# 麻酔・集中治療とテクノロジー 2016

●編集

香川大学医学部
麻酔学講座 教授
白神豪太郎

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
京都岡本記念病院 顧問
田中　義文

simulation
intranet
software
database
network

# 麻酔・集中治療と
# テクノロジー
# 2016

●編集

香川大学医学部
麻酔学講座 教授
白神豪太郎

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
京都岡本記念病院 顧問
田中　義文

# 序　文

2015 年 11 月 28 日 (土)

第 33 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会（33rd JSTA）を讃岐高松の地で開催させていただけますことを大変光栄に存じます。この学会は巷間テクノロジー「オタク」学会と言われているようですが，この度，この分野でご高名な先生方を差し置きまして，私を会長にご推挙いただきましたのは，「オタク」以外にも麻酔・集中治療テクノロジーの楽しみの輪を広げようという深謀遠慮かと愚考いたしております。

今期学術集会のテーマ「鞠も落ちねば上がり不申候」は平賀源内先生語録からの引用です。平賀源内先生は「考えてみては何でも出来不申候。我らはしくじるを先に仕候」と言う言葉も残されております。どちらも，失敗を恐れず挑戦せよ，という意味かと思います。平賀源内先生は讃岐國高松藩出身，本邦万能の天才として著名ですが，エレキテルの発明で特に知られています（「人の体より火を出し病を治する器を作り出せり」)。現在の医療は，先人達の艱難辛苦の上に築かれていること，電気・電子テクノロジーなしには全く成り立たないことは火を見るより明らかです。われわれは今後も新しいテクノロジーの開発に挑戦し続けなければならないと考えます。高松での麻酔・集中治療テクノロジー学会のシンボルテーマとして大変相応しいと考え，引用させていただきました。

今期学術集会では「オタク」のみならず「ノンオタク」にも十分お楽しみいただけるようにと，失敗を恐れず，企画させていただきました。皆様には是非ご来高のうえ，「鞠」がどれくらい天高く上がるか，あるいは地に激突，粉砕されるか…をご確認いただければ幸甚です。教室員手作りの学会でもあり，何かと行き届かない点も多数あるかとは存じますが，なにとぞご容赦のほどお願い申し上げます。

今期はランチタイムを設け，本場「さぬきうどん」をご賞味いただけるようにいたしました。「さぬきうどん」をおいしく召し上がっていただくためには時間に制約がありますので，大変に申し訳ありませんが，「うどん券」の数に限りがございます。「うどん券」獲得のため会場にはお早めにお越し下さい。今期学術集会会場，かがわ国際会議場は，来年 5 月開催の主要国首脳会議（G7 伊勢志摩サミット）に先駆けて行われる情報通信大臣会合（G7 ICT Ministers' Meeting，2016 年 4 月 29-30 日開催）の会場でもあります。わが国情報発信の地として高松が国際的にも認められたものと誇りに思いますと同時に，33rd JSTA 開催につき教室員一同身の引き締まる思いでおります。

天高く，紅葉美しく風さわやかな季節に皆様を高松にお迎えできますことを大変嬉しく存じます。教室員そろって，皆様のおいでをこころよりお待ち申しております。

第 33 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会
会長　白神豪太郎
香川大学医学部麻酔学講座

– MEMO –

# 目　次

## 第 33 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

# 特別講演： 医療安全の考え方

太田 吉夫

## はじめに

1999 年 (平成 11 年) は医療安全元年と言われることがあります．この年に，横浜市立大学医学部附属病院での患者取り違え事故，東京都立広尾病院での患者死亡事故, 米国の Institute of Medicine (IOM) の報告書 ”To Err Is Human” の発表がありました．

