診などにはいまだに支障が残っている。

NCS を両上肢に受けてから3年足らず経過してこれ以上の治癒は難しいと思われる現状であるが、なぜ当事故が起きたのかについては、両側正中 NCS の電気刺激が当時 87 歳であった老人には強過ぎて、まず右手根管症候群による右正中神経の充血や浮腫などの絞扼性病変の悪化 (充血と浮腫の増悪) から急性正中神経障害性疼痛を招き、次いで左手の正中神経障害性疼痛をも来したが、それを契機に FM ないし PMR を併発したのは NCS による C 神経線維の障害が全身痛の契機となったのではないかと思われる。引いては、主に両側の正中神経に含まれる無髄神経線維と正中神経の周辺にも分布する交感神経系に障害が残って現在の両手全指に障害を来しているのではないかと考えるが、この件についてはこの事故に関する問題事項において後述する。

末梢神経伝導検査 (Peripheral NCS) について

検査装置と検査方法、及び検査結果と評価

著者に使用された定電流制御型直流刺激装置は、国内のメーカー製の筋電図・誘発電位検査装置 MEB-9404 形式 (最大電流 100mA, 最大電圧 350V) であったが、それに粘着ゲル付き銀/塩化銀の電極素子で 2.5x1.4cm の矩形の電極板に付いた 20cm 長のリード線 (PVC 被覆の銅線 (+ 側と一側) 対を皮膚電極として装置に繋いで使った。また、直径 2.8cm の円盤状接地電極 (アース) を手掌に貼付した。これらの電極は、同社製の神経伝導検査電極のセットとして販売されているもの

で、一回限り使用のいわゆる Disposable 品である。

運動神経伝導検査について

まず、正中神経の運動神経伝導速度 (motor nerve conduction velocity: MCV) 検査から記載する。手根管症候群 (CTS) に際しては、手根管の中を貫通する正中神経が肘部から前腕、手掌にかけて皮下を浅く通る箇所であり、すなわち肘部 [A] と手首 (wrist) 部 [B] の 2 レベルで刺激して測定するために、当該神経幹の上に当たる皮膚に、陰陽 1 対の刺激電極を約 3cm 離して、夫々 1 対ずつを 2 レベルの上肢皮膚に貼り付けた。記録用には、前記と同じ 1 対の電極を、筋腹-腱法 (belly-tendon method) により (−側) 記録電極を短母指外転筋の筋腹中央部の上に、(+ 側) 基準電極を約 3cm 離して第一指基部腱上の皮膚に貼付した [C]。その際、刺激電極の陰極と前述した (−側) 記録電極とが向き合うように、つまり陽極を間に挟まないように設置した (図 1)。その理由は、陽極側の過分極による伝導ブロックを避けるためという³⁾。

電気刺激の機器設定は、刺激頻度 (Rate) 1Hz、パルス幅 (Duration) 0.2msec の単一刺激であった。Intensity (刺激の強度、電流出力) を 0mA から次第に上げ、数回刺激を繰り返して正中神経に誘発される複合筋活動電位 (Compound muscle action potential: CMAP) の記録上に見られる M 波 (M wave) の振幅 (amplitude) がそれ以上に増加しないレベルの最大刺激 (maximal stimulation) を求め、更にそれから約 20 % 刺激強度を上げた最大上刺激 (supramaximal stimulation) を用いた時に導出された電圧を経時的に、縦枠：横枠を右 2，左 5mV：2msec/div のスケールで記録した。その結果、正中神経の伝導速度 (MCV) として右 57.9，左 54.3m/sec、遠位運動潜時 (Distal motor latency: DML) として右 5.56，左 4.06msec を記録した。以上の設定や測定行為は、全て臨床検査技師一人によりなされた。

著者が受けた MCV では、右 Wrist で 41mA、Elbow で 21.6mA (証 1)、左 Wrist で 29.6mA、

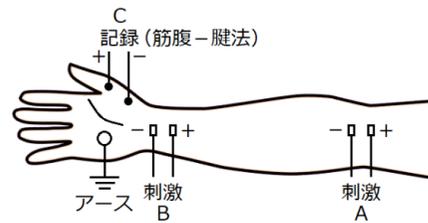


図 1 右上肢掌側で MCV 測定用の電極配置を示す。

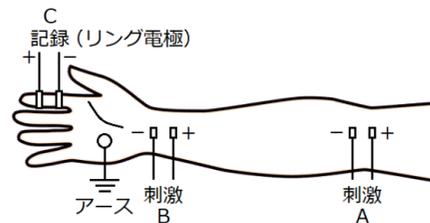
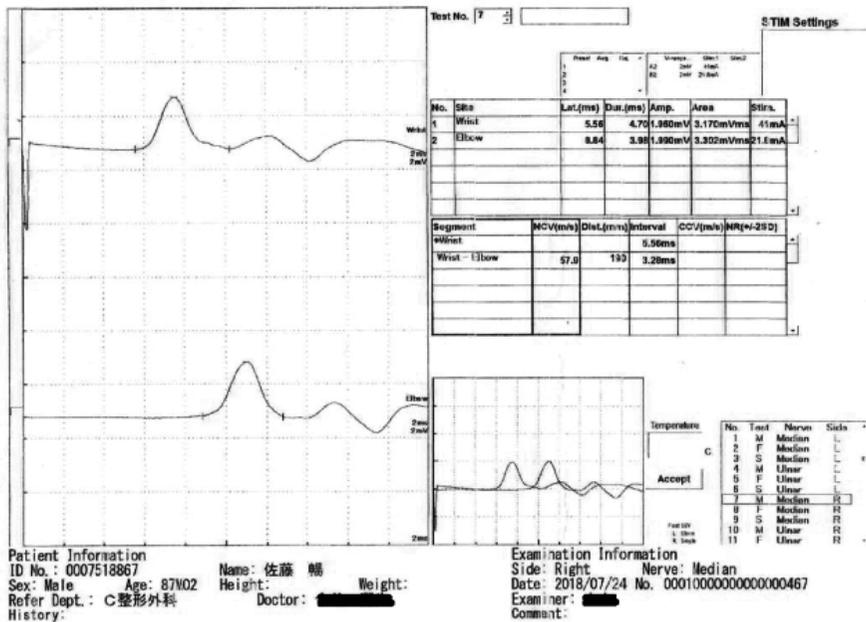


図 2 右上腕掌側で逆行性 SCV 測定用の電極配置を示す。

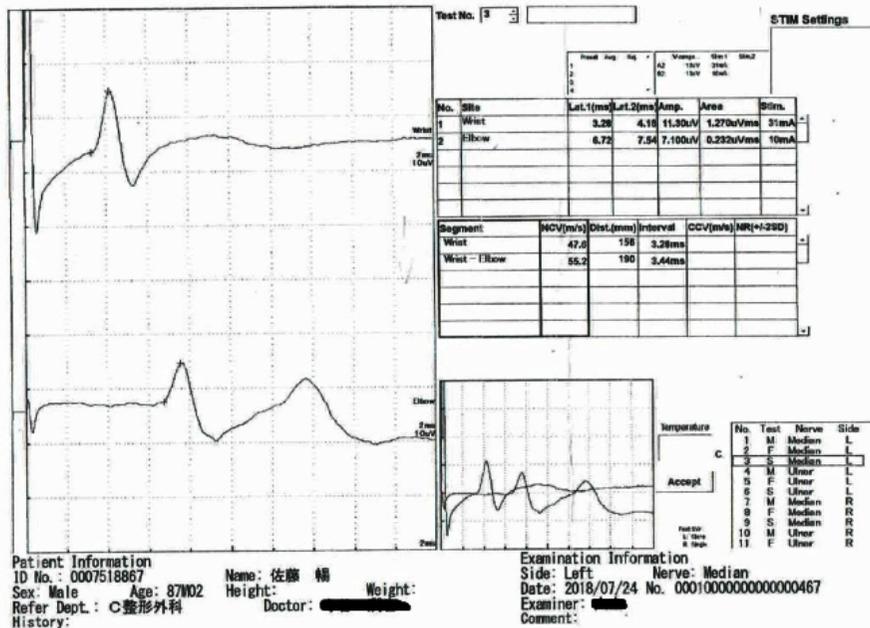
Elbow で 24.2mA の刺激の設定値 (STIM Settings) との測定記録がある。なお、右が CTS の病側で、左は健側で対比するために要求された検査であるが、当院での手根管症候群の診断基準として使われたのは、DML が 4.3msec 以上だけであった。そこで、右正中神経の CMAP の M 波の立ち上がりのまでの時間 (DML) が 5.56msec であったのが、異常に長いと判定された (表 1)。

感覚神経伝導検査について

次に、正中神経の感覚神経伝導速度 (sensory nerve conduction velocity: SCV) 検査について述べる。CTS では、感覚神経の生理的な伝導方向通りに遠位部に電気刺激を与えて近位部から感覚神経電位 (sensory nerve action potential: SNAP) を導出する順行性測定法 (orthodromic method) と、反対に近位部を刺激して遠位部から SNAP を導出する逆行性測定法 (antidromic method) とがあるが、著者に施行されたのは後者のみであった。その理由は、前者が痛い割には SNAP の振幅が小さい傾向があり加算平均を要するが、後者は非生理的であっても SNAP 波形の振幅が比較的に大きく導出しやすいからとされている。具体的に



証1 右 wrist での MCV 測定時に STIM Setting は 41mA であったことを示す。



証2 左 wrist での SCV 測定時に Stim Setting は 31mA であったことを示す。

は、刺激電極は肘部 [A]、手首部 [B] とともに運動神経伝導検査と同様であるが、正中神経が指ではほぼ感覚神経だけになるのを利用してその導出には第 2 指近位部に陰極を、同じ指の遠位部に陽極を装着した [C]。また、アースは手掌に貼られた (図 2)。刺激頻度 (Rate) は 1Hz, Duration は 0.2msec で、加算刺激を 20 回計測して平均化した結果を、1 枠の縦:横を右 2, 左 10μV: 2msec/div のスケー

表 1 NCS(正中神経) における CTS の診断基準と測定値

印刷日時: 2018/09/04(火)07:22		控え印刷		1/1	
利用者: [REDACTED]		患者: 佐藤 暢(0007518667)		端末: K2033D2D(C整形)	
【プログレスノート】 2018/07/24(火) 15:19					
01版: 2018/07/24(火) 15:19 検査技師: [REDACTED]					
作成: 2018/07/24(火) 15:19 作成者: 検査技師 [REDACTED]					
C整形 外来 後高齡本					
#	神経伝導検査(正中神経)				
	右		左		
遠位潜時	5.56	ms	4.06	ms	
MCV	57.9	m/s	54.3	m/s	
SCV	33.5	m/s	47.6	m/s	
手根管症候群の診断基準は、 遠位潜時が4.3ms以上、SCVが45m/s未満です。					

ルで記録した。その結果、右 Wrist に 25mA で、左 Wrist に 31mA(証 2)、左 Elbow に 10mA の STIM Settings と記録されている。なお、右 Elbow での測定も実施されたが、記録された波形の立ち上がり不明瞭で判定不能として検査技師により記録から廃棄された。SCV での電気刺激の強度についても、MCV 測定時に設定された最大上刺激を参考に設定されたが、このように刺激の強度を上げて明瞭な立ち上がりが見られなかった場合には安全限度をどこに置き、実際には何処まで上げて測定したのか確認できなかった。当院での手根管症候群の診断基準としては SCV が 45m/sec 未満とだけ決められており、左の SCV は 47.6m/sec で正常、右の SCV の 33.5m/sec が異常に遅いと判定された(表 1)。

NCS についての評価

健側左上肢での測定結果は、上記の診断基準による右上肢での判定とは関係なく、左右の測定値を対比して評価した事実もなく、また文献上も両側上肢の測定値を比較評価した例を見ないので、左健側の測定の意義については疑問があるが、これについては問題事項として後述する。また NCS の結果で判るとされる正中神経の病変的変化、すなわち脱髄と軸索変性や診断上の価値についての説明は全く専門医からなされなかった。

「現在の NCS では、有髄神経のうち、直径 10µm 以上の Aα 運動線維や Ia 群の感覚線維のみが対

象になっている。その理由は、速度の遅い細径線維ほど同期性を欠くため、可視的振幅を形成しないからである。」^{4 p1)}と記されているように、触覚や鋭い痛覚、温冷覚、圧覚等を伝える細い有髄神経線維、及びじんじんと重くて長く続く疼痛を伝える細い感覚神経と節後交感神経よりなる無髄神経線維(C 神経線維)をも一緒に刺激して複合活動電位(compound action potential: CAP)として導出・記録されるが、直径 10µm よりも細い神経線維についての測定結果は埋没されて、窺いようもないのは根本的な欠点である。この点についても問題事項として後述する。

また、NCS で測定の対象になる末梢神経は、皮下に浅在する神経幹を 2 カ所刺激して測定・記録した時間差(msec)とその間の距離(mm)から伝導速度(NCV)mm/msec = m/sec を算出できるものに限られるので、上肢では主に正中、橈骨、尺骨の 3 神経について施行され、Aα 運動線維と Ia 群の感覚線維の脱髄(demyelination)の程度、軸索(axon)の変性・再生の様子を反映する数値化をもって客観的にまた定量的に神経障害を診断して記録できる価値があるとされている¹⁾。

CTS における NCS の診断上の位置は、日本整形外科学会と日本神経治療学会では共に補助検査とされており、一般的には「夜間早朝に増悪する手のしびれ感と痛み、その手を使う時の増悪、手を振ることによる軽快、正中神経の支配領域に一

致する感覚障害, Phalen 徴候, Tinel 徴候, 母指球筋萎縮等の特徴的症候が揃っている場合には CTS の診断はほぼ確実である。」と日本神経治療学会の標準的診断基準に記されている⁵⁾ように、初診の段階では臨床症状と臨床的検査から CTS と診断して治療を進め、万一その経過中に問題があれば NCS により鑑別診断や予後判定の助けとするというのが妥当な方法であると考えられる。この点に関しては「臨床的診察を充分に行えば(患者の訴え履歴, 夜の疼痛, 単一ヒラメント試験での異常感覚, Durkan 試験の4件が+ならば), NCS を加えても CTS の診断価値は変わらない。」と結論付けた論文が米国手の外科専門誌に掲載されている⁶⁾。

また、療養担当規則には、第20条第1号ホに「各種の検査は、診療上必要な場合に行う。」とあるので、病因も病状も複雑ではなかった著者が経験したように初診で CTS の診断が確定し、患者が希望した手術の予定日まで決まったのに、その術前検査として NCS を全例一律に、しかも健側にも強要するべきものでは無いことは明らかである(後述: 問題事項参照)。

この際、何よりも NCS の施行が患者に与える苦痛は並々ならぬものであることを念頭に置かねばならないはずなのに、その苦痛の程度や後遺症に言及した成書や論文が見られないのは、誠に理解に苦しむ所である。NCS に関する文献を通読すると、技術的に複雑・困難で問題の多い NCS でも、色々と工夫すれば此処まで判るというような分野に傾注してきた研究(study)であり、まだまだ判っていない部分が多くて、それに伴う苦痛や副作用、後遺症、危険性までに触れる配慮がない、または好まない傾向であるのではないかと痛感している。これ程の疼痛を患者に与える臨床検査を著者は他に知らないが、もしあったらどうかご教示願います。

ちなみに、当誘発電位検査装置 MEB-9404 での副作用については、添付文書にも取扱説明書にも触れてないので、文書でメーカーに質問したとこ

ろ、メーカーの医療機器事業本部から 2019 年 6 月 7 日付けの回答の中で「副作用(痛みの程度)としては、検査中に刺激部に軽度の痛みがでることがあります。」とあった。著者は「検査中には刺激部を中心に走る疼痛はかなり激しいものであり、パニックに陥ることもありますので、心配になったら早めに検査の中止を申し出て下さい。」の方が余程真実に近く、安全な検査のために適切な注意書きになると考える。

最大上刺激について

NCS の特徴は最大上刺激(supramaximal stimulation)を基準として用いることにある。「最大上刺激が必要な理由は、M 波の潜時は刺激を強くすることで漸次短縮することにより MCV の最大伝導速度を測定するために用いられる。」との記載がある^{7) p1667}。つまり、最大上刺激によって神経幹内の全運動神経線維を残らず一斉に興奮させて、最大で最速の神経線維の反応の波に揃えるように最大刺激を超えて十二分な電気刺激を与えることになる。しかし、その上限を決めてないのは、安全第一を旨とする臨床生理検査としては根本的な欠陥であると考えられる。

最大上刺激については測定手技上の問題点として、次のような記載が目目される。「NCS で最も基本的な分析は最大上刺激による記録で行われる。しかし、刺激位置が神経幹直上を外れると、いくら強い電気刺激を与えても最大上刺激にはならない。むやみに強い刺激を与え続けると、患者の緊張は極度に高まり、筋電図の混入で記録がめっちゃめっちゃになる。それを避けるための基本的手法としては、M 波記録の際であっても 5~10mV をターゲットにした感度ではなく、その 10~20 倍の感度、すなわち ①画面の縦を 0.1mV~0.5mV/div の感度にして弱刺激から観察を始め、②基線がわずかに振れる程度の反応、すなわち 1, 2 個の運動単位が見えた時点で刺激強度を上げるのをやめ、そこで ③刺激電極をわずかに動かしながら弱刺激のままでもっと多数の運動単位が誘発される点、すなわち最も大きな M 波が得られる部位を同

定し、その部位で④刺激電極を神経幹に強く押し付けて刺激を上げれば最弱電流で最大上刺激が得られる。この操作をしないと、数 mA で最大上刺激が得られるような上肢神経の検査であっても、10 数 mA が場合によっては 20~30mA を与えないと最大上刺激にならないなど、患者の緊張と不安は極度に増悪する。その状態に至っては、不要な筋電図が多発・混入するなど、検査に支障を来す事態が避けられない^{4) p27-8)}と記載しているので、20mA 余で十二分な電流となり、20 回の加算刺激をも含めて電気刺激量が大きすぎたのではないと思われる。従って、当時 87 歳の高齢患者にとって相当過剰な電流が繰り返し流れて、両側上肢の急性神経障害性疼痛を招いたと推定する。そこで、高齢者における末梢神経の脱髄と NCS との危険な関係について以下の問題事項の最初に詳述する。

NCS についての疑問と問題事項

1) 老齢における危険性：

NCS では老齢による影響がよく知られている。文献 7(p1667) には、神経伝導速度 (NCV) に影響する因子である年齢については 20 歳迄がピークで「40 歳を過ぎると低下するが、低下の程度は 80 歳までは 10m/秒以下である。」と記載している。日本での正中神経における NCS 研究の年齢分布を見ると、文献 4 では高齢者群が 75 歳から 84 歳まで、文献 8 では 60 歳から 78 歳までで、それ以上の高齢者は含まれていない。文献 9 では「年齢からみた神経伝導検査の正常参考値」と題した特別ページを設けて主な末梢神経における NCS の測定値を示している中で、正中神経の複合筋活動電位 (CMAP) の振幅、前腕 MCV、末梢潜時、持続時間と年齢との相関関係、および逆行性感覚神経活動電位 (SNAP) の振幅、手首遠位の SCV、前腕近位の SVC と年齢との相関関係を夫々の図で示しているが、ここでの対象年齢も 85 歳までである。つまり測定当時 87 歳であった著者の年齢での NCS の記録は、今のところ国内では見当たらない。国外では、高齢者における NCS の研

究の中に、103 歳を最高齢者とした報告もあるが、80 歳を境としてそれ以上を最高齢者群として区別するのが常識的としている¹⁰⁾。

加齢に伴い髄鞘の変性・脱落 (脱髄, demyelination) が進行して MCV の低下と振幅 (amplitude) の低下を見るが¹¹⁾、それは myelin 鞘による絶縁・保護機能が劣ってきて通電刺激により神経線維が障害されやすに通じる筈なのに、高齢者に対する NCS での電気刺激の強さについての注意書きを見たことがない。それ故に、年齢を考慮せずに行われた NCS では、当時 87 歳の脱髄が進んだ有髄神経線維で波形が出難く、加算平均化を含めて良い波形を得るように努力した結果、過剰な刺激となって急性の神経障害性疼痛を来したと考える。

なお、文献 9 の本文の中では Q&A 第 2 部の「Q5 高齢者の神経伝導検査で注意すべき点は？」(p182-3) において「神経伝導速度は 80 歳以上でも 10m/s 以内の低下にとどまり、余り大きなものではない。これに対して振幅の低下、殊に感覚神経での振幅低下は著しく、80 歳以後では若年成人の半分以下となり、持続時間も延長する。感覚神経での振幅低下がより著明なのは、筋肉で記録する運動神経に比べて加齢による時間的分散の影響が出やすいためと考えられる。」の記載があるが、その原因については「Q6 脱髄が起こると、何故伝導遅延や伝導ブロックが起きるのか？」の答えに「脱髄を生じると薄く壊れた髄鞘部分では絶縁不良となり、軸索内から外向きの電流の散逸を生じ絞輪部での脱分極が起こりにくくなる。脱髄の軽いときは伝導の遅延を生じ、強くなると活動電位の発生は不可能となる。」とあり、これは末梢神経の老化現象に該当する。

最後に「脱髄がある場合には外部からの電流刺激に対する刺激閾値の上昇も生じるので、実際の記録においては最大上刺激になっているかに十分注意しながら検査を行う必要がある。」との記載がある。これでは、測定者側に立った技術上の都合で、脱髄した神経では閾値が高いので刺激をより強くするように注意していることになる。むし

る反対に脱髄により電気抵抗の弱くなった高齢者の末梢神経への電気刺激は弱めに加減しなければ危険な筈であるので、NCSの安全性の確保についての配慮が欠けていると憂慮せざるをえない。この際、80歳以上のCTS患者については神経伝導検査(NCS)を原則禁忌とすべきと警告するが、諸賢のご見解をぜひ承りたい。

2) 上限規制のない電気刺激と、特に交感神経障害:

NCSでの電気刺激に、特に最大上刺激の上限が決められていないのは根本的な欠陥である。最大刺激が既に神経や筋肉の能力を最大に発揮している刺激であり、その約20%(10~30%)を更に上積みするレベルの最大上(supramaximal)刺激を繰り返し与えると、当の神経幹内にある無髄神経線維(unmyelinated nerve fiber)に障害を与えることは当然危惧される。特に交感神経節後線維は、正中神経幹内にあるだけでなく、周りの皮膚、筋、血管壁などにも分布しているが、絶縁作用のあるmyelin sheathを欠くので電気刺激に対して弱い筈である。しかし、その詳細についての文献はなかった。自律神経の調和は微妙なバランスの上に成り立っており、交感神経の失調は微細な刺激や事故でも予想外に大きくなることもあり、しかも治癒し難いことは(慢性神経障害性疼痛は反射性交感神経ジストロフィー:RSDと呼ばれたように)良く知られている。現在の後遺症は、主に左右の全10指でほぼ平等に感じている痺れ痛とこわ張り、指先の発赤した皺なし膨隆(血管性浮腫)などであり、正中神経の支配領域とは一部で一致していないので、主に損傷した交感神経系の不調によるものと推定されるが、これに関する文献やご意見があればぜひ教えて戴きたいと切望する。

3) 後遺症としての全身症状:

著者が受けた両側の正中神経障害性疼痛は急性で、まず右手の手根管症候群として現れた右正中神経の手根管内絞扼による浮腫がNCSの通電による過剰な刺激によって急に増悪したに始まり、エピソードとして前述したような経過をたどって、

現在(2年半後)の訴えは、各指の痺れ痛と、細かい書字(字体が変わった)の不便、ボタン掛け・外し、ページ捲り、細かい物の摘み上げ、打診、触診などにいまだに支障がある。

その長い経過の初期に2018年9月中旬から全身病状として多発性筋痛を主とする線維筋痛症(fibromyalgia:FM)の発症と思われた激しい筋痛が体幹部を中心に起こり、特に起床時とその後数時間は大変苦しんだが、11月中旬の血液検査でCRP、MMP-3、ESRの高値などからリウマチ性多発筋痛症(polymyalgia rheumatica:PMR)と診断されてプレドニゾロン10mg/日の1週間毎朝連用で急に全身症状が楽になった。PMRの期間は4か月程であったが、毎日のように変動する筋肉痛は筆舌に尽くし難い苦痛であった。

FMとPMRの症状は関節リウマチ(急性期)と類似している点では共通であり、違いは血液検査の所見によると理解している。共に病因は不明とされているが、誘因に神経障害性疼痛から来た強いストレスの連続や交感神経系の障害を挙げても矛盾は無いと考える。いずれにしても、両側のNCSの後遺症として過激な電気刺激による両側の正中神経障害性疼痛を来したが、更に無髄神経線維であるdorsal root C線維と交感神経節後線維などの障害による激しい疼痛とストレスが自律神経系の不調を更に悪化したと推察する。

全身の神経系は全体がつながっており、訓練により互いに影響しあって、素晴らしく鋭敏な能力に育てることができる。優れたピアニストの指の感覚と動作などはその良い例である。それには神経系の機能に少しの不調も許されないので、NCSによる強い電気刺激は禁忌となる。他方、末梢神経が障害された疼痛の強いストレスの連続により自律神経系から内分泌系、更には心因性に大きな全身の変調を来して、原因が不明とされている病気の誘因となりうると考え、著者には、両上肢に受けたNCSによる正中神経障害がFMないしPMRの症状として現れて塗炭の苦しみを受けた誘因となったとしか思えない。

但し、幸いにして全身症状による悪影響はもう残っていないと判断して、現状では両手指に見られる痺れ痛・こわ張りや細かい書字やボタン掛けなどの不便などに限ってNCSによる正中神経障害が直接関係した後遺症に当たると整理して考えることにする。

4) 「Safety Mode」はどんな安全装置か：

著者に使われた刺激装置MEB-9404では、最大電流100mA、最大電圧350Vまでの出力があるが、「研究目的などで可能な限り自由な条件で刺激を使いたい場合を除き、通常は必ず電気刺激の出力電流、パルス幅、刺激周期の値を被検者の安全を考慮して一定の状態を設定範囲に制限する「Safety Mode」を「ON」に設定する」ことをメーカーは取扱説明書で求めているが、その詳細については不明である。

著者は、本装置が臨床検査機器である以上「Safety Mode」を「OFF」にできる機構を廃止すべきと考えるが、少なくとも「OFF」にすると警告灯で明示する工夫が必要と考える。現状では安全を確保する上で十分な対策になっているか不明なので、メーカーに具体的な説明するように2020年3月5日付当院からの文書で求めてから1年にもなるが、回答がない。厚生省(PMDA)の形式認証が本装置に与えられた際に、電気刺激の上限規制の明示がないまま通った由縁かとも考えて、詳しい事情の説明を求めている次第である。

「Safety Mode」が「ON」の状態では、最大電流100mA、最大電圧350Vまでの出力がある以上、その範囲内で最大刺激の2割余増までのIntensityを持つ最大上刺激を繰り返し通電して87歳の正中神経を過剰に刺激し、当該神経に障害性疼痛を残したことは間違いないと考える。もしここでメーカーの言う「Safety」が不十分で、数回の刺激での感電により直ちに人体に危険を及ぼすことのない程度だとすれば、それは論外に危険なことだと懸念せざるをえない。更に、何かの間違いで「OFF」になるリスクを完全に排除する機構が備わっているのか。Human errorは何時か必ず起こるものな

ので、何よりも安全を旨とする臨床検査機器として不完全と云わざるを得ない。

5) 定電流制御型装置における Intensity と刺激効果：

当該刺激装置は「Output Limit」として、電気刺激強度(Intensity)の出力可能な最大値を10mA、50mA、100mAの3段階で設定できるようになっている」と取扱説明書にある定電流制御型である。この型式は、生体に流す電流量を制御して神経に与える刺激量を調節するとの考えから普及しているが、神経や筋の活動にはすべて不応期があるように時間(Duration)にも限度があり、与えられる電流とその刺激効果がそのまま比例関係にあるほど単純ではない。

生体での静止細胞膜電位や活動電位(action potential: AP)を始め、測定の結果が記録されたM波などの振幅(amplitude)はすべて電圧(μV , mV, V単位)で表示されており、神経への刺激効果は、電流よりもむしろ電圧(電位の差)の変化によると思われる。電位の変化こそ神経の情報伝達の本質なのである。しかし、CNS検査で著者の身体に流れた電気刺激の電圧の程度を担当臨床検査技師に尋ねても全く認識してなかった。メーカーからは、「本装置では出力を100mAまでの範囲で設定することができ、内部電圧は最高で350V程度になるので、被検者の接触インピーダンスにより電圧はオームの法則に従って変動します」との返答があった。

ここでオームの法則とは、線状導体の2点間を流れる定常電流Iは2点間の電圧Vに比例するという法則、すなわち $I=V/R$ 、 $V=IR$ で、Rは電気抵抗(理化学辞典 第3版)とある。ところが生体内での神経は、空間に孤立した導線とは違って不均一な導体である組織内にあるので、皮膚電極から神経幹に流入する電流にオームの法則を適用するには無理がある(次項参照)。また、皮膚の電気抵抗は通電によって急激に減少するように、生体の電気抵抗は一定でなくて素早く変動するので、本来は交流での用語である impedance を使っ

たと思われる．実際には矩形波の直流（陰圧を上方へ記録）を生体の皮膚上にある刺激電極から流して記録電極から検出される電圧は不規則な陽陰相の波形になっていたと記憶する．そこでの電圧波形の陽陰 peak-peak 間の巾（電位差）を時間で割る変化率が刺激の大きさを決める最大の因子となると考える．

実際の測定記録を見ると、左端の記録開始時点（0msec）から急峻な山の一部が見えることがある（証2）が、これが刺激電流の一部が記録電極を通り抜けた証拠である．しかし、通常は artifact として無視されてきた．そこで、この刺激電流の実態を知るには、デジタルプリンターの記録開始時点（0msec）の直前からもっと早くてかつ +・- 400V 位まで広範囲で直接にアナログの電圧波形が見えるオシロスコープを別に設けることを要するが、これで刺激電流の一部が漏れて記録電極から導出した電圧とその波形を知ることができる筈である．

人体は全体として良導体であるが、皮下の構造には、目標の正中神経の他に、動静脈、リンパ管などが走り、結締式や筋肉・筋膜（fascia）などもあるので複雑であり、電気抵抗も均一ではない．電気は抵抗の少ない方へ別れ流れるので、目標の神経軸索だけに皮膚電極からの刺激電流が流れて影響する筈がない．そこで、神経幹だけを導線に見立ててオームの法則を生体に適用する考え方には無理があるが、実際に生体内での電流分布に関する詳しい研究はまだ成されていないと思われる．メーカーからの回答には「外部から経皮的に刺激電流を与えると、生体内に電位の変化を人工的に与えることになる．しかし、生体内の組織は電位の伝導率が不均一であるため、その電流分布は複雑となり、体外から正確に同定することは困難です．検査者が意図した通りの刺激が行われているかは、特定部位の筋肉の動きや筋電図、神経電位が観測されているかで判断します．」とあったが、そこには無髄鞘で細い C 線維や周辺の交感神経節後線維などに与える障害についての配慮が欠け

ている．かくして最大上刺激を上げ過ぎて、未知の状態のまま事実上の安全限界を超えてしまったのが、両側 NCS の後遺症として神経障害性疼痛（特に無髄の交感神経節後線維を含む C 線維の障害）を両上肢に招いた原因であると思うが、納得されますか？ 異論があれば、どうかお教えねがいます．なお、末梢神経と比べて、それを囲む動脈、静脈、リンパ管、結締式、筋肉・筋膜などの電気抵抗に関する資料をご存知の方はぜひお教えください．

著者としては、以上のように不明確な問題が大きく、また刺激強度を 50mA 以上にセットするのは危険すぎるので、100mA までを廃止すべきと勧告する．

ちなみに、50mA は、冒頭で述べた文献 2 の上腕皮膚での通電時痛みの閾値 1mA の 50 倍に当たり、また文献 7 では、定電流用刺激装置の「刺激出力電圧は最大で 300V、電流は 50mA 程度までの間を変化できるようになっている」との記載がある．

6) 心臓ペースメーカーへの影響：

著者に移植されていた心臓ペースメーカー（VDD）に関しては、術後の 2018 年 9 月 21 日に受けた定期検査において機能上の異常は無かったが、ペースメーカーに残っていた履歴を読み出したなかに、AT/AF; 誘導筋電計のノイズを指摘されていた．これは電気刺激装置からの漏れ電流の影響かと考えられるので、ペースメーカー手帳にある注意事項に従って、他の医療用通電機器は併用禁止にすべきであったと考える．

MEB-9404 の添付文書（#後述）には「取扱説明書を必ずご参照下さい」とあり、取扱説明書には「心臓ペースメーカーの患者への刺激は、専門の医師の指導監督の元で行って下さい．」と警告にある．ここでの専門の医師とは、心臓ペースメーカーに詳しい循環器内科の専門医を指すものと考えられるが、果たして NCS の実施時に指導監督のために立ちあってくれるであろうか．保険請求の上から考えても無理な話であり、電気刺激装置のメー

カーが架空の「専門の医師」に責任を負わせるように取れるが、医療安全上の適切な指示とは思われないので、特に注意しておく。なお、これに関しても当電気刺激装置のメーカーからの回答がまだないことを付け加えておく。

7) 右手のCTSの術前検査として、何故に患側のNCS検査だけでなく、健側の左手にもNCSを施行する必要があるのか：

担当の手の外科医師は、担当の臨床検査技師を通じて「右手の測定結果と対比する必要があるから」と指示されたと理解する。しかし、左手の測定結果は、右手のCTSの診断基準(表1)とは無関係である。一方、MCVでの健側の54.3m/secよりも病側で57.9m/secと早いのは誤差範囲内ということであった。つまり、右手と左手の測定結果を対比する意味がないほど感度と特異度が劣り、どちらが利き手であるかも絡まって、NCSは不安定な検査である。著者の知る範囲でも、統計上で健側と病側を対比する研究は多く見られたが、健側にも異常値が出る偽陽性の率が高くて⁵⁾、個々の症例で両側の測定値を比較して病側を診断した報告は見当たらなかった。しかも、基準値は施設ごとに設定することになっている。この問題については文献12が詳しく解説しているが、その冒頭に「American Association of Neuromuscular Electrodiagnostic Medicine (AANEM)のguidelineとして「単純なCTSにおいて、CTSの症状が片側だけの際に、反対側のNCSを行うことを推奨しない。CTSの症状が両側にあるか、広範な場合には、反対側のNCSをも行う価値がある。」と記載している。