### 横浜市立大学医学部附属病院での患者取り違え事故

平成 11 年 1 月 11 日，心臓手術 (僧帽弁形成術又は弁置換術) を予定されていた 74 歳の男性に肺の手術 (右肺嚢胞壁切除縫縮術) が行われ，肺の手術 (試験開胸術中生検，悪性の場合右上葉切除) を予定されていた 84 歳の男性に心臓手術 (僧帽弁形成術) が行われてしまいました．さまざまな要因が関与していますが (表 1)，途中で複数の関係者が何かおかしいと思っていたにもかかわらず，思い込み等により複数のチェックポイントをすり抜け，手術を終了するまで気がつきませんでした．心臓手術の患者では途中で自己血輸血 (患者が違っているため他人の血液) を行っていますが，幸い血液型が同じであったため大事には至りませんでした．両患者が ICU に帰り，体重測定を行ったところ術前に予想していた値と異なるため初めて患者取り違えに気づきました．患者搬送，患者確認等について病院としてのシステム的な問題があったと考えられています．通常，どのようなシステムでも複数のチェックポイントが用意されていますが，それでも複数のチェックをすり抜けて損害が起こることが指摘されています (Swiss cheese model, James T. Reason，図 1)．この事故から得る教訓は多々ありますが，たとえば患者確認 (名前の呼びかけは確認にはならない、自分で名乗ってもらう)，責任者 (決断の出来る責任者が必要，責任医師を決める)，想像力 (確認作業は徹底して行う，思いもよらないことが起こりうる) などが挙げられます．現在，ほとんどの病院では手術 (麻酔) 開始前にタイムアウトが行われていると思います．簡単なチェックリストを用いた確認作業は有効な手段ではありますが，おざなり・形骸化すると有効性が低下することが知られています [1]．

**表 1　事故に至った直接の問題点**

1. 1 人の病棟看護婦が 2 人の患者を同時に手術室に移送した．
2. 手術室交換ホールでの患者受け渡し時に患者を取り違えた．
3. 患者とカルテを別々の窓口で引き渡し，別々に手術室に移送した．
4. 患者への名前の呼びかけと患者の返事が，患者を識別する方法とはなり得なかった．
5. 患者 A 氏の背中に貼ってあったフランドルテープが患者識別につながらなかった．また，申し送りも活かされなかった．
6. 麻酔開始前から主治医が患者に立ち会っておらず，患者の識別を行っていなかった．
7. 患者の歯の状況や頭髪の様子の違い (長さ，色) によって患者の取り違えに気づかなかった．
8. B 氏の麻酔準備から開胸前の間に実施した各種の検査結果が，術前の検査結果と異なることに疑問を持ち，一応の確認はしたものの，患者の識別には至らなかった．
9. 開胸後も，患者の取り違えに気づかずに手術を続行した．

**「横浜市立大学医学部附属病院の医療事故に関する中間とりまとめ　平成 11 年 3 月 24 日　横浜市立大学医学部附属病院の医療事故に関する事故対策委員会」より引用**

香川県立中央病院

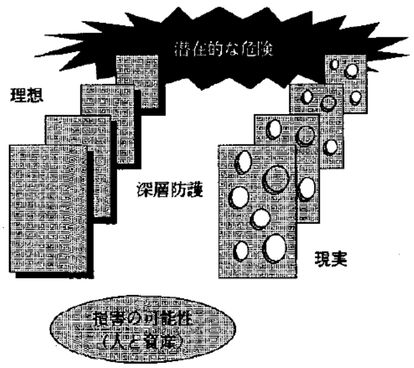



**図 1 事故のスイスチーズモデル**
**James T. Reason.**

## 東京都立広尾病院での患者死亡事故

平成 11 年 2 月 11 日，入院患者が死亡しました．患者は 2 月 8 日に入院し，2 月 10 日に左中指の慢性関節リウマチに対し左中指滑膜切除の手術を受けました．2 月 11 日に抗生剤の点滴終了後に点滴ラインをヘパリンロックするため，病室にあったヘパリン生食を注入された数分後に容態が急変し死亡しました．看護師が，抗生剤点滴の準備を行った際，詰所の机の上にヘパリン生食と別患者の創部処置用に用意された消毒液 (20 %ヒビテングルコネート原液) が一緒に置かれた時があり，間違って抗生剤と消毒液の注射器を病室に持って行ったと考えられます．どちらも同じ大きさ・形状の注射器に入っていました．点滴終了で患者がナースコールを鳴らしたため，別の看護師が病室に行き，そこに置いてあった注射器にはヘパリン生食が入っているものと思い，間違えて消毒薬を静脈内投与してしまいました．死体検案では，右前腕の数本の皮静脈に沿って赤褐色の皮膚斑が見られ，静脈内の新鮮血栓が両肺の急性血栓塞栓症を起こしたと考えられます．現在では，消毒薬を注射薬用の注射器に吸うことは通常考えられませんが，カテーテルチップの注射器が日本で発売されたのはこの事件の 2 年後の 2001 年であり，当時は使用することが出来なかったという背景があります．事故の翌日に病院内に事故調査委員会が設置され，警察に届けるべきとの結論を出しましたが，何故か東京都衛生局病院事業部から待てとの指示があり，届出されませんでした．患者遺族からも病院の判断で警察に通報すべきではないかとの意見があり，何度かやり取りがあったようです．結局，届出は 10 日後の 2 月 22 日 (文書は 23 日) に行われましたが，この件は異状死届出義務違反として刑事裁判となり，最高裁まで争われ有罪が確定したのは皆さんもご存じのことと思います [2)].