それでは、正中神経でのNCS測定値を何と比較するかということ、CTSの症状がある同じ手で正中神経と隣接して平行に走るが手根管内を貫通しない尺骨神経について同様に測定したNCS測定値と比較する。その際、第4指内側の感覚支配は正中神経、外側は尺骨神経であるので、記録電極を第4指に置き、手首の各刺激電極からの距離を等しくすると、高い感度と特異度が得られる。それら

を逆行性に感覚神経について行うのがStandard(標準)、運動神経について行うのはGuideline(推奨)と、AANEM(旧名AAEM)ではCTSの診断基準として1993年以来決めている^{13,14)}。本邦でも、日本神経治療学会がAANEMの推奨レベルに準拠したガイドラインを公表している(但し、後者(運動神経遠位潜時測定)をStandardに変えている)^{14,5)}。

NCSは刺激の強い大変痛い検査であり、特に後遺症で両手に神経障害性疼痛を来して両手が同時に使えない不便、例えば、一人では容易に立ち上がれない、着衣できないなどから、車のドアを開閉できない、シートベルトを掛けられないなどとあらゆる不便を経験した。従って、健側のNCSさえ受けなかったら左手は使えたのにと、両側のNCSを同時に受けたことを後悔した気持ちを理解して頂き、今後は漫然と左右両手を比較するために健側までも同日にNCSを強いる方針を改めるように勧告する。

8) 超音波検査の優位性：

近年文献8,16-19に見るように超音波検査法(ultrasonic tomography, sonography)をCTSに採用して診断の助けにしている論文が多い。Spectral Doppler sonogramの画像診断法が進歩してきたことにもよる¹⁶⁾が、NCSによる検査結果と比較しても、見えるものが全く違うので、CTSの術前検査としてはmusculoskeletal sonographyの優位は圧倒的であると考える。具体的にいえば、NCSが直径10 μ m以上のA α 運動神経線維やIa群感覚神経線維のみを対象にして、その脱髄や軸索変性による神経線維の障害程度を表すのに対して、超音波診断法では、手根管内の狭窄部を通る正中神経の絞扼状態(腫れ、縊れ、充血状態など)や屈筋支帯(flexor retinaculum)の状態まで、正中神経を囲む皮下の状態を画像で術前に見える利点は大きいに違いない。更に、NCSの刺激がかなりの苦痛を患者に与えるのに対して、超音波検査法は痛くないし安全性に勝るので、「CTSの症状が明らかな患者では、NCSを省いて超音波検

査法で CTS の診断を補完するよう提案する」¹⁸⁾ に賛同するが、経験者のご意見を承りたい。

9) 米国では：

2014 年 4 月に連邦政府の Dept. of Health and Human Services (厚生省に当たる省) の Office of Inspector General (OIG) の Daniel R. Levinson が、連邦政府が全額負担する Medicare において、疑わしい electrodiagnostic testing (EDX:NCS に相当) の医療費請求が、vulnerable to fraud, waste and abuse (ごまかして無駄な乱用との非難を受ける怖れがある) と警告した。35 ページの報告書²⁰⁾の中で、4901 人の医師が総額 1 億 3900 万ドルの疑わしい EDX 料を 2011 年中に請求したと判定し、その約 20 % の医師からの請求額が比較的高く、また New York, Los Angeles, Houston の 3 地区の医師が総額で疑わしい EDX 料を最高に請求したなどと解析している。

糖尿病と CTS を含む末梢神経障害の診断において特徴的なのは、皮膚電極を使う NCS のほかに、針電極による筋電図 (Needle EMG) を併用して、EDX 専門の医師が、針筋電図でないと得られない所見を組み合わせでより正確な診断に導くことを要求していることである。つまり、針筋電図無しの NCS の施行では、間違った診断となる場合があるので、良く訓練された NCS 専門の医師が両者を終始自ら施行することが重要であるとしたが、他方で「AANEM は、CTS の診断における Needle EMG を Optional としている」と脚注に書いている。

本邦でも健康保険に請求できる検査だからと言って一律に多くの検査を施行する傾向が見られるとすれば、同様の問題が起こると懸念するので、特に留意すべき問題ではあるまいか。

終わりに

麻酔科医は、全身麻酔中の筋弛緩モニターとして、NCS に近い誘発筋電図 (evoked EMG) を使うことがあるが、患者の苦痛を避けるために患者の意識がある間は禁忌とされている。それでも、

術後覚醒してから後で暫らくの間局所に疼痛を訴えた症例があったので、著者は 特別に必要とする場合を除いて、麻酔中の evoked EMG を推奨しない立場を取ってきた (これには異論が多いと考え、最近の事情を知りたくてあえて 40 年程前の経験を披露する)。臨床の生理学的検査として NCS を施行する際には、麻酔薬も鎮痛薬も使えないので、患者にかなりの苦痛を与える検査は出来るだけ避けるべきである。しかし、医師が NCS を指示する際に患者に与える苦痛を無視しているような傾向が一般的に強いのは、安全性と苦痛緩和を旨とする現在の医療界において如何なものであろうか。少なくとも、NCS に伴う苦痛については丁寧に説明し、明確に同意をとって記録に残すべきである (著者は乾電池を使う電気鍼などの経験から、CNS を甘く見て事故にあったと後悔している)。

NCS を専門に研究してきた神経内科医らの努力によって、色々なことが分かる奥深い研究 (study) がなされてきた。半面、基礎的な生体現象として様々な疑問や問題事項が浮かびあがってきた。前記の問題事項でも挙げたように、矩形波直流刺激にこだわる理由と刺激痛や神経障害との関係、定電流制御型直流刺激における生体内の電位の変化 (電圧) と疼痛の程度との、更には神経損傷との関係、皮下組織内にある神経幹と、その近くにある陰陽の皮膚電極間を流れる直流の一部が分流して神経幹を刺激する関係とその周辺の動静脈などにも流れる電流の様相、引いては、何故に各施設で診断基準を決めねばならないかなど、問題ある分野が余りにも多い。また、NCS では、太い有髄神経への刺激効果ばかりを研究して、細い無髄神経への影響を見逃がしているのではないか。これでは最大上刺激電流の安全域を決めようがないので、日常使う臨床検査機器として危険ではないか? 老齢における注意事項などとともに、複作用である過剰な疼痛や後遺症を避けて安全を保障する上での条件を明示すべきではないだろうか。

そして、臨床現場では、このような危険性を周

知した上で、本装置の使用を真に必要な場合に限り、NCS 専門の有資格医師が直接の指示を出し、NCS に熟練した有資格の医師、または臨床検査技師が担当・施行する制度を作るべきである(近年、日本臨床神経生理学会の筋電図神経伝導分野専門医・専門技術師の導入にその兆しが見える)。また、安全性確保の一步として、施設ごとに本装置の副作用、後遺症を詳しく調べて集計表を作り、診断基準に加えて安全基準をも設ける必要がある。

最後に、電気生理は素人の著者が、俄か勉強して多くの疑問を抱えたまま本稿を公にする理由は、NCS の副作用・後遺症を無くして再発防止に役立ちたいとの一念から出たものである。その為にはまず回答を待つが、年齢で多病を抱える著者には時間が残っていないと感じ、論文に纏める力があるうちにと急いだためである。どうか諸賢にはそれぞれの知識を出し合って頂き、CNS の安全性向上にご協力頂けるよう懇願する次第である。

引用文献

1. 内西兼一郎編著, 堀内行雄, 佐々木孝, 田崎憲一 共著: 末梢神経損傷診療マニュアル(初版). 金原出版 東京 1991.
2. 関 邦博 坂本和義 山崎昌廣 編 人間の許容限界ハンドブック(初版3刷) 電流による生体への影響とその限界, p516-519 朝倉書店 東京 1993.
3. 馬場正之 著: 臨床神経生理学 19 巻 5 章 末梢神経伝導 p96-104 新興交易 東京 1991.
4. 園生雅弘, 馬場正之 編集: 神経筋電気診断の実際(初版), 星和書店 東京 2004.
5. 日本神経治療学会 標準的神経治療:「手根管症候群」作成委員会 委員長 小林祥泰, 神経治療 25: 66-84, 2008.
6. Szabo RM, Slater RR Jr, Farver TB et al: The value of diagnostic testing in carpal tunnel syndrome, J Hand Surg 24: 704-714, 1999.
7. 金正光監修:臨床検査法提要(第33版),19 神経・筋機能検査(pp1653-1671) 金原出版 東京 2010.
8. 大栗聖由, 佐藤明美, その他3名: 健康者における正中神経を用いた超音波画像と神経伝導検査の比較検討, 医学検査 64: 85-90, 2015.
9. 木村淳, 幸原信夫 著 神経伝導検査と筋電図を学ぶ人のために(2版) 医学書院 東京 2010.
10. Bouche P, Cattelin F, Saint-Jean O, et al: Clinical and electrophysiological study of the peripheral nervous system in the elderly, J Neurol 240: 263-268, 1993.
11. 藤原哲司 著 筋電図・誘発電位マニュアル(改4版) 金芳堂 京都 2004.
12. Werner RA, Andary M: AANEM Monograph Electrodiagnostic Evaluation of Carpal Tunnel Syndrome, Muscle Nerve 44: 597-607, 2011.
13. AAEM: Practice Parameter for Electrodiagnostic Studies in Carpal Tunnel Syndrome: Summary Statement, Muscle Nerve 16: 1390-1391, 1993.
14. AANEM: Practice Parameter for Electrodiagnostic Studies in Carpal Tunnel Syndrome: Summary Statement. Muscle Nerve 25: 918-922, 2002.
15. 野寺 裕之: 手根管症候群の電気診断, 臨床神経生理学 41(3): 164-171, 2013.
16. Evans KD, Roll SC, Volz KR, Freimer M: Relationship between Intraneural Vascular Flow Measured With Sonography and Carpal Tunnel Syndrome Diagnosis Based on Electrodiagnostic Testing, J Ultrasound Med 31: 727-736 2012.
17. Nakamichi KI, Tachibana S: Enlarged median nerve in idiopathic carpal tunnel syndrome, Muscle Nerve 23:1713-1718,2000.
18. Sarria L et al: Carpal tunnel syndrome: usefulness of sonography, EurRadiol,10:1920-1925, 2000.
19. Ziswiller HR, Reichenbach S, Vogelin E et al: Diagnostic value of sonography in patients with suspected carpal tunnel syndrome: a prospective study. Arthritis Rheum 52: 304-311, 2005.
20. Dpt. of Health and Human Services, Office of Inspector General, Levinson DR: Questionable Billing for Medicare, Electrodiagnostic Tests, OEI-04-12-00420, Washington DC, 2014.

Key words:

神経伝導検査(NCS), 手根管症候群(CTS), 運動神経伝導速度(MCV), 感覚神経伝導速度(SCV), 複合活動電位(CAP), 最大刺激, 最大上刺激, 遠位運動潜時(DML), 順行性測定法, 逆行性測定法, 脱髄, 超音波検査法, 神経障害性疼痛, 誘発筋電図(evoked EMG)

補足

#添付文書

私が見た添付文書は、PMDA から最近検索した「筋電図・誘発電位検査 MEB-9400 シリーズ ニューロバック S1 2016 年 5 月改訂 (第 7 判) であるが、ここでは 2. 相互作用 (併用禁止) の表の中に心臓ペースメーカーはなく、1. 使用上の注意の 2) に、“植え込み (例えば、心臓ペースメーカーなど) をされた患者への刺激は、専門の医師の指導監督の元で行なってください。”とある。しかし、本邦では、NCS 専門医師の認定制度は緒に就いたばかりであり (95 ページ左欄上部)、当院はもとより NCS 専門の医師が居ない施設が殆どであり、事実上専門医師の指導監督は不可能である。また、装置からの刺激電流の性状や上限値、電気刺激による疼痛などの副作用、「Safety Mode」などの安全に関する記載は、添付文書内に見当たらない。

追記

本原稿の校正が終わった後に、在米の麻酔科医 池田重政 St Louis 大学名誉教授から関連文献として、Sears ED et al: Diagnostic Testing Requested Before Surgical Evaluation for Carpal Tunnel Syndrome, J Hand Surg Am 42: 623-629, 2017. が届いたので紹介する。これは、引用文献 6 とともに、CTS の患者に手根管開放術 (carpal tunnel release: CTR) の前に行う electrodiagnostic study (EDS = NCS) の診断上の価値を問う論文である。その内容を結論から纏めると、ミシガン州において CTR を行うと確認された 134 人の外科医が指示する術前検査を調べた結果、大多数 (most surgeons) は初診の前に EDS を受けるように要求するのを慣例としており、診断の不明確な症例に絞るまで待たない実情が判明した。しかし、臨床上適切に関与しながら高価値の診療を追求する中において、CTS を診断するための EDS を行うことの利益が、費用、不便や迷惑、治療が遅滞する可能性等の損失よりも重要であるか否かを考慮しなければならない。と記している。米国では、自費診療が多く、しかも EDS と CTR を行う専門施設が別々であり、会計も夫々独立して居る上に、費用と効果の対比を常に重視する米国での論説である。

著者は、別の手の外科医から以下のようなメールを受けたことを思いだした。

「CTS の診断は、典型的な症状のみで、平均的な手の外科専門医の能力があれば、まず間違えることはない。NCS は、CTS が疑われる患者には 100% 行っている。国内の手の外科を専門とする施設でも状況は同

じです。症状のみでほとんどの CTS は診断可能ですが、頸椎疾患、胸郭出口群など一々いわゆる double lesion も稀ではない。年間 100 例ほどの CTS 手術の中に 2, 3 人は頸椎疾患を合併していることがあり、治療を変更することがある。よって CTS の診断には NCS は必須と考えます。米国では、CTS の術前診断に NCS が不要という論文が一流雑誌にも掲載されている。しかし、米国では、保険会社が医療を支配しているため、高額な NCS を受けることを保険会社が認めないというバイアスがある。NCS 検査を行ったことによる神経損傷の可能性については、NCS 自体が神経損傷をきたすことは考えられず、本院でも年間 1000 件程度は行っているが、問題になったことは無い。」とあった。同様なことを、著者を手術した手の外科専門医からも聞いたが、整形外科の手の外科専門医からの指示により検査部でなされる NCS に手の外科専門医の指導監督は無く、専ら NCS を担当する臨床検査技師によってなされる実状については、手の外科専門医が知るところではないようです。実際には、検査の継続が不可能と判断した症例では NCS を中止することがあるとのことでした。

そこで、CTS の診断に影響が無かった 100 例中の残り 97/8 人にも全例一律に CTS を術前に行う必要が本当にあるのか？ 痛い上に費用と時間がかかるだけの症例となり、更には有害な検査となるリスクはないのか？ という問題が起こる。この問題の根底には「NCS 自体が神経損傷をきたすことは考えられず」という本質的な誤解にあることは、この論文で充分説明できていると思う。例えば、著者の右 Elbow からの逆行性感覚神経伝導検査において、記録された波形の立ち上がり不明瞭で判定不能として検査技師により記録から破棄されたと p 87 にあるが、この場合こそ 20 回の加算平均化刺激を含めて過剰な電気刺激を与えられても、老化による脱髄が進行していた上に、右正中神経手根部に強い圧力が毎日 2 か月間余も繰り返し加えられたエピソードにより発生した急性 CTS の絞扼により膨大していた正中神経が電流刺激に反応しなかったと捉えられる。そのために右側の正中神経障害性疼痛は刺激後すぐに始まり、左健側は 10 日ほど遅れて障害性疼痛が始まったという奇特な自験例を提供した。

ちなみに、米国における NCS の料金は、引用文献 20 (p3) によると 2011 年の Medicare で、\$46 から \$84 であった。著者が、2018 年 7 月に受けた NCS の料金は、両側の感覚 + 運動神経で、誘発筋電図 4 神経 650 点、と神経・筋検査判断料 180 点で、合計 830 点と診療明細書に記載されていた。

(2021 年 12 月 31 日改訂)

寄稿：

電磁力学入門 (1)

田中義文

はじめに

今日、電波を利用した情報通信は日常生活に欠くことはできず、全世界の人々はその恩恵を享受している。電波は 1864 年にマクスウェルがその存在を予言、1887 年ヘルツがその存在を実証し、1895 年にマルコーニが無線電信を発明した。その後の電波に関する素晴らしい発展と共に日常生活が支えられているにも関わらず、電波とは何かと聞くと、よくわからないと口ごもってしまうのがわれわれ凡人である。何と 150 年以上前の学問が理解できていないことを恥と思い、電磁力学の本を 10 冊ほど購入した。ところが、多くの本は数式の羅列であり、意味がつかないものも見受けられた。信頼できる本は砂川重信著「電磁力学」岩波書店であり、それを参考にした宏江克彦著「趣味で物理学」理工図書の二冊である。まだまだ未消化状態であるが、div と rot の意味が理解できれば電波の雰囲気だけでも分かりそうである。div は放散であり、ロウソクの光が放つのをイメージすればよい。しかし、何かを放散するにはエネルギーの供給が必要である。rot は回転であり、水車の回転軸ベクトルを考えればよい。そこには場所による流速の違いが必要である。このイメージでマクスウェルの電磁方程式を見直そうというのが本稿の趣旨である。

1. マクスウェルの電磁方程式

マクスウェルの電磁方程式とは

$$\text{rot} \mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-1)$$

$$\text{rot} \mathbf{H} - \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} = \mathbf{i} \quad \dots\dots\dots 1-2)$$

$$\text{div} \mathbf{D} = \rho \quad \dots\dots\dots 1-3)$$

$$\text{div} \mathbf{B} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-4)$$