## Institute of Medicine (IOM) の報告書 ”To Err Is Human”

1999 年に発表されたこの報告書は [3)],「人は誰でも間違えるーより安全なシステムを目指して」[4)] のタイトルで日本語訳も出ていますが，その Executive Summary の中で「1997 年の推定では，米国で年間 44,000〜98,000 人の入院患者が医療事故のために死亡している」と書かれており，これが世間の注目を集めました．キャンペーンとしては大成功で，米国政府から多額の補助金を引き出すことに成功しました．この報告書は，大部分が政府に対する政策の提言ですが，ごく一部に「8.1 安全な薬物療法の推進」といった現場サイドへの提言も含まれており，特にオーダエントリシステムなど ICT への期待が書かれています．また,「8.2 患者安全プログラムの確立」では，Donald A. Norman の The Psycology of Everyday Things[5)] (誰のためのデザイン?[6)]) が引用されており，読むと参考になるかもしれません．

1999 年以降，日本では厚生 (労働) 省を中心に様々な施策が行われてきましたが，そのほとんどは医療現場への締め付け強化であり，医療機関の医療安全対策をサポートするようなものは残念ながらあまり見られません．2005 年に JAMA に ”Five years after To Err Is Human”[7)] という論文が掲載され，それによると米国連邦政府は IOM の提言を受けて 2001 年から毎年 $50 million (約 60 億円) を患者安全のための研究のために予算化し，これにより多くの研究者が患者安全の研究に参加し研究基盤を作ることに寄与したとされてい

ます．

IOM は，2011 年に ”Health IT and Patient Safety: Building Safer Systemus for Better Care”[8] (日本語訳：医療 IT とよりよい医療をめざした安全システムの構築[9]) という報告書を公表しています．主な内容として，医療情報システムの安全は複雑な社会技術的システムの特性を持っており，局所的な不具合の予見不可能な組み合わせのためシステムレベルの失敗は常に発生する可能性があると述べています．この考え方は，Erik Hollnagel などの提唱する Reselience Engineering[10] や Safety II[11] といった考え方と共通するものがあります．報告書のサマリーとして，医療 IT は患者安全のための明らかな可能性を有しているが，その一方で有害となる可能性もあり，現状の文献上のデータは医療 IT が患者安全に与える影響について結論を出すには不十分であるとしています．さらに，公的・私的を問わず全ての関係者が医療 IT に伴うリスクを理解し，その安全なデザイン，導入，使用の改善に向けて協調して努力を重ねることが重要であるとしています．日本での，ベンダーや医療情報部門にのみ責任を求めようとする困った風潮に比べ，非常にまっとうな提言だと思います．

## 危機管理

医療事故は不可抗力によるものも多く，予防が不可能であったり，予見できてもその発生を避けることのできないものもあります．これらに対しては，早期に危機の前兆を発見し対処することのできる，あるいは発生した危機的状況に対して適切に対応できる臨床能力が求められます．そのための教育・トレーニングプログラムの開発やチームとしての訓練も，安全な医療を提供する一方策として考慮する必要があります．組織としての協力体制も当然必要とされます．

## 医療の特性

医療においては，治療行為そのものが生体への侵襲を伴うことも多く，疾病の経過や治療の結果としての死亡も少なくありません．また，研究の進展に伴って高度な医療が開発され，それに伴って医療費の高騰が先進諸国での共通の問題となっています．医療が，患者個人および社会全体の観点から出費に見合うだけの価値があるかどうかを客観的に示す必要があり，その意味で EBM が重要となっています．ただ，「価値」を考える上では関係者の価値観が大きな役割を果たし，社会全体でコンセンサスを得ることが非常に困難であることに留意する必要があります．最近話題の，非常に高額な抗がん薬や超高齢者への TAVI 手術などは，この問題を考える上でヒントになると思われます．一般の人々に十分理解されていない医療の特性として，医療は不完全で分っていないことが多く，また結果に関しては確率的にしか判断できないという点があります．患者自身にとっては，事前に確率的な説明を受けていたとしても十分に理解が出来ず，結果として自分に起きたことは 100 %引き受ける必要があるため，合併症などの発生を納得することが困難であり，しばしば医事紛争に発展することがあります．