で表される。

E は電場、 D は電束密度、 H は磁場、 B は磁束密度、 i は電流密度 (電流) を表す。

1-1) 式を見て、 $\frac{\partial B}{\partial t}$ の項を右側に移項して考えてほしい。 $-\frac{\partial B}{\partial t}$ となる。磁束密度は磁場と考えてもよく、その時間変化により、それを打ち消す方向に電場は回ると記述されている。誘導電流の発生であって、交流電源のトランスをイメージしてもらえればよい。逆に電場の回転がそれを妨げる方向に磁場が変化すると見てもよい。トランスの一次コイルと二次コイルの関係である。

1-2) 式はひとまず $\text{rot} \mathbf{H} = \mathbf{i}$ と考えてほしい。 i すなわち電流密度は回転する磁場を作る。アンペールの法則で「右ねじの法則」と思ってよい。マクスウェルはその式に $-\frac{\partial D}{\partial t}$ を加えた。日本語で「変位電流」とよばれている。この式が最大のキモであって、変位電流もまた回転する磁場を作るのである。 i をなくして 1-1) 式と 1-2) 式を見比べよう。変位電流が回転する磁場を作り、それが逆方向の回転する電場となり、再び磁場を作る。その繰り返しは電波となると解釈すればよい。ファラデーが提唱した電場の近接作用の拡張版である。

1-3) 式と 1-4) 式は 1-1) 式、1-2) 式に比べれば付けたしのようなもので、1-3) 式は電荷密度 ρ (電荷) は電場を放散するガウスの微分法則であり、1-4) 式は磁場に回転するもので電荷のような単極 (N 極、S 極) はないと記述している。なお、 $\mathbf{D} = \epsilon_0 \mathbf{E}$ 、 $\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H}$ の関係であるが、係数だけの違いだから、 D と E は一緒、 B と H は一緒と思えばよい。

非常に大まかにマクスウェルの電磁方程式を述べたが、このように小生は理解した。あともう一つファラデーが述べた近接作用と遠隔作用という重要な場の概念があるが、順を追って解説する。

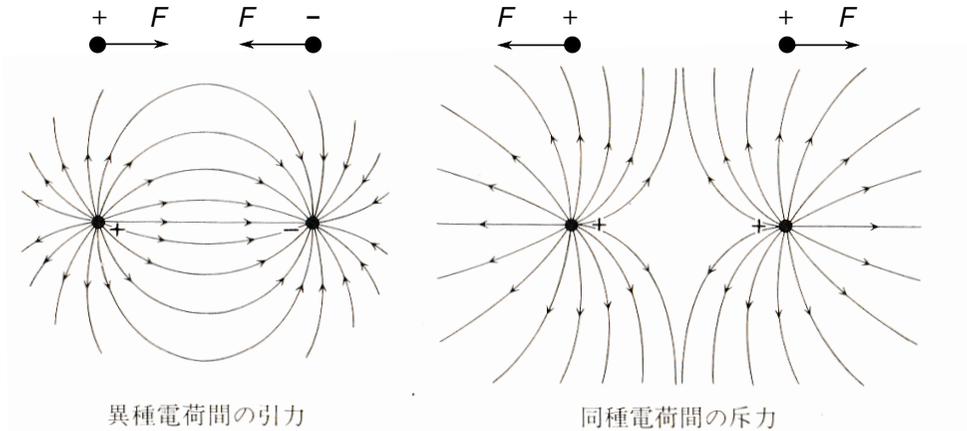


図 2-1 クーロン力 (上図) とファラデー (下図) が考えた静電場

2. クーロンの法則と電場の概念

B. 静電場

A. クーロン力

電荷には 2 種類あって、それぞれ + と - で区別する。図 2-1 上図に示すように、クーロンの法則 (1785 年) は

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{qQ}{r^2} \dots\dots\dots 2-1)$$

で表される。q, Q はそれぞれの電荷であり、単位はクーロンである。ε₀ は真空中の誘電率であり、電荷 Q の力価を減弱する係数と考えればよい。r は電荷間の距離であり、2 個の電荷に働く力 F はその間の距離 r の二乗に反比例する。本当に 2 乗かどうかは実験事実に基づくものであり、ほぼ 2 に等しいと考えておいた方がよい。異なる種類の電荷だと互いに引き合い (引力)、同種であれば反発 (斥力) する。

今の内に x, y, z の 3 次元空間で位置関係を示しておく。これをベクトルとよび、太字で書く。するとクーロンの法則は

$$\mathbf{F} = \frac{qQ}{4\pi\epsilon_0} \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|^3} \dots\dots\dots 2-1')$$

となる。力 F は方向性があり、距離 r にも方向性がある。分母の r が 3 乗になっているのに驚く必要はない。r/|r| は電荷間の距離の単位ベクトルを意味しており、実質上は 2 乗に反比例している。

ファラデーは詳細な観測結果から図 2-1 下図に示されるように、電荷は四方八方に放射する電気力線を発し、それが他方の引力に引きよせられる、または引きはなされる現象と捉えた。そしてその電気力線の総和と他方の電荷でクーロン力が生じると考え、電気力線の存在する空間を電場 E と命名した。その考え方でクーロンの法則を書き直すと、

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

$$\mathbf{F}(x) = q\mathbf{E}(x) \dots\dots\dots 2-3)$$

となる。ここで x は空間の任意の場所 (x, y, z) を示し、z は電荷 Q の位置を示す。したがって、2-2) 式は電場 E(x) は電荷 Q が作成する電場の強度になる。x-z = r だからその意味は 2-1') 式と同じく、電場 E(x) はベクトルになる。別の電荷 q の位置を x とすると、その電荷 q に働く力 F(x) は 2-3) 式に示すようにその場所での電場 E(x) と電荷 q との掛算で示される。電場 E を消去すればクーロンの法則と同じではないかという考えは改めなければならない。2-2) 式の意図することは 1 つの電荷が存在すれば、任意の場所の電場がわかる。2-3) 式は一般に電場の存在する部位に電荷があると力が発生すると述べている。単に 2 電荷

間の1次元の距離の問題ではなく、3次元空間に電場の存在を主張したことに意義がある。その意図を汲んで図2-1の電気力線を見ればファラデーの卓越した見識が理解できるであろう。なお、 E の次元は $E = \left[\frac{N}{Q} \right]$ である。 E に電荷 Q クーロンを掛ければ N ニュートンの力が生まれる。

静電場の場合、自己の電荷 q が作る電場(自己場)は無視する。複数の電荷 Q_1, Q_2, \dots が存在する場合、それぞれが作成する電場 E_1, E_2, \dots をベクトルで加算すればよい。しかし、電磁波を扱う時間変化する動電場では自己場は無視できない。

C. 積分形のガウスの法則

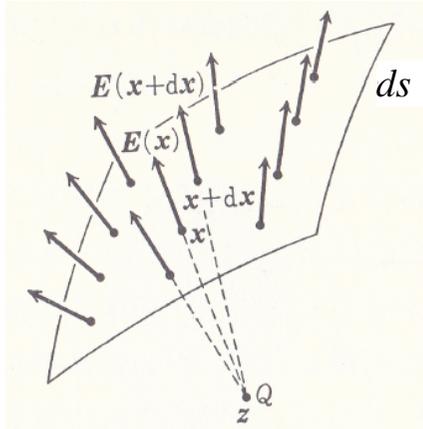


図 2-2 点電荷による電場量

クーロンの法則を越えて電場の概念に至ると、もう2点の電荷 q, Q や力 F の関係はなくなり、一つの電荷 Q 、距離 x 、そして電場 $E(x)$ だけの関係になる。そして新たに電場を測定する部位での微小面 ds を考えると図2-2のようになる。

今、電荷 Q が存在する z 点から離れた x 点で測定した電場の強さを $E(x)$ とする。そこでの微小面積を ds とすると、 $E(x)$ は距離の2乗に反比例して弱くなる。しかし、電荷 Q を全て覆う表面積と各電場の積を加算するとその値は一定である。測定面が電荷に近ければ表面積は小さいが電場は強くなり、逆に遠いと電場は弱くなるが表面積を広くとらなければならない。この関係は積分形のガウスの法則とよび、以下の式になる。

$$\int_S \mathbf{E}(x) \cdot \mathbf{n} ds = |E|S$$

$$= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{Q}{r^2} \cdot 4\pi r^2$$

$$= \frac{Q}{\epsilon_0} \dots\dots\dots 2-4)$$

式の左辺の意味は、 $E(x)$ は Q を囲む表面各部位の電場の強さを示す。 $\mathbf{n} ds$ は Q に対して法線方向の微小面積を示す。もし ds が Q に対して直角でなければその分を補正しなくてはならない。そのため \mathbf{n} (単位ベクトル) である。積分記号はこれらの総和を示す。このように記述しておくで電荷を囲う全ての立体の表面を網羅し、面積分とよばれている。しかし立体に球をイメージし、中心に電荷が存在すると考えるとずいぶん簡単な計算になる。それが右辺を示し、全方向の電場は半径 r の球から等距離にあるから絶対値 $|E|$ で代表される。球の表面積 S は $4\pi r^2$ である、これらを計算すると $4\pi r^2$ の項は消えて、 $\frac{Q}{\epsilon_0}$ だけになる。

このように変形すると Q の位置や大きさに関係がなくなり、電荷 Q を取り囲む表面積と各部位の電場の積だけで式が成立していることがわかる。

さらに、筆者の勝手な造語であるが、 $E(x) \cdot \mathbf{n} ds$ を「電場量」と規定すればどうであろうか。電場量とは電場 \times 微小面積の値である。例えば人口密度(示強性) \times 面積(示量性) で地域の人口が計算できるようなものである。丁度、図2-2がその様子を示している。この概念で2-4) 式を電場量の積算と見れば積分形のガウスの法則

$$\int_S \mathbf{E}(x) \cdot \mathbf{n} ds = \frac{Q}{\epsilon_0} \dots\dots\dots 2-4)$$

が一瞬で理解できる。次元で考えると電場は電荷を長さ $[L]$ の2乗で割っているから $E = \left[\frac{Q}{\epsilon_0} L^{-2} \right]$ である。上式は $[EL^2 = \frac{Q}{\epsilon_0}]$ だからつじつまが合う。

D. 微分形のガウスの法則

2-4) 式は電荷の位置 z を消し去ることはできたが、まだ電荷 Q は存在している。しかし電荷密

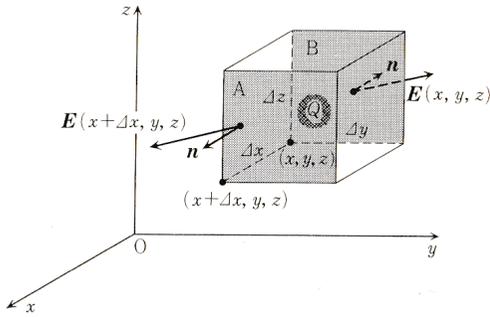


図 2-3 divE の概念

度 ρ の概念を取り入れ，さらに体積 V いっぱい
に電荷を膨らませば Q の代わりになる．図 2-3
に示すように $\Delta^3 \equiv \Delta x \Delta y \Delta z$ の微小な箱の中に点
電荷 Q があると考える．この点電荷は外向きに
電場を放出する．その表面 A と B での放出する
「電場量」はそれぞれ

$$\int_A \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS = E_x(x + \Delta x, y, z) \Delta y \Delta z \dots 2-5$$

$$\int_B \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS = -E_x(x, y, z) \Delta y \Delta z \dots 2-6$$

になる． B 面の電場は反対方向に向くから - 記
号が付く．2-5) 式と 2-6) 式をたし合わすと，

$$\begin{aligned} \int_{A+B} \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS &= \frac{E_x(x + \Delta x, y, z) - E_x(x, y, z)}{\Delta x} \Delta x \Delta y \Delta z \\ &= \frac{\partial E_x(\mathbf{x})}{\partial x} \Delta^3 x \end{aligned}$$

y 軸 z 軸も同様の演算をして加えると，

$$\begin{aligned} \int_S \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS &= \left(\frac{\partial E_x(\mathbf{x})}{\partial x} + \frac{\partial E_y(\mathbf{x})}{\partial y} + \frac{\partial E_z(\mathbf{x})}{\partial z} \right) \Delta^3 x \end{aligned}$$

となる．そこで

$$\text{div} \mathbf{E}(\mathbf{x}) \equiv \frac{\partial E_x(\mathbf{x})}{\partial x} + \frac{\partial E_y(\mathbf{x})}{\partial y} + \frac{\partial E_z(\mathbf{x})}{\partial z}$$

と定義すると，

$$\text{div} \mathbf{E}(\mathbf{x}) = \lim_{\Delta^3 x \rightarrow 0} \frac{1}{\Delta^3 x} \int_S \mathbf{E} \cdot \mathbf{n} dS \dots 2-7)$$

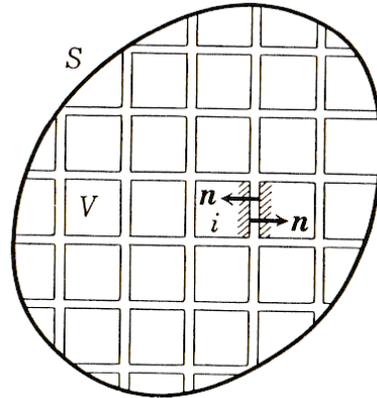


図 2-4 微分形のガウスの法則

と書ける．これをベクトル $\mathbf{E}(\mathbf{x})$ の放散 (diver-
gence) という．

これで微小量の電荷に対して放出する電場量が
表せたが，もう一つ重要な概念がある．

図 2-4 に示すようにある体積 V を持つ閉曲面を
考え，それを非常に細かな箱で区分する．すると
隣り合わせの面での電場の放散は打ち消し合い，
残りの相手のない表面だけが最終的に残る．した
がって，表面積は

$$\int_S \mathbf{E}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS = \sum_i \int_{S_i} \mathbf{E}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS$$

と書ける．微小な箱は，2-7) 式より

$$\int_{S_i} \mathbf{E}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS = \text{div} \mathbf{E}(\mathbf{x}_i) \Delta^3 x_i$$

であるから，これらを寄せ集めたものは

$$\sum_i \text{div} \mathbf{E}(\mathbf{x}_i) \Delta^3 x_i = \int_V \text{div} \mathbf{E}(\mathbf{x}) d^3 x$$

である．まとめると，

$$\int_S \mathbf{E}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS = \int_V \text{div} \mathbf{E}(\mathbf{x}) d^3 x \dots 2-7')$$

となる．任意の立体から放散するものはその表面
から放散するものに等しいというガウスの定理
(純粋数学) の完成である．放散する物質を介して
体積と表面積の変換する式と考えればよい．

今まで電荷 Q は 1 点に集中していると考えて
きたが，体積 V に電荷 Q が均一に存在すると考

えてもよいことになる．電荷 Q 割る体積で電荷密度 ρ で表すと，

$$\int_V \text{div}E(x)d^3x = \frac{1}{\epsilon_0} \int_V \rho(x)d^3x$$

となる．積分記号と微小体積を取り除けば

$$\text{div}E(x) = \frac{1}{\epsilon_0}\rho(x) \dots\dots 2-8)$$

となり，ガウスの微分法則の完成である．電荷が体積に均一に分布していれば (x) を取り除いて

$$\text{div}E = \frac{1}{\epsilon_0}\rho \dots\dots\dots 2-8')$$

とすればよい． $\text{div}E$ はスカラー量である．

2-8) 式を見て気づかないだろうか．放散する電場 E はそこには微小体積の電荷 (電荷密度) ρ が存在すると書いてある．図 2-2 の表面 ds に多くの黒丸と矢印で電場 $E(x)$ を示しているが，その一つつつを $\text{div}E$ と見て，黒丸を $\frac{\rho}{\epsilon_0}$ と見れば，図は微分形のガウスの法則を表している．もう個々の電荷 Q の大きさや距離を気にする必要はない．電場 $E(x)$ が存在すればそこに微小電荷が存在していると拡大解釈すればよい．また部分法則を次元で考えると，2-4) 式を距離 $[L]$ で 3 回割れば得られる．要約すると，全体の表面積に注目すると，積分形，個々の密度に注目すると，微分形のガウスの法則を示す．

電場の時間変化 $E(t)$ が電荷密度の変化 $\rho(t)$ を作り，それが磁場に変化をもたらし，再び電場の変化をもたらすという夢に一步近づいた．それと共に，クーロンの法則に始まる遠隔作用が，ファラデーの近接作用に変化した瞬間である．ファラデーもガウスも楽しかったらうと羨ましく思う．

すこし歴史的な実験になるが，電場 E を測定する方法は種々の絶縁体を挟んだコンデンサーを作成し，そこでの電束密度 D を計測した．コンデンサーの両端の電位と絶縁体の厚みから D が計測できるからである．そのため真の電場 E を知るために誘電率 ϵ で補正する必要があった．

$$E = \frac{1}{\epsilon}D$$

である．絶縁体が真空であれば ϵ_0 になる．したがって D で 2-8') 式を書き直すと，

$$\text{div}D = \rho \dots\dots\dots 1-3)$$

と簡単になり，マクスウェルの 1-3) 式になる．

次元考察をすると， ρ は電荷密度だから，電荷をその体積で割る．

$$\rho = \frac{Q}{V} = \left[\frac{Q}{L^3} \right]$$

である．電束密度 D は 1-3) 式を用いると， div は長さで微分しているから

$$\left[\frac{D}{L} \right] = [\rho] = \left[\frac{Q}{L^3} \right]$$

が成り立ち，

$$D = \left[\frac{Q}{L^2} \right]$$

となる．単位面積あたりの電荷の放散量を示すから電束密度はぴったりの表現で電場よりわかりやすい．

E. E と D の使い分け

E の名称は電場， D の名称は電束密度で名前からは意味がよく分からない．そこで，電荷 Q から発する電気力線を導入する (図 2-1 参照)．1 本の電気力線は電荷から離れると $\frac{1}{r^2}$ に比例して力価が減衰し，そこに電荷 q を置くと，2-3) 式に示されるように $F = qE$ の力を受ける．ファラデーの電場の考え方である．

一方電束密度 D とは電気力線の束の集まり，緻密さを表現する． D の次元が $\left[\frac{Q}{L^2} \right]$ からもわかるであろう，したがって D を求めるには，そこに存在する電気力線郡を横断する断面積で割る必要がある．その密度計算は電荷 Q を囲む全ての面 S で $D(x)$ を加算すれば Q から発する電気力線の本数になる．したがって，

$$\int_S D(x) \cdot nds = Q$$

なるガウスの積分法則ができる．

歴史的にはこの式が先行し、種々の誘電体（絶縁体）で Q の力価が低下することを知り、 ϵ で Q を割ることになり、2-4) 式が生まれたと考えれば納得できる。 ϵ は誘電体から真の電場 E を求めるためのマジックナンバーである。

電気力線 1 本について電荷に及ぼす力を求めるには E を使い、電気力線そのものの性質を論じるには D が便利になる。電気力線の流速 $\frac{\partial D}{\partial t}$ は 1-2) 式のようにコンデンサーの絶縁体の通過電流「変位電流」として使用されている。

F. 静電容量と静電ポテンシャル

今までの議論で電荷や電場の性質が徐々に明らかになったが、具体的な課題として、電荷を溜めるコンデンサー、電圧、電流、仕事を示す W などとの関係が明らかにならなければ納得はできない。

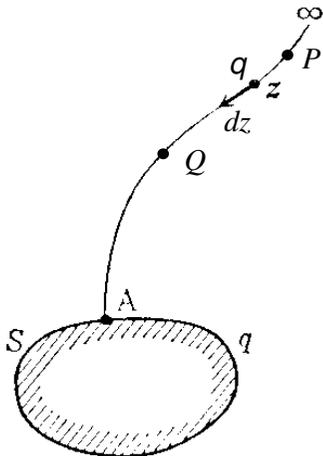


図 2-5 電場内での点電荷の仕事

電場には全てポテンシャル $\phi(x)$ という電位 (V) があり、

$$E(x) \equiv -\text{grad}\phi(x) \dots\dots 2-9)$$

で定義されている。grad とは勾配 (gradient) の略で、

$$\text{grad} \equiv \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)$$

演算子を意味し、ベクトル成分に分解して書くと、

$$E(x) = -\frac{\partial\phi(x)}{\partial x}, E(y) = -\frac{\partial\phi(y)}{\partial y},$$

$$E(z) = -\frac{\partial\phi(z)}{\partial z} \dots\dots\dots 2-9')$$

となる。

ポテンシャルの x, y, z 方向の偏微分が電場 E になるが、ポテンシャルの高い位置から低い位置へ向かうのが電場であるから - 符号をつけている。電場の向かう方向の逆方向に積分すればポテンシャルになると考えてよい。

上記の定義により、電場 $E(x)$ 空間での 2 点、 P, Q 間の電位差 V は

$$V = -\int_P^Q E(x)dx = \phi(Q) - \phi(P) \dots\dots 2-9'')$$

と記述できる。同一の静電ポテンシャルを結ぶ等電線は、丁度、温度分布や気圧配置の天気図をイメージすればよい。風向、風力は電場の分布図に対応できる。但し、渦はない。

ファラデーの電場の概念にもう一つ重要な点がある。それは 2-3) 式に示され、電荷 q に電場 $E(z)$ の環境をあたえると力 F が発生する。図 2-5 に示すように、その力に対して dz だけ電荷を移動させると $dW = F \cdot dz$ の仕事を行う。P 点から Q 点まで移動すると、

$$W = q \int_P^Q \text{grad}\phi(z) \cdot dz$$

$$= q \int_P^Q \left(\frac{\partial\phi(z)}{\partial\zeta} \partial\zeta + \frac{\partial\phi(z)}{\partial\eta} \partial\eta + \frac{\partial\phi(z)}{\partial\xi} \partial\xi \right)$$

$$= q \int_P^Q d\phi(z) = q[\phi(Q) - \phi(P)] \dots\dots 2-10)$$

となる。なお、 $z = (\zeta, \eta, xi)$ を使用し、全微分の法則を利用した。

静電場では回転ベクトルが存在しない環境 $\text{rot}E = 0$ なので、必ずしも等電点をたどらなくて、電位斜面を上下しても元の場所に戻れば仕事量は 0 である。と同時に等電線と電気力線は必ず直交する。静電場の仕事は保存力だから当然であ

るが、この数学的議論については補足 2 に解説しているので参考にしてほしい。また電荷密度で表記した静電ポテンシャル $\phi(x)$ については補足 3 に示している。

静電ポテンシャルを数式で書くと難しそうだが、次元解析をすると $\phi = [EL] = \left[\frac{NL}{Q} \right]$ となる。 $[NL]$ は仕事量だから 1クーロンの電荷をつり上げる高さがポテンシャル (電位) と解釈すればよい。1C を 1V つり上げるのは容易だが 100V つり上げるには 100 倍の仕事が必要である。

単位であるが、1C(クーロン) の点電荷を運ぶのに 1Jの仕事するとき、その 2 点間の電位を 1V と規定している。1C の電荷とは 1A × 1 秒の電流量である。そのときの電流制御で 1V の電位降下が生じれば 1 (オーム) の抵抗という。

静電ポテンシャルの概念が分かればその具体的な式 $\phi(z)$ を知らなくても、電位と電流の測定だけで 1 秒あたりの仕事量がわかり、小学校か中学校で習った $W=EI$ の式はこのようにして生まれたことが理解できる。

2-10) 式は電位差が決まっており、そこに電荷 q を送り届ける場合での式である。コンデンサーなどで帯電していない状態では電極間の電位差はない。その状態から電荷 q が Q まで帯電するまでに送り届ける仕事量は、

$$dW = \frac{1}{C} q dq \dots\dots\dots 2-11)$$

を使って、

$$W = \int dW = \frac{1}{C} \int_0^Q q dq = \frac{Q^2}{2C} \dots\dots 2-12)$$

となる。また、補足 3 に記述しているコンデンサーの性質 $Q = CV$ を利用すると、

$$W = U_e = \frac{1}{2} CV^2 = \frac{1}{2} QV \dots\dots 2-13)$$

と高校で習った式になる。この蓄積された仕事量は保存力でもあるから、静電エネルギー U_e とよ

べる。高校での公式は非常に洗練された論理展開の結果をまとめたものだと感心させられる。

静電エネルギーの次元解析は $U_e = \left[Q \frac{NL}{Q} \right] = [NL]$ である。仕事量の積分 (加算) でエネルギーになるから同じ次元で当然である。

砂川書では球体に電荷が帯電した状態での電場、静電ポテンシャル、静電エネルギーなどの例題が上げられているが、重要なのでぜひ自習して理解してほしい。

3. 電流と磁場の発生

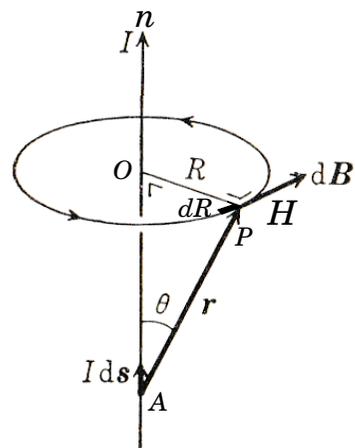


図 3-1 直線電流による静磁場

1820 年エルステッドは学生の電気実験で、導線に電流を流すと、そばの磁針が振れることに気づき、実験結果より 3-1) 式を提唱した¹。図 3-1 に示すように、磁場 H を 3-1) 式のように提唱した。

$$|H| = \frac{I}{2\pi R} \dots\dots\dots 3-1)$$

H の単位は $[A/m]$ で、直線電流 I を中心に反時計方向 (右ねじの法則) に磁場は円周上を回転する。 $2\pi R$ は円周なので、 i を電流密度、左辺を円周の線積分にすると、

$$\int_C H(x) \cdot dr = \int_S i(x) \cdot n(x) dS \dots 3-2)$$

¹ボルタ電池は 1794 年に発明。オームの法則は 1826 年発見。

と書ける．左辺にストークスの定理を適応すると，線積分を面積分に変換でき，

$$\int_S \text{rot} \mathbf{H}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS = \int_S \mathbf{i}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS$$

となり，両辺の面積分を取り払うと，

$$\text{rot} \mathbf{H}(\mathbf{x}) = \mathbf{i}(\mathbf{x}) \quad \dots\dots\dots 3-3)$$

とマクスウェルの 1-2) 式の一部が仕上る．

3-2) 式の右辺は本来 I であるが，導線の断面積で割って電流密度 i を考える．電流密度から電流を計算するためには面積を掛け合わす必要があるが， n で磁場と同一面になるように補正している．

3-3) 式は電流密度 (電流) の存在する場所には回転する磁場が存在すると，主張しているが，同時に磁場の存在する場所には電流密度が存在する．

一歩進めて，導体の半径を R まで拡大すると，導体内の i は均一であるため，その半径内の磁場は全て均一という結論が生まれる．

ソレノイド

ソレノイドを流れる電流 I

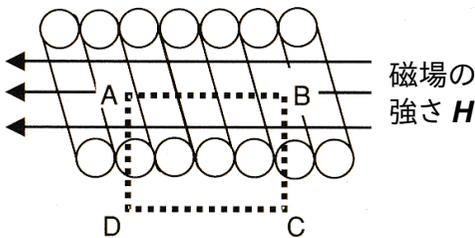


図 3-2 ソレノイドの磁場計算

導線をコイル状に巻く (ソレノイド) と同じ電流でも回数に応じて磁場は強くなる．図 3-2 は長いソレノイドの磁場を示し，芯をとる磁場 H を求める．点線で囲む ABCD について AB には磁場があるが，AD, BC は磁場がない．またソレノイドは非常に長いため，コイルの外側になる DC も磁場が存在しない．したがって，3-2) 式の左辺の積分は AB の長さを L とすると

$$\int_C \mathbf{H} dr = HL$$

になる．一方，コイルには L に n 回導線が巻かれ電流 I が流れるため，

$$\int_S IdS = InL$$

となり， $H = nI$ が磁場となる．磁場はコイルの直径に関係なく，またコイル内の磁場の強さは均一である．

鉄芯にコイルを巻くと何千倍も強力な電磁石に仕上る．そこで新たな透磁率 μ を設定し，磁束密度 (magnetic flux density) B なるパラメータを作成した．特に真空中の透磁率を μ_0 と記述し，3-1) 式を μ_0 倍しただけで

$$|B| = \mu_0 \frac{I}{2\pi R} \quad \dots\dots\dots 3-4)$$

と難しくはない．したがって，磁場 H と磁束密度 B の関係は

$$B = \mu_0 H \quad \dots\dots\dots 3-4')$$

となる．鉄芯材料の種類により磁束密度 B は変化するが磁場 H に変化はない．

ビオ・ザバールの法則

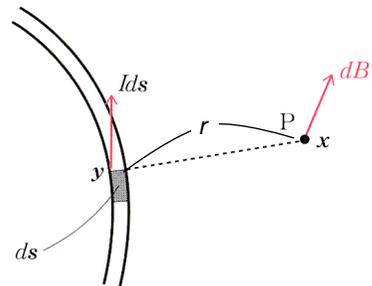


図 3-3 ビオ・ザバールの法則

ビオ・ザバールの法則は電流小片 $I ds$ をファラデーが考案した電荷の Q に見立てて電場 E を作成した形式で，図 3-3 に示すように電流素片と測定点 x までの距離を r として距離の 2 乗に反比例し，外積を考慮した式を作れば容易に作成できる (3-5) 式) ．

$$d\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \frac{ds \times \mathbf{r}}{r^3} \quad \dots\dots\dots 3-5)$$

理由は、電流素片 Ids を Ids と電流のベクトル要素を取り去る。すると磁場は球状に発生するが、その球表面磁場は電場と違って、半径に対して直角方向に発生する。したがって、ファラデーの電場の公式を係数を μ_o に代えて、電流ベクトルと磁場の外積の関係に変更すれば 3-5) 式が仕上る。

エルステッドの式の導出

ビオ・ザバルの式をもちいてエルステッドの式の導出する。図 3-1 にそって、導線上の任意の点を O とし、そこより直角に R 離れた点を P、また原点より下方に $-s$ 離れた導線上の点を A とし、OAP を θ 、AP 間の距離を r とする。

$$-s = R \frac{\cos \theta}{\sin \theta}$$

$$ds = \frac{R}{\sin^2 \theta} d\theta$$

$$r = \frac{R}{\sin \theta}$$

$$dB = \frac{\mu_o I}{4\pi} \frac{ds \times r}{r^3} = \frac{\mu_o I}{4\pi} \frac{ds R}{r^3}$$

∴ $ds \times r$ の平行四辺形の面積は dsR 上式を代入すると

$$dB = \frac{\mu_o I}{4\pi} \frac{\sin^3 \theta R R d\theta}{R^3 \sin^2 \theta} = \frac{\mu_o I}{4\pi} \frac{\sin \theta}{R} d\theta$$

θ について積分すると、

$$|B| = \left| \frac{\mu_o I}{4\pi R} \int_0^\pi \sin \theta d\theta \right| = \left| \frac{\mu_o I}{4\pi R} [\cos \theta]_0^\pi \right| = \left| \frac{\mu_o I}{2\pi R} \right|$$

となる。

B を磁束密度、 H を磁場という名称定義であるが、 E を電場、 H を電束密度の定義とは異なり、ずいぶん曖昧な定義である。歴史的な経緯は H の方が早く、 $H = \frac{I}{2\pi R}$ より H の次元は

$$H = \left[\frac{I}{L} \right]$$

である。エルステッドの学生実験で見つけた磁場は電流 I に比例し、距離に反比例していることが

わかる。その後、種々の磁生体を巻き付けたコイルを作成し、透磁率 μ を調べ、磁束密度 B の式が完成した。 $\text{rot}H$ の次元は rot が x, y, z で偏微分するから

$$\text{rot}H = \left[\frac{1}{L} \frac{I}{L} \right] = \left[\frac{I}{L^2} \right]$$

になる。

なお、 $\frac{1}{\sqrt{\mu_o \epsilon_o}} = c$ すなわち光速になる。

次元と単位について整理すると、1 アンペア (1A) は 1 秒間に 1 クーロン電荷が流れる量である。したがって、 I の次元は

$$I = Q/\text{sec} = \left[\frac{Q}{T} \right]$$

となる。

i は電流密度だから導線の断面積を ΔS とすると、 $I = i\Delta S$ だから i の次元は

$$i = \left[\frac{I}{L^2} \right] = \text{rot}H$$

となり、1-2) 式の一部となる。 μ_o は次項のローレンツ力で定義されるが、透磁率の単位から

$$\mu_o = \left[\frac{N}{I^2} \right]$$

である。

磁束密度 B は 3-4') 式より、

$$B = \left[\mu_o \frac{I}{L} \right] = \left[\frac{N}{I^2} \frac{I}{L} \right] = \left[\frac{N}{IL} \right]$$

$\text{rot}B$ は x, y, z などで偏微分した値になるから次元は B に $\frac{1}{L}$ を掛けて、

$$\text{rot}B = \left[\frac{N}{IL^2} \right]$$

である。

電磁波については後述するが、 $E \times H$ で示される。電磁波の次元は、

$$E \times H = \left[\frac{N}{Q} \frac{I}{L} \right] = \left[\frac{N}{Q} \frac{Q}{LT} \right] = \left[\frac{N}{LT} \right]$$

である。なんと、時間あたりの力であり、電場と磁場に直角に向かう横波であり、さらに電場や磁

場の逆 2 乗法則と違って、距離に反比例することがわかる。

$\text{div}B = \text{div}H = 0$ の意味は磁力線に湧点となる極がないことを示すが、電気力線 E と違って、1 本の磁力線の強度が一定であることも示す。

4. ローレンツ力

ローレンツ力は大学入試の物理の問題で馴染み深い。二本の平行電線に電流を流した時に発生する力で、

$$f_l = \frac{\mu_0 I_1 I_2}{2\pi R} \dots\dots\dots 4-1)$$

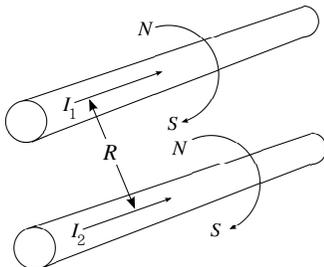


図 4-1 ローレンツ力
電線を 2 本引き、右ねじの法則で矢印付き半円を作成する。始点に N、終点に S をすると引力か斥力が間違えない。

である。但し、 f_l は単位長あたり $[N/L]$ の値である。

図 4-1 に示すように、3-5) 式を利用して、同方向の電流であれば引力に、逆方向であれば斥力になる。一方の電流の作る磁場により他方の電流が引きよせられると考えればエルステッドの 3-1) 式を利用して、単位長あたりの力 f_l は

$$|f_l| = I|B| \dots\dots\dots 4-2)$$

と簡単になる。次元を考えると $f_l = \left[I \frac{N}{IL} \right]$ だから単位長あたりの力になるのは正しい。4-1) 式を磁場のクーロンの法則、4-2) 式を電場の式に例えて考えればよい。