## おわりに

医療事故の事例紹介も含め，医療安全のいくつかの側面を説明しました．安全に医療を提供する上で，コミュニケーションの重要性は特に強調する必要があります．メンバーの間でオープンな発言が可能であることはとても重要です．権威勾配が強すぎると自由な意見交換が困難になります．適度な権威勾配を保ちながら，必要なときには相互に指摘し合える人間関係を築く必要があります．具体的には TeamSTEPPS[12] などの手法を用いて，各職場でトレーニングを積むことが可能です．また，専門分化が職種内・職種間で進む中で，各自が自分の業務の枠内に止まらず，守備範囲を少し拡げて他人の仕事にも関心を持つことも重要だと考えられます．もう一点は，患者とのコミュニケーションの重要性です．患者を人格を持った一人の個人として扱うことは当然ですが，忙しい

臨床の現場では忘れられがちになることも否定できません．患者の人間としての尊厳に配慮しながら対応すると共に，医薬品や医療行為の確認作業等にも積極的に関わってもらうことが必要です．患者は医療現場で十分に活用されていないマンパワーだと考えることもできます．

OECD[13] の報告書などでは，日本の医療現場は先進諸国の中でもマンパワーが少なく，医療費も少なめであり，その一方で高いパフォーマンスを上げていることが示されています．医療スタッフの増員や医療費の引き上げなど，社会的な環境を整えることも医療安全を考える上で重要な問題だと考えられます．

医療安全にはさまざまな側面がありますが，組織の中に安全を最重要事項と考える安全文化の定着が重要であると考えられます．いろいろな取り組みを通じて，安全文化の根付いた組織を作って行ければと思います．

## 引用文献


1. Anthes E: Hospital checklists are meant to save lives - so why do they often fail? Nature. 2015; 523(7562):516-8
2. http://www.courts.go.jp/app/hanrei_jp/detail2?id=50058
3. Kohn LT, Corrigan JM, Donaldson MS, Committee on Quality of Health Care in America, Institute of Medicine. To Err Is Human: Building a Safer Health System. National Academies Press; 2000
4. L. コーン J. コリガン M. ドナルドソン, 米国医療の質委員会 医学研究所 (著), 医学ジャーナリスト協会 (翻訳): 人は誰でも間違える―より安全な医療システムを目指して．日本評論社; 2000
5. Norman D. The Psychology Of Everyday Things, Basic Books; 1988
6. ノーマン D. 誰のためのデザイン?―認知科学者のデザイン原論: 新曜社; 1990
7. Leape LL, Berwick DM: Five years after To Err Is Human: what have we learned?. JAMA. 2005; 293(19):2384-90
8. Committee on Patient Safety and Health Information Technology, Board on Health Care Services, Institute of Medicine. IT and Patient Safety: Building Safer Systems for Better Care. National Academies Press; 2012
9. 米国医学研究所 (著), 飯田修平 (監修, 翻訳), 医療 IT と安全　よりよい医療をめざした安全なシステムの構築. 日本評論社; 2014
10. Hollnagel E, Leveson N, Woods DD. 北村 正晴 (翻訳). レジリエンスエンジニアリング―概念と指針: 日科技連出版社; 2012
11. ホルナゲル E, 北村 正晴 (翻訳), 小松原 明哲 (翻訳). Safety ‐ 1 & Safety ‐ 2―安全マネジメントの過去と未来. 海文堂出版; 2015
12. http://www.ahrq.gov/professionals/education/curriculum-tools/teamstepps/
13. http://www.oecd.org/health/health-systems/health-at-a-glance-19991312.htm

# 特別講演：　非観血血圧 (NIBP) 測定技術

臼田孝史

## はじめに

血圧は患者の循環動態を表すもっとも大切な指標の一つである．その血圧を非観血的に測定する非観血血圧 (Non-invasive Blood Pressure: NIBP) 計は，いまや医療分野のみならず，家庭や健康・スポーツ分野まで広く普及している．本稿では，血圧測定の歴史をたどりつつ，オシロメトリック法の原理と血圧測定技術や非観血血圧計の精度について，さらには周辺技術でもある血圧シミュレータと血圧計との関係，そして最新の規格動向について国際標準規格 (ISO) や日本工業標準規格 (JIS) の策定に携わる立場から解説する．

## 血圧測定の歴史

“ 血圧 ” というものが何たるものか解明されるよりもはるか昔，紀元前二千五百年頃からエジプトや中国では，身体のいろいろな場所に手を置いて触診し，触れた脈を通してその部位の状態を調べていた，との記録が残されている [1,2]．