力の向きも考慮すると、電線の向きと長さは ds だから、外積を利用して、

$$dF(s) = Ids \times B(s) \dots\dots\dots 4-3)$$

である。これを「アンペールの力」とよんでいる(フレミングの左手の法則)。上式より B 磁束密度の単位は $1N \cdot A^{-1} \cdot m^{-1}$ であり、M.K.S.A 単位系ではこれを 1 テスラ (T: tesla) という。また

$$1Wb = 1N \cdot m \cdot A^{-1}$$

として、ウェーバー (Wb) という単位を導入して磁束密度の単位を $1Wb \cdot m^{-2}$ を利用することも多い。

電流 I とは断面積 ΔS に流れる電流であるから電流密度を i とすると導線の長さを Δl として、

$$I\Delta l = i\Delta S\Delta l \dots\dots\dots 4-4)$$

となる。アンペールの力の密度を f で書き直すと、

$$\Delta F(x) = f(x)\Delta S\Delta l$$

となり、 $i(x)$ をもちいると

$$f(x) = i(x) \times B(x) \dots\dots\dots 4-5)$$

となる。

また、 i は電荷密度 $\rho(x)$ が速度 v で全空間を走っている状態だから

$$f(x) = \rho(x)v \times B(x) \dots\dots\dots 4-6)$$

としてもよい。なお $f(x)$ は電流密度に対して作用する力の密度であり、力 F を得るためには導線の断面積と長さを乗算しなければならない。

1A とは 1m 離して置いた同じ大きさの平行に置いた電線に働く力が 1m あたり $2 \times 10^{-7}N$ であるとき、この電流の大きさを 1A と定めている。

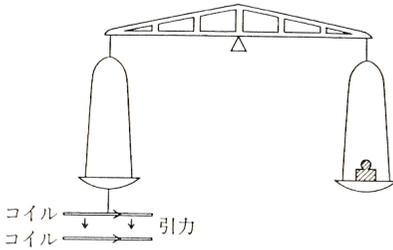


図 4-2 ローレンツ力の測定

静電荷のクーロンの法則では不安定で単位まで規定出来なかったがコイル電流と図 4-2 に示す天秤を作成し、ようやく実験的に電流単位を定めることができた。

その結果、 μ_o の値が定められ、光速 c との関係から ϵ_o の値も定まった。

$$\begin{aligned} \mu_o &= 4\pi \times 10^{-7} N \cdot A^{-2} \\ &= \left[\frac{N}{I^2} \right] = \left[\frac{NTT}{QQ} \right] \\ \epsilon_o &= 8.854 \times 10^{-12} A^2 \cdot s^2 \cdot N^{-1} \cdot m^{-2} \\ &= \left[\frac{QQ}{TT NL^2} \right] = \left[\frac{Q^2}{NL^2} \right] \\ c &= 1/\sqrt{\mu_o \epsilon_o} = 299,795.6 \text{ km/sec} \end{aligned}$$

μ_o の値は人為的に定めたものであるが、 ϵ_o の値はそこから派生して計算された値なので複雑な値になるのは仕方ない。

本項で F, dF, f_l, f などの力の概念が出てきたが、次元解析をすると、4-2) 式の $|f_l|$ は

$$|f_l| = \left[I \frac{N}{IL} \right] = \left[\frac{N}{L} \right]$$

であるから単位長 L あたりの力 F を示す。

4-3) 式の dF については

$$dF = [Id_s B] = \left[IL \frac{N}{IL} \right] = [N]$$

であるから次元は合っている。力 F を積分で求めると、

$$F = \int_0^L dF = IB \int_0^L ds = IBL$$

となり、真の力 F が計算される。

4-5) 式の f については

$$f = [iB] = \left[\frac{I}{L^2} \frac{N}{IL} \right] = \left[\frac{N}{L^3} \right]$$

であるから力の密度という表現は正しい。

4-6) 式の次元を検証すると、 $f = [\rho v B]$ だから

$$f = \left[\frac{Q}{L^3} \frac{L}{T} \frac{N}{L} \frac{T}{Q} \right] = \left[\frac{N}{L^3} \right]$$

で確かに力の密度になっている。

歴史的な経緯で名称を変更することはできないが、それぞれの式を比較すれば電場、磁場の性質が理解できる。

$$F = QE, \quad |f_l| = I|B|$$

E は電場とよばれ、 B はファラデーの概念に従うと磁場とよびたいが磁束密度である。力の発生源は Q と I であるが、 Q の時間移動が I になる。

$$\text{div} D = \rho, \quad \text{rot} H = i$$

D は電束密度、 H は磁場である。電荷 Q から周囲に電気力線が放散する。その電気力線に対して電荷の周囲を全て取り囲む面積で割れば電気力線の密度、すなわち電束密度 D が算出される。さらに D を長さで偏微分 (div) すれば電荷の源である電荷密度 ρ になる。一方、 i は導体を流れる電流 I をその断面積で割った値であり、方向性 ds を持たなければ電流素片としての意味を持たない。そしてそこに「右ねじの法則」にしたがって回転する磁場 $\text{rot} H$ が生まれるから、無理に磁束密度とよぶより、歴史を踏襲して磁場とよぶのは仕方ないのかもしれない。

5. 電磁誘導

ファラデーは電流が力を発生するのを見て、磁場が変化すれば起電力が発生するだろうと考えた。実際に成功したのはレンツである。

レンツの法則：コイルに発生する起電力 $\phi^{e.m.}$ はコイルを貫く磁力線の変化 Φ に比例する。その起

電力によって発生する電流の向きは、磁力線の変化を妨げるような向きである。

数式で書くと、

$$\phi^{e.m.} = -k \frac{d\Phi}{dt} \dots\dots\dots 5-1)$$

となる。φ^{e.m.} は起電力、Φ は磁束、k は比例定数で、- 記号は起電力が磁束を妨げる方向であるから付けた。

起電力 φ^{e.m.} は一回巻きコイルの道すじにそって発生するから

$$\phi^{e.m.} = \int \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s} \dots\dots\dots 5-2)$$

と書ける²。n 回巻けば nφ^{e.m.} になるから交流トランスの原理がわかる。コイルではショートするから起電力がわからないと考えるはいけない。コイルの端に大抵抗をつけて交流電圧を計ればよい。

磁束の変化とはコイルの内側の磁束の変化である。磁束 Φ は

$$\Phi = \int \mathbf{B} \cdot n d\mathbf{S} \dots\dots\dots 5-3)$$

であるから、その時間微分をしてまとめると、

$$\int_C \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s} = -k \frac{d}{dt} \left(\int \mathbf{B} \cdot n d\mathbf{S} \right)$$

となる。この左辺にストークスの定理を適用して面積分に変換すると、

$$\int \text{rot} \mathbf{E} \cdot n d\mathbf{S} = -k \int \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \cdot n d\mathbf{S}$$

おなじ積分であるからまとめると、

$$\int \left(\text{rot} \mathbf{E} + k \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \right) \cdot n d\mathbf{S} = 0$$

となる。したがって

$$\text{rot} \mathbf{E} + k \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \dots\dots\dots 5-4)$$

となる。もうコイルが存在する必要はない。磁場の時間変化を妨げるように回転する電場が変化す

²起電力 φ^{e.m.} は $\mathbf{E} = -\text{grad} \phi$ のポテンシャルではない。

るのである。ここで問題なのは、k = 1 ならマクスウェルの電磁方程式 1-1) 「ファラデーの誘導法則」になるがどうかである。

一応 rot E と $\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}$ の次元を確認しよう。

$$\text{rot} \mathbf{E} = \left[\frac{N}{QL} \right], \quad \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = \left[\frac{TN}{QLT} \right] = \left[\frac{N}{QL} \right]$$

だから次元は合っている。5-2) 式が示すように起電力 (電位) は生じるけれども、コイルに流れるのは電流である。誘導電流とは言うが誘導電位とは聞かない。本質は電流である。

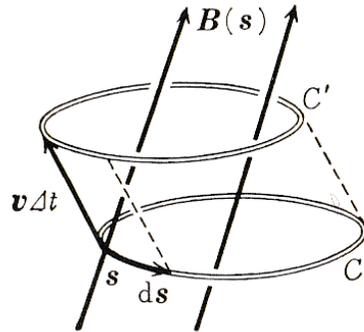


図 5-1 コイルの運動による起電力

図 5-1 は固定した磁場にコイル C を C' に速度 v で Δt 時間移動した状態を示す。すると Δt 時間で移動したコイル内の面積は同じだから、移動により得られた側面の面積だけを注目すればよい。Δt 時間で得られた側面の面積による磁束は

$$\begin{aligned} d\Phi &= \int (\mathbf{v} dt \times d\mathbf{s}) \cdot \mathbf{B} \\ &= dt \int (\mathbf{v} \times d\mathbf{s}) \cdot \mathbf{B} \\ &= - dt \int (\mathbf{v} \times \mathbf{B}) \cdot d\mathbf{s} \end{aligned}$$

変形すると

$$\frac{d\Phi}{dt} = - \int (\mathbf{v} \times \mathbf{B}) \cdot d\mathbf{s}$$

である．これをレンツの法則に代入すると，

$$\begin{aligned} \phi &= -k \frac{d\Phi}{dt} \\ &= k \int (\mathbf{v} \times \mathbf{B}) \cdot d\mathbf{s} \end{aligned}$$

左辺はコイルに生じる起電力であって，

$$\phi = \int \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s}$$

であるから積分の中身どうしを記述すると，

$$\mathbf{E} = k\mathbf{v} \times \mathbf{B}$$

となる．この電場に電荷 q を置くと，力 $d\mathbf{F}$ を受ける．式にすると

$$d\mathbf{F} = kq\mathbf{v} \times \mathbf{B}$$

が得られる．これは定数 k が余計なだけで 4-3) 式に示す「ローレンツ力」と同じである．したがって， $k = 1$ でなければならぬ結論になる．

コイルを固定し，そこに棒磁石を出し入れするのがファラデーの電磁誘導，逆に磁場を固定し，コイルを移動させるのがレンツの法則である．どちらにしろ移動のエネルギーが起電力に変換される．

繰り返しになるが，磁場の時間変化で回転する電場を作成する．そこにコイルなどの電線があるうと無かろうと回転する電場を作るのである．コイルはただ回転する電場の一部を検出するだけの装置でしかない．

6. アンペール・マクスウェルの法則

エネルギーは不変で常に収支は一定で 0 になければならない．その意味で右ねじの法則 $\text{rot}\mathbf{H} = \mathbf{i}$ を見ると，誰が電流 \mathbf{i} を作るのかが疑問になる．電流を流さなければ磁場はすぐさま消失することは明らかであるからだ． \mathbf{i} の源は電荷であり，蓄電した電荷が放電することにより電流が生まれる．それを式になおすと，

$$\text{div}\mathbf{i} = -\frac{\partial\rho}{\partial t} \dots\dots\dots 6-1)$$

になる．少し間違った表現だが，初期条件に電荷が充電されており，電荷の減少速度が電流になると思えばよい．次元は，

$$\left[\frac{1}{L} \frac{Q}{L^2 T} \right] = \left[\frac{Q}{L^3 T} \right]$$

だから合っている．この ρ に $\text{div}\mathbf{D} = \rho$ を代入すると

$$\begin{aligned} \text{div}\mathbf{i} &= -\frac{\partial}{\partial t} \text{div}\mathbf{D} \\ &= -\text{div} \frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t} \\ \therefore \mathbf{i} &= -\frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t} \end{aligned}$$

次元：

$$\left[\frac{Q}{L^2 T} \right] = \left[\frac{Q}{L^2 T} \right]$$

の関係が得られ，これを $\text{rot}\mathbf{H} = \mathbf{i}$ に加えなければならず，

$$\text{rot}\mathbf{H} - \frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t} = \mathbf{i} \dots\dots\dots 1-2)$$

とするのが正しい解釈である．

なぜ \mathbf{D} の時間微分に偏微分記号を使うのかというと， \mathbf{D} は正しくは $\mathbf{D}(x, t)$ の関数である．従って偏微分記号を使わなくてはならない．電荷密度 ρ についても $\rho(x, t)$ だから理屈は同じである．

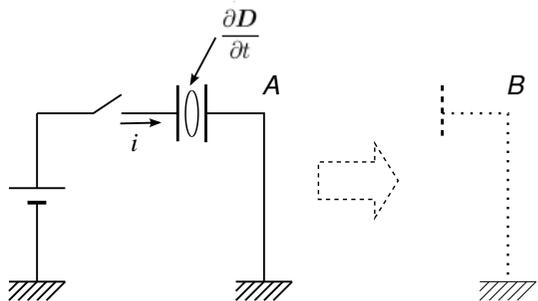


図 6-1 変位電流，電磁波の原理 (A の対極を B に移動すると電磁波が発生する)

図 6-1 は $\frac{\partial\mathbf{D}}{\partial t}$ と電磁波の関係を示す．左より，電池，スイッチ，コンデンサーそして接地への電線を示す．スイッチを ON にするとコンデンサー

にラッシュカーレント (電流) が溜る。コンデンサーの絶縁板は電流 i を通さず、電束密度 D が増加する。そして電池と同じ電位になれば飽和してこれ以上の電流は流れない。この絶縁板に流れる電流を「変位電流」とよぶ。それだけの回路で A は構成されているが、もし対側の電極が B に移動すればどうであろうか。

真空でも ϵ_0 の誘電率をもつ絶縁体である。コンデンサーとしての役わりを立派に保つ。したがって変位電流が流れるわけである。変位電流は、1-2) 式に示すように、回転する磁場 H を発生し、その変化が電場を作る。このようにして変位電流が電波となって空間を飛ぶわけである。ただし、この回路ではスイッチ ON のときだけ電波は飛ぶが、OFF にしても充電された電荷は逆流しないから変位電流は発生しない、連続的に電波を放出するには交流を使用する、などがこの回路からわかる。

アンテナはコンデンサーの対極板と考えればよい。しかし、同じ対極板であっても電波の周波数に同調したアンテナの方が効率が良い。ヘルツは火花放電で電波を発生したが、適度の長さの電線を使い、また対極も電線ループで火花を顕微鏡を使って観測したと伝えられている。火花放電は超短波 (VHF) の周波数を含むバースト波形だから偶然観測できたのであろう。

7. 電磁波は横波である。

真空中では電荷はなく、電荷密度 ρ は 0 である。よって、電流密度 i も 0 である。 $D = \epsilon_0 E$, $B = \mu_0 H$ とするとマクスウェルの電磁方程式も簡単になる。

$$\text{rot } \mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-1')$$

$$\text{rot } \mathbf{B} - \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-2')$$

$$\text{div } \mathbf{E} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-3')$$

$$\text{div } \mathbf{B} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-4')$$

³ $\Delta = \text{div grad} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$

1-1') 式の両辺に rot 演算をすると、

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

rot rot は補足 1 に示すベクトル公式があつて、

$$\therefore \text{grad div } \mathbf{E} - \text{div grad } \mathbf{E} + \frac{\partial}{\partial t} \text{rot } \mathbf{B} = 0$$

となる。div $\mathbf{E} = 0$ なので、

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

となる。この 2 項に 1-2') 式を代入すると、

$$-\text{div grad } \mathbf{E} + \frac{\partial}{\partial t} \left(\mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \right) = 0$$

時間の 2 階偏微分だから、符号反転して整理すると、

$$\therefore \text{div grad } \mathbf{E} - \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} = 0$$

となり、光速 $c = 1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$ だから、div grad をラプラシアン³ Δ を使って、

$$\left(\Delta - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) \mathbf{E} = 0 \quad \dots\dots\dots 7-1)$$

と書け、波動方程式である。まったく同様に 1-2') に rot を掛けて、処理すると、

$$\left(\Delta - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) \mathbf{B} = 0 \quad \dots\dots\dots 7-1)$$

となる。この結果より、マクスウェルは 1864 年に電磁波の存在を予言した。

7-1) 式について 1 次元の場合は

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) E_x = 0$$

となる。この波動方程式の解は

$$E = F(x - ct) + G((x + ct))$$

になる。 F と G は任意の関数でよい。 F は進行方向、 G は逆方向に向かう。 c は光速である。今 $t = 0$ の時点で、 $x = 0$ の値は $F(0)$ になるが、 t

秒後には $x = ct$ の場所に移動するが再び $F(0)$ になるから波動方程式であることがわかる。

検算をすると

$$\begin{aligned} \frac{\partial E}{\partial x} &= \frac{\partial F(x-ct)}{\partial x} + \frac{\partial G(x+ct)}{\partial x} \\ \frac{\partial^2 E}{\partial x^2} &= \frac{\partial^2 F(x-ct)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 G(x+ct)}{\partial x^2} \\ \frac{\partial E}{\partial t} &= \frac{\partial F(x-ct)}{\partial t}(-c) + \frac{\partial G(x+ct)}{\partial t}(c) \\ \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} &= \frac{\partial^2 F(x-ct)}{\partial t^2}c^2 + \frac{\partial^2 G(x+ct)}{\partial t^2}c^2 \end{aligned}$$

だから、2階偏微分の式を元の波動方程式に代入すると右辺は0になる。

次にこの一次元波動方程式をベクトルで取り扱う。1本の進行方向の直線に上下左右の幅が付けられる。

$$\mathbf{E} = \mathbf{F}(\mathbf{e} \cdot \mathbf{r} - ct) + \mathbf{G}(\mathbf{e} \cdot \mathbf{r} + ct)$$

\mathbf{e} は進行方向の単位ベクトル、 \mathbf{r} は位置ベクトルで内積により x 軸と同じ役わりをする。したがってベクトル \mathbf{e} の方向へ速度 c で進む波動関数になる。

ここまでは波動関数の一般論であるが、 $\text{div} \mathbf{E} = 0$ を例にとると、与式は

$$\text{div}\{\mathbf{F}(\mathbf{e} \cdot \mathbf{r} - ct) + \mathbf{G}(\mathbf{e} \cdot \mathbf{r} + ct)\} = 0$$

となり、 div を展開すると、

$$\frac{\partial}{\partial x}(F_x + G_x) + \frac{\partial}{\partial y}(F_y + G_y) + \frac{\partial}{\partial z}(F_z + G_z) = 0$$

偏微分を展開すると、 \mathbf{e} の項が飛び出て、 \mathbf{r} は (x, y, z) だから

$$e_x(F'_x + G'_x) + e_y(F'_y + G'_y) + e_z(F'_z + G'_z) = 0$$

となる。ベクトルに直すと、

$$\mathbf{e} \cdot (\mathbf{F}' + \mathbf{G}') = 0$$

である。これは電場 $\mathbf{E}(x, t)$ はその進行方向と直角に対応するというを示している。つまり電

場は横波である証明になる。 F', G' で微分波形ではないかと思われるが $\sin \cos$ 波なら微分しても位相がずれるだけで問題ない。磁場 B についても 1-4') 式から同じことがいえる。

上記の論理展開では電場、磁場が個々に横波であることは説明できるが、相互の関係についてはいえない。そこで 1-1') 式に注目すると、電磁波は z 方向に進み、 E_x 方向だけ電場が存在すると仮定する。

$$E_x = F(z - ct) + G(z + ct)$$

$$E_y = 0$$

$$E_z = 0$$

次に 1-1) 式を rot も含めてベクトル展開すると、

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z} + \frac{\partial B_x}{\partial t} &= 0 \\ \frac{\partial E_x}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial x} + \frac{\partial B_y}{\partial t} &= 0 \\ \frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} + \frac{\partial B_z}{\partial t} &= 0 \end{aligned}$$

これらの式を代入すると、多くの項は0になり、

$$\begin{aligned} \frac{\partial B_x}{\partial t} &= 0 \\ \frac{\partial B_y}{\partial t} &= -F'(z - ct) - G'(z + ct) \\ \frac{\partial B_z}{\partial t} &= 0 \end{aligned}$$

だけが残る。残った B_y の行を t で積分すると、磁場の式があらわれるが、積分項は無視する。すると、

$$B_y = \frac{1}{c}F(z - ct) - \frac{1}{c}G(z + ct)$$

となる。磁場は係数 $\frac{1}{c}$ が付いているだけで、電場の波動方程式とかわらない。位相の進み遅れなく、 x 軸の電場の変化に呼応して y 軸に振幅が発生する。この様子を図 7-1 に示す。

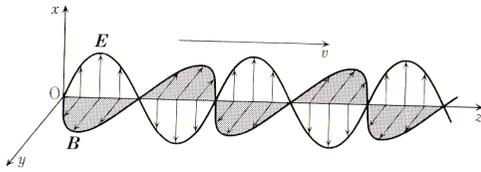


図 7-1 一次元の電磁波の伝搬

なお B_y の式の G に - 符号が付いているが、これは正しくて、右ねじの法則を反映している。

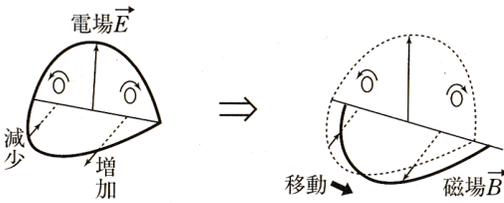


図 7-2 電場と磁場の進行方向。
(長沼著：物理数学の直感的方法より)

波動方程式をもちいて一気に電磁波の伝搬を示したが、1-1) 式の解釈で直接磁場が z 軸方向に進行することがわかる。但し、残念ながら電場と磁場の変化が位相の遅れなく直交する様を知るには波動方程式の解が必要である。

電場の波形と磁場の進行方向の関係を図 7-2 に示す。1-1) 式を書き直すと、

$$\text{rot}E = -\frac{\partial B}{\partial t}$$

である。補足 1：の回転でも示しているが、電場の \sin 波の $1/4$ 周期は右肩上がりであるから、時計回りで正の値をえる。その磁場の時間変化はマイナスになるから、磁場電流は減少する方向になる。磁場の \sin 波は磁場電流だと思えばよい。次の電場の $1/4$ 周期を考えると、右肩下がりであるから、電場の rot は負の値をえる。その磁場の微分値は負の負であるから正の値になり、磁場電流は増加の方向に向かう。したがって磁場波形は z 軸方向に進行する。残りのマイナスに振れる電場に対しても符号が逆になるだけで原理と進行方向は同じである。

ここまでの計算は容易だからノートと鉛筆で確

かめることを進める。

おわりに

マクスウェルの電磁方程式は名前だけは知っていたが、クーロンの法則、アンペールの右ねじの法則、など知っているものばかりで、唯一「変位電流」だけが新しい知識であった。しかし交流がコンデンサーを通過する電流を「変位電流」とよぶだけで目新しいものではない。むしろ場の存在にまで引き上げたファラデーの考察力には感激するものがある。目に見えない空間の歪みなど気がつくものではない。

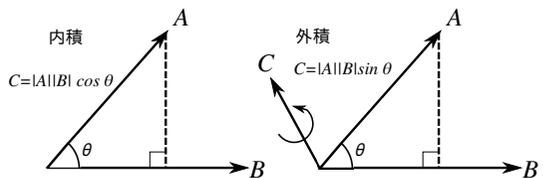
マクスウェルの式から波動方程式に至る演算は自分で確かめてほしい。電磁波が横波で z 軸方向に進行していく図が納得できると思う。波動方程式に頼らなくても、 $\text{rot}E$ と $\frac{\partial B}{\partial t}$ の意味を理解するだけで電磁波が z 軸方向に進行していく様が見えると、マクスウェルの式が一段と身近かな存在に感じられる。

電磁力学は光速についての学問でもあり、ローレンツ、アインシュタインの特殊相対性理論にまで発展する。あり難いことに竹内淳著の「高数学でわかる相対性理論」にわかりやすく解説されていたが、ここに筆を止めて、続きは次回にまわす。目から鱗の話しになる。

参考文献

1. 砂川重信：電磁力学 2008, 岩波書店
2. 宏江克彦：趣味で物理学 2011, 理工図書株式会社
3. 長沼伸一郎：物理数学の直感的方法 2011, 講談社

補足 1：内積と外積



補足 1 図 1 内積と外積

$$\text{内積} : A \cdot B = |A||B| \cos \theta$$

で計算する。結果はスカラーになる。ベクトル B

が単位ベクトル n であれば力 A の n 方向の成分になる。電磁誘導のレンツの法則でもちいられる起電力は電場とコイルの道すじに沿って線積分するから内積をもちいる (5-2) 式参照)。座標で $A(x, y, z)$, $B(X, Y, Z)$ とすると

$$A \cdot B = xX + yY + zZ$$

とスカラーの加算になる。この演算は div 演算にもちいる。

外積: $C = A \times B = |A||B| \sin \theta$

で計算する。面 AB に垂直なベクトル C を作り、右ねじの法則にしたがって回転し、大きさは面 AB の平行四辺形の面積になる。ローレンツ力は電流方向と磁場方向との直角に作用するから外積をもちいる (4-3) 式参照)。座標で $A(x, y, z)$, $B(X, Y, Z)$ とすると

$$C = A \times B = (yZ - zY, zX - xZ, xY - yX)$$

と新しいベクトル C が作られる。 $y \ z \ x$ の順に並ぶことと、各項は逆にして引き算をすると覚える。 AB を挟む角度 θ は反時計回りと覚えればベクトル C は回転する。

i, j, k を単位ベクトルとして

$$C_i, C_j, C_k = \begin{vmatrix} i & j & k \\ x & y & z \\ X & Y & Z \end{vmatrix} \\ = \begin{vmatrix} y & z \\ Y & Z \end{vmatrix}, - \begin{vmatrix} z & x \\ Z & X \end{vmatrix}, \begin{vmatrix} x & y \\ X & Y \end{vmatrix}$$

放散 (div):

放散とはベクトル因子の微分を加算したものである。

$$\text{div} E = \frac{\partial E_x}{\partial x} + \frac{\partial E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_z}{\partial z}$$

である (2-7) 式参照)。 ∇ は $\left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)$ 演算子である。内積を利用すると、

$$\text{div} E = \nabla \cdot E$$

と簡単に書ける。

$$\text{div} E = \frac{1}{\epsilon_0} \rho \dots (2-8')$$

式のように電荷密度 ρ が四方八方に放散する状態を示す。3 軸方向の微分値の足し算でスカラーになるから方向性はない。

回転 (rot):

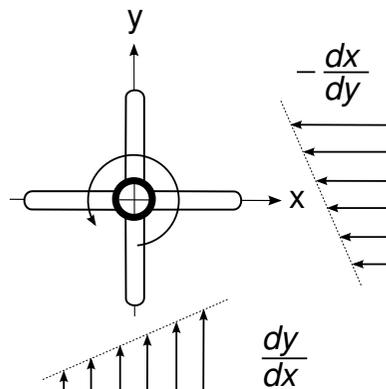
回転とはベクトル座標を反時計回りに作る新しいベクトルで、2 ベクトルに対して直角方向に回転軸を作る。外積で計算する。

$$\text{rot} B = \nabla \times B$$

と簡単に書ける。

$$\text{rot} B = \frac{\partial B_z}{\partial y} - \frac{\partial B_y}{\partial z}, \frac{\partial B_x}{\partial z} - \frac{\partial B_z}{\partial x}, \frac{\partial B_y}{\partial x} - \frac{\partial B_x}{\partial y}$$

$\text{rot} B$ は x, y, z 方向の 3 軸の回転ベクトルを示す。



補足 1 図 2 z 軸を中心とする回転

z 軸での回転の意味を補足 1 図 2 に示す。 $x-y$ 平面で z 軸は垂直に向かう。原点にある十字は水車の羽で 4 枚ある。下端の矢印群は水の流れを示す。層流ではなく、矢印が示すように右端の方が流速が速い。すると水車は反時計回りに回転する。 x 方向の速度の勾配を数式で示すと $\frac{dx}{dy}$ になる。同様に右端の矢印群は上端の方が $-x$ 方向の流れが速い。したがって水車は反時計回りに回転する。その y 方向の速度変化を数式で示すと $-\frac{dx}{dy}$ になる。両者を加算することにより斜め方向からの水流変化も回転ベクトルとして表示でき、この加算

勾配係数が rot 成分 z での回転ベクトルになる。 残りだとすると, x, y 成分についても同様に考えればよい。

$$\begin{aligned} \text{div rot} \mathbf{X}(\mathbf{x}) &= \frac{\partial}{\partial x}(\text{rot} \mathbf{X})_x + \frac{\partial}{\partial y}(\text{rot} \mathbf{Y})_y + \frac{\partial}{\partial z}(\text{rot} \mathbf{Z})_z \\ &= \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial X_z}{\partial y} - \frac{\partial X_y}{\partial z} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial X_x}{\partial z} - \frac{\partial X_z}{\partial x} \right) \\ &\quad + \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial X_y}{\partial x} - \frac{\partial X_x}{\partial y} \right) \\ &= 0 \end{aligned}$$

となる。(砂川：電磁力学 p.163.)

$$\text{rot rot} \mathbf{X}(\mathbf{x}) = \text{grad} \cdot \text{div} \mathbf{X}(\mathbf{x}) - \Delta \mathbf{X}(\mathbf{x})$$

証明は x 成分を展開して確かめる。

補足 2：なぜ静電場は回転しないか。

静電場は回転しない意味とは $\text{rot} \mathbf{E}(\mathbf{x}) = 0$ を示す。似たような式でマクスウェルの電磁方程式

$$\text{rot} \mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \quad \dots\dots\dots 1-1)$$

があるが、これは時間変化する磁場内で電場は磁場を妨げる方向に回転すると述べている。磁場がない状態、もしくは磁場が変化しない状態(静電場)では電場は回転しない。もし回転する電場が発生すると、コンデンサーの電極間に磁石を置くだけで勝手に電磁波が発生することになるから不合理である。

理論は次の順で展開する。1) 電場の定義, 2) 外積ベクトルが 0 であることの証明, 3) ストークスの定理の応用。

1) 電場の定義。

電荷 Q の周囲に電場 $\mathbf{E}(\mathbf{x})$ が存在し, その電場に別の電荷 q が存在するだけで $q\mathbf{E}(\mathbf{x})$ の力を受けると考えたのがファラデーである。

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

$$\mathbf{F}(\mathbf{x}) = q\mathbf{E}(\mathbf{x}) \quad \dots\dots\dots 2-3)$$

ここで Q は一個だけではなく、微小な電荷の集まり, すなわち電荷密度 $\rho(\mathbf{x}_i)$ と体積 $\Delta^3 x_i$ の集

$$Q_i(\mathbf{x}_i) = \rho(\mathbf{x}_i)\Delta^3 x_i$$

と書け,

$$\mathbf{E}(\mathbf{x}) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \sum_i \frac{(\mathbf{x} - \mathbf{x}_i)\rho(\mathbf{x}_i)}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i|^3} \Delta^3 x_i$$

となる。2-2) 式の電荷 $Q(z)$ を電荷密度に変換表示しただけである。それを積分表示になおすと,

$$\mathbf{E}(\mathbf{x}) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_{-\infty}^{\infty} d^3 x' \frac{(\mathbf{x} - \mathbf{x}')\rho(\mathbf{x}')}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^3} \quad \text{補 2-1)}$$

と書ける。

2) 外積ベクトルが 0 であることの証明

ここで $\text{rot} \mathbf{E}(\mathbf{x})$ の計算をするのだが、準備の都合上、演算公式を先に示す。

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial x} \frac{1}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^n} &= \frac{\partial}{\partial x} \left[(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2 \right]^{-n/2} \\ &= -n \frac{x - x'}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^{n+2}} \quad \text{補 2-2)} \end{aligned}$$

y と z についても同じ計算ができる。次に回転の x 項を展開すると,

$$\begin{aligned} \text{rot} E_x(\mathbf{x}) &= \frac{\partial E_z(\mathbf{x})}{\partial y} - \frac{\partial E_y(\mathbf{x})}{\partial z} \\ &= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_{-\infty}^{\infty} d^3 x' \rho(\mathbf{x}') \left[(z - z') \frac{\partial}{\partial y} \frac{1}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^3} \right. \\ &\quad \left. - (y - y') \frac{\partial}{\partial z} \frac{1}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^3} \right] \\ &= -\frac{3}{4\pi\epsilon_0} \int_{-\infty}^{\infty} d^3 x' \rho(\mathbf{x}') \left[\frac{(z - z')(y - y')}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^3} \right. \\ &\quad \left. - \frac{(y - y')(z - z')}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|^3} \right] = 0 \end{aligned}$$

となる。回転の y 項, z 項も同様に 0 となり,

$$\text{rot} \mathbf{E}(\mathbf{x}) = 0$$

となる。

3) ストークスの定理の応用。

ストークスの定理とは

$$\int_C \mathbf{X}(\mathbf{x}) \cdot d\mathbf{x} = \int_S \text{rot} \mathbf{X}(\mathbf{x}) \cdot \mathbf{n}(\mathbf{x}) dS$$

と記述され、線積分が回転ベクトルを伴った面積分に変換される数学理論である。証明はこの教科書にもかかれていてからここでは割愛するが、静電場では $\text{rot} \mathbf{E}(\mathbf{x}) = 0$ が証明されたので、左辺の

$$\int_C \mathbf{X}(\mathbf{x}) \cdot d\mathbf{x} = 0$$

となる。したがって、静電場内の電荷 q はどの経路をたどっても元の位置に戻る限り、途中で仕事をしてもその仕事は回収され、エネルギー変化はない。微分形の高スの法則 $\text{div} \mathbf{D} = \rho$ であるなら、 $\text{rot} \mathbf{E}(\mathbf{x}) = 0$ であろうと単略に考えるのではなく、しっかりした論理的根拠に基づいている。静電場では回転ベクトルがないために、電荷が元の位置に戻れば総仕事量に変化は生じない。

補足 3：静電ポテンシャルの式

電場 \mathbf{E} は静電ポテンシャル ϕ の勾配と定義され、電圧 (V) を意味する。

$$\mathbf{E}(\mathbf{x}) \equiv -\text{grad} \phi(\mathbf{x}) \quad \dots\dots 2-9)$$

したがって、静電ポテンシャルの式は電場を積分することで得られ

$$\phi(\mathbf{x}) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_{-\infty}^{\infty} d^3x' \frac{\rho(\mathbf{x}')}{|\mathbf{x} - \mathbf{x}'|} \quad \dots \text{補 3-1)}$$

となる。上式は補 2-2) 式を利用すれば容易に得られる。また、静電ポテンシャルは電圧だからスカラーである。

強引な見方だが、電場の積分である補 3-1) 式の左辺は V 、右辺は Q と書いており、それが係数により等しい関係であると書いている。その係数を $\frac{1}{C}$ とすると、

$$V = \frac{1}{C} Q \quad \dots\dots\dots \text{補 3-2)}$$

となる。つまりコンデンサーとは電荷を溜める容器であり、その値が大きければそれだけポテンシャル、つまり電圧 V が低くなると理解できる。電荷が存在すれば、そこに暗黙のコンデンサーがある。これを孤立導体の静電容量という。電場を一塊に凝縮させるとコンデンサー、空間に分布させると、次項で述べている静電場の歪みであるエネルギーの蓄積になる。この歪みの時間変化が図 6-1 に示す電波となる。

第 37 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

会長：萩平 哲（関西医科大学 麻酔科学講座）

会期：2019 年 11 月 30 日（土）

会場：大阪大学中之島センター 佐治敬三メモリアルホール（大阪市）

プログラム

9：00～9：05

開会挨拶 萩平 哲（関西医科大学 麻酔科学講座）

一般演題 1

9:05～10:15

座長：中尾 正和（JA 広島総合病院 麻酔科）

- 1-1. SmartPolot View に Orchestra を接続して覚醒下脳腫瘍摘出術の麻酔管理を行った一症例
高橋 裕香子（旭川医科大学病院 麻酔科蘇生科）
- 1-2. レーザ血流計を用いた麻酔導入時の毛細血管血流の変化の比較検討
森田 知孝（国際医療福祉大学医学部 麻酔・集中治療医学）
- 1-3. 全身麻酔中の“痛み”評価 - 麻酔科医の直感を数値化する試み -
廣瀬 宗孝（兵庫医科大学 麻酔科学・疼痛制御科学講座）
- 1-4. 温熱刺激ならびに圧刺激による疼痛測定装置の開発
小長谷 光（明海大学歯学部 病態診断治療学講座歯科麻酔学分野）
- 1-5. 心筋梗塞で発生する異常 Q 波の新しい考え方
田中 義文（京都府立医科大学 麻酔学教室）
- 1-6. 動脈系における諸問題
横山 博俊（金沢医療センター 麻酔科）
- 1-7. 心筋を代用するソフトアクチュエータの開発
横山 博俊（金沢医療センター 麻酔科）

シンポジウム 1

10:35～11:55

「テクノロジーの商品化への道」

座長：讃岐 美智義（国立病院機構 呉医療センター・中国がんセンター 麻酔科）

- S1-1. 医療機器の商品化への分かれ道
萩野 芳弘（日本光電株式会社）
- S1-2 . 医療機器の商品化への一本道
小林 武治（大研医器株式会社）

ランチョンセミナー

12:25～13:15

座長：内田 整（千葉県こども病院 麻酔科）

- L1. 学術活動に有用なコンピュータの Tips
萩平 哲（関西医科大学 麻酔科学講座）

シンポジウム 2

13:20～14:40

「実用化したいテクノロジー」

座長：片山 勝之（手稲溪仁会病院 麻酔科）

- S2-1. デジタルガジェットについて
森田 知孝（国際医療福祉大学医学部 麻酔・集中治療医学）
- S2-2. 現在の術中痛みモニターの不足点と信頼できる術中痛みモニターの必要条件
中村 隆治（広島大学病院 手術部）
- S2-3. 麻酔・集中治療とマンマシンインターフェイス
小原 伸樹（福島県立医科大学附属病院 手術部 / 麻酔疼痛緩和科）
- S2-4. 画像認識 AI は、自動麻酔記録の精度を上げることは可能か？

- 手術室動画システムからのアプローチ -

藤田 憲明 (北海道大学病院 麻酔科)

一般演題 2

15:00 ~ 16:00

座長: 橋本 悟 (京都府立医科大学 集中治療部)

2-1. 日本麻酔科学会専門医認定筆記試験過去出題問題の電子データベース化 : 技術的側面のまとめ

佐和 貞治 (京都府立医科大学 麻酔科学教室)

2-2. テルモ社製スマートポンプに対応した paperChart データ処理プログラムの作成

齋藤 智彦 (岡山ろうさい病院 麻酔科)

2-3. Arduino と感圧センサーを用いた喉頭展開の際に舌根部にかかる圧力の測定デバイスの試作

吉田 力丸 (国際医療福祉大学三田病院 麻酔科)

2-4. 超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P の筋弛緩モニタへの応用

石黒 隆 (株式会社アドテックス)

2-5. 超高感度スマート圧電振動センサ AYA-P による筋弛緩モニタリングと臨床研究について

岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院麻酔科)

2-6. 廃材医療機器と日用品で硬膜外麻酔をシミュレートしてみた

岩瀬 良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科)

特別講演

16:05 ~ 16:55

座長: 萩平 哲 (関西医科大学 麻酔科学講座)

SS-1. 最近の定量脳波解析手法

吉村 匡史 (関西医科大学 精神神経科学教室)

16:55 ~ 17:00

閉会挨拶 萩平 哲 (関西医科大学 麻酔科学講座)

S2-4 画像認識 AI は、自動麻酔記録の精度を上げることは可能か?

- 手術室動画システムからのアプローチ -

藤田 憲明

北海道大学病院 麻酔科

1990 年頃から開発、導入が始まった自動麻酔記録は、現在では様々なベンダーが様々な施設に合わせたシステムを開発し日常的に使われるようになってきている。この点ではソフトウェアごとに標準化やパッケージ化が進んでおり、完全ではないにせよ、ほぼ運用上で問題の無いシステムの導入が可能となってきている。しかし、多くの標準的なシステムでは記録や表示の時間間隔が 1 分単位であり、情報の粒度が荒く、またデータフォーマットの標準化の遅れや、旧態依然としたインターフェイス、データの 2 次利用に向かないデータベース構造など、手書きから電子化へ移行したメリットが活かされていない点も多々あるのが現状である。

手書きの麻酔記録に対し、自動麻酔記録のメリットを活かすためには、生体情報モニタからのデータ収集間隔を短くすると同時に、イベントや投薬タイミングとの時刻同期が必須と考えられるが、現実には入力の特任者を置く訳にもいかず、自動で記録されていくバイタルデータに対し、イベントや投薬は事後に適当な時刻で入力されるケースがほとんどである。リモコンやショートカットによる簡易入力機能を持つものや、音声入力なども存在するが、いずれもキーボードやマウスによる入力の代替手段でしかなく、リアルタイム性や客観性が高いとはいえ、術中心停止など、秒単位で推移する緊急事態の記録としては、不十分と言わざるを得ない。

近年、第 3 次 AI ブームとも呼ばれ、AI という言葉を聞かない日がないくらい、様々な分野への応用が進められている。特に画像認識については、深層学習 (Deep Learning) という手法が普及し、それに適応したハードウェアの発展により、自動運転や物体認識、臨床分野でも乳癌の 1 次読影への応用など、急速に発展した分野といえる。手術室の動画は、防犯や医療訴訟対策、手術手技の評価などを目的に、常時録画している施設も多いと思われる。手術室の俯瞰映像や、患者監視用の映像には、麻酔科医の動きも記録されており、麻酔導入や覚醒など、麻酔科医周辺の動画を Deep Learning し、それを生体情報モニタからのバイタルデータと fusion させることで、挿管や投薬、動脈圧ラインの穿刺などといったイベント情報が AI によりリアルタイムに自動入力されるような技術への応用も期待される。これが実現すれば、バイタルだけでなく、主要なイベントなども

自動で記録されるようになり、真の意味での自動麻酔記録に近づくと考えられる。

また、麻酔管理は、連続するバイタルデータの中から、臨床的に意味のある変化を捉える、異常値検知の側面を有する。このような異常値検知は、AI が最も得意とする領域の一つであり、過去の膨大な麻酔記録を機械学習させることで、単純な数値を閾値とするものではない、臨床医が総合的に判断を行っているかのような、よりインテリジェントなアラートシステムへの応用も期待される。

施設毎に異なる環境や、手技と言っても麻酔科医や患者毎に異なる部分を、いかに認識させるかなど、実用化に向けた課題は山積しているが、自験例も踏まえ、AI が自動麻酔記録にどのような break through を与えることができるか考えたい。

編集後記

2019年、大阪市での第37回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会冊子が、予定の期限内で発行できました。ご協力感谢您します。

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、原稿が少なく苦労しているのが実状です。学会員のみなさま、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4~6ページ程度になります。少しまとまった総説だと、6~10ページ程度が適当、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。

どうぞよろしくお願いいいたします。

第37回学会は、萩平先生のお力で大阪大学佐治敬三メモリアルホールで開催でき、よい意味での大阪大学の商魂に圧倒されて、大いに参考になりました。また、医療・工学の開発の裏話としてのシンポジウムは大変参考になり、コラボレーションとしての今後の学会運営方針に役立つことを願っております。

中国に端を発した新型コロナウイルスは、ワクチン接種で西側自由圏と東側共産圏の覇権争いにまで発展し、東京オリンピックもそれに巻き込まれて油断できない世の中になりました。変異ウイルスも拡散し始めた現状なので、ご注意下さい。

鳥取大学名誉教授の佐藤先生から末梢神経伝導検査の障害について自験例の特別寄稿をいただきました。医師として、また患者としての立場で貴重な情報があると思って掲載いたしました。特に全自動麻酔を考えておられる諸先生方に一読を勧めます。

本冊子発行に際して、株式会社三笑堂ならびに株式会社増富からの御支援をいただきました。ここにお礼を申し上げます。

2021年3月25日

日本麻酔・集中治療テクノロジー学会事務局

編集長 田中 義文

tanaka@koto.kpu-m.ac.jp

京都府立医科大学麻酔科学教室

〒602-0841

京都市上京区河原町広小路梶井町 465

Baxter



患者さんの生命を守る

SAVE AND SUSTAIN LIVES

すべての人は病のない、可能性に溢れた健康な生活を
送る機会を与えられるべきだとバクスターは信じています。

その実現に向けて、私たちは日々全力でイノベーションを促進し、
世界中でスマートかつパーソナライズされた医療の実現に貢献しています。

バクスター株式会社
www.baxter.co.jp

脳オキシメトリ + 脳機能を同時に測定

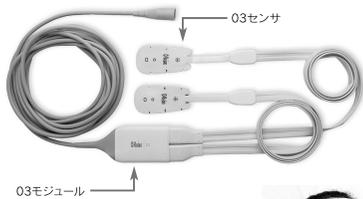


Root[®] with O3[®] (Masimo rSO₂) **2ⁱⁿ1** RD SedLine[®]

O3[®] (Masimo rSO₂)

動脈酸素飽和度だけでは把握できない
脳の酸素化をモニタリング

- SpO₂だけでは把握できない脳の酸素化をモニタリング
- リアルタイムのrSO₂とベースラインの差を表示
- rSO₂がアラーム下限値を下回った時間及び差を指標化



製品番号	品名
9637	O3モジュール
3756	O3センサ

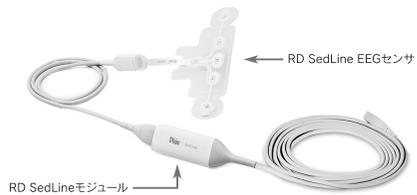
販売名: マシモ ルートモニタ(O3モジュール)
医療機器承認番号: 22600BZX00344000



RD SedLine[®]

脳波データを解析し
左右の脳の活動をカラー表示

- 4チャンネルEEG波形をリアルタイム表示
- PSI (患者状態指標) にて患者さんの催眠レベルを表示
- DSA表示で左右の脳の活動をカラー表示



製品番号	品名
9513	RD SedLineモジュール
4248	RD SedLine EEG センサ

販売名: マシモ SedLine モジュール
医療機器承認番号: 226ADBZX0069000



◎診療報酬点数

L008 マスク又は気管内挿管による閉鎖循環式全身麻酔
注11 術中脳灌流モニタリング加算……1,000点 [2018年4月診療報酬改定]
区分番号K609に掲げる動脈血栓内腔挿出術(内頸動脈に限る。)又は人工心臓を用いる心臓血管手術において、術中に非侵襲的に脳灌流のモニタリングを実施した場合に、術中脳灌流モニタリング加算として、1,000点を所定点数に加算する。
[注11]に規定する術中脳灌流モニタリング加算は、近赤外光を用いて非侵襲的かつ連続的に脳灌流のモニタリングを実施した場合に算定できる

◎診療報酬点数

D214 EEG(脳波)3又は4検査(誘導)……………130点 [2018年4月診療報酬改定]
8誘導未満の誘導数により脳波を測定した場合は、誘導数を区分番号[D214]脈波図、心機図、ポリグラフ検査の検査数と読み替えて算定するものとし、種々の賦活検査(睡眠、薬物を含む。)を行った場合も、同区分の所定点数のみにより算定する。

※全ての診療において、この診療報酬点数が適応されるものではなく、各自自治体の審査により異なる



マシモジャパン株式会社
東京都新宿区北新宿 2-21-1 新宿フロントタワー 24階
TEL 03-3868-5201 FAX 03-3868-5202

EVERY BREATH IS PRECIOUS.



使用目的又は効果、警告・禁忌を含む使用上の注意点等の情報につきましては製品の添付文書をご参照ください。

© 2019-2021 Medtronic.
Medtronic、Medtronic ロゴマーク及び Further, Together は、Medtronic の商標です。
TM を付記した商標は、Medtronic company の商標です。

製造販売元

コヴィディエンジャパン株式会社

Tel: 0120-998-971
medtronic.co.jp

RMS_2019_0611-A-1

INVOS™



TaperGuard™



Nellcor™



McGRATH™ MAC



販売名 INVOS 5100C システム
医療機器承認番号 30100BZX00181000
販売名 マックスファスト
医療機器届出番号 13B1X00069PS005A

販売名 TaperGuard 気管チューブ
医療機器認証番号 221AABZX00145000
販売名 McGRATH MAC ビデオ喉頭鏡
医療機器認証番号 224AABZX00112000

Medtronic
Further, Together

丸石製薬の製剤ラインナップ

全身吸入麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品^{※1)}

セボフレン 吸入麻酔液

SEVOFRANE[®] [日本薬局方：セボフルラン]

セボフルラン 吸入麻酔液 [ニコッ]

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^{※1)}

ポプスカイン 0.25% 注

(25mg/10mL・シリンジ/25mg/10mL・パック/250mg/100mL)

POPSCAINE[®] 0.25% inj. [一般名：レボピバカイン塩酸塩]

ポプスカイン 0.5% 注

(50mg/10mL・シリンジ/50mg/10mL)

POPSCAINE[®] 0.5% inj. [一般名：レボピバカイン塩酸塩]

ポプスカイン 0.75% 注

(75mg/10mL・150mg/20mL・シリンジ/75mg/10mL)

POPSCAINE[®] 0.75% inj. [一般名：レボピバカイン塩酸塩]

局所麻酔剤

劇薬、処方箋医薬品^{※1)}

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^{※1)}

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β₁遮断剤

劇薬、処方箋医薬品^{※1)}

ブレビブロック注 100mg

BREVBLOC[®] inj. 100mg [一般名：エスモロール塩酸塩]

* 効能・効果、用法・用量、警告・禁忌を含む使用上の注意等詳細は添付文書をご参照ください。

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

非脱分極性麻酔用筋弛緩剤

毒薬、処方箋医薬品^{※1)}

ロクロニウム臭化物注射液 25mg/2.5mL「マルイシ」

Rocuronium Bromide Intravenous Solution

[一般名：ロクロニウム臭化物]

全身麻酔・鎮静剤

劇薬、習慣性医薬品^{※2)}、処方箋医薬品^{※1)}

プロポフォール静注 1% 20mL「マルイシ」

プロポフォール静注 1% 50mL「マルイシ」

プロポフォール静注 1% 100mL「マルイシ」

Propofol Intravenous Injection 1% "Maruishi"

プロポフォール静注 2% 50mL「マルイシ」

Propofol Intravenous Injection 2% "Maruishi"

催眠鎮静剤

向精神薬、習慣性医薬品^{※2)}、処方箋医薬品^{※1)}

ドルミカム注射液 10mg

Dormicum[®] 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^{※1)}

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^{※1)}

ニトプロ持続静注液 (6mg, 30mg)

⇒ NITROPRO CONTINUOUS INTRAVENOUS SOLUTION

[一般名：ニトプロシドナトリウム水和物]

5-HT₂ 受容体拮抗型制吐剤

劇薬、処方箋医薬品^{※1)}

オンダンセトロン注 4mg シリンジ「マルイシ」

Ondansetron Injection 4mg syringe "Maruishi"

[一般名：オンダン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

【資料請求先】

丸石製薬株式会社 学術情報部

TEL.0120-014-561

2020年10月作成

麻酔・集中治療とテクノロジー 2020 <検印省略>

電子版：2021年 3月25日 (<http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm>)

印刷版：2021年 3月31日 第1版発行

定価（本体 3,000円＋税）

編集者 萩 平 哲

橋 本 悟

田 中 義 文

発行者 田 中 義 文

発 行 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

発行所 (株)北斗プリント社

〒606-8540 京都市左京区下鴨高木町38-2

電話 (075)791-6125 FAX (075)791-7290

ISBN4-89467-158-1

ISBN4-89467-158-1

C3047 ¥3000E



9784894671584

定価3,300円

(本体3,000円+税10%)



1923047030009

**麻酔・集中治療と
テクノロジー
2020**