実際に血圧を測定した最初の記録は，1711 年ドイツの Stephen Hales が馬の大腿動脈に真鍮管を挿し込み，ガラス管を伝って血液の上がっていく高さで血圧を測ったのが最初の血圧測定とされている (馬の頸動脈に挿管されている絵が良く知られているが，実際は大腿動脈に挿管した，との本人の記録がある)．

その後，1876 年オーストリアの Samuel Ritter von Basch が水銀 U 字管を改良．水を満たした袋を橈骨動脈に当て，その拍動の消失点で収縮期血圧を定量的に測定した．

1896 年イタリアの Scipione Riva-Rocci が 現在の血圧計の原理とほぼ同じ，上腕カフを用いた水銀圧力計による血圧測定法を考案した．これにより，現在と同じカフを用いた非観血血圧測定の時代が切り拓かれた．

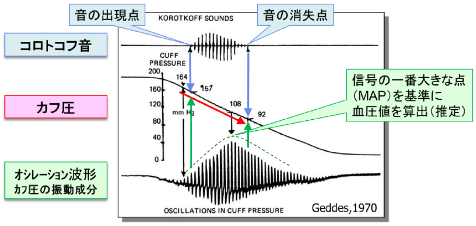



**図 1 聴診法およびオシロメトリック法の原理**

1905 年ロシアの軍医 Nikolai Sergeyevich Korotkoff が，日露戦争での従軍後，カフと聴診器の組み合わせでコロトコフ音を聴く血圧の測定法を最初に報告している．

1908 年ドイツの Von Recklinghausen は，それまで幅の狭いカフを使用して測定していたことが，不正確な測定の原因であることをつきとめ，カフの幅を大幅に広く改良した．これにより現在の聴診法の基礎が確立したといっても良いだろう．

その後エレクトロニクス技術の進歩を待つこと数十年．1977 年に米国の Applied Medical Research 社がオシロメトリック法の原理を用い，初めてエレクトロニクス技術を用いた非観血血圧計 DINAMAP® を発売．これ以降，血圧計が急速に普及し，今では家電量販店で数千円も出せば買えるほど，血圧計は身近な医療機器となっている．

このように聴診法により非観血的に血圧を測定する技術が確立してから約 100 年．エレクトロニクス技術を応用したオシロメトリック法の実現から約 40 年．先人達の積み重ねてきた技術により，“ 血圧を診る技術 ” は格段に進歩を遂げ，多くの人たちの健康に寄与している．

## オシロメトリック法

聴診法およびオシロメトリック法の原理を図 1

日本光電工業 (株) 生体モニタ事業本部 バイタルセンサ部

に示す[3]．カフと呼ばれる空気袋を上腕など四肢に巻き付け，そのカフに空気を送り込み，圧力を高め，収縮期圧以上に加圧した後，減圧する．この過程において，カフ圧に動脈の脈動による振動成分 (Oscillation:オシレーションと呼ぶ) が重畳する．このオシレーション波形の振幅は，カフ圧の変化に従い徐々に大きくなり，最大振幅をとったあと再び小さくなる山の様な形を示す．オシロメトリック法はこのときのカフ圧の変化と，それに伴うオシレーション波形の振幅の大きさとの関係から，血圧値を算出する測定原理であり，オシレーション振幅の一番大きな点が平均血圧 (Mean Arterial Pressure: MAP) となる．この原理に基づき，血圧計メーカーはそれぞれ独自のアルゴリズムを用いて収縮期圧と拡張期圧を算出している．

オシロメトリック法の利点は，前述の通り，観測される信号の一番大きい点を基準に血圧値を算出することが出来るため自動化しやすいという点の他，音を拾うためのマイクロフォンが不要なため，カフの構造がシンプルになる点，さらにはセンサーであるカフの装着が容易であること等あげられる．一方の聴診法 (コロトコフ音法) では，音の出現点と消失点という音の一番小さな点を聴き分ける必要があり，周囲の騒音や聴力の影響を受けやすいというデメリットがあり，これらのことより，自動血圧計にはオシロメトリック法が広く採用されているのである．

## 直線加圧測定方式 NIBP ～ iNIBP®～

従来，オシロメトリック法を使う血圧計の多くは，測定開始後すぐにカフ圧を収縮期圧以上の高い圧力まで加圧した後，減圧する過程でオシレーション波形を観測し，血圧を測定する減圧測定方式を採用していた (図 2)．この減圧測定方式では，カフ圧を収縮期圧より十分に高く加圧する必要があるため，患者さんへの痛みを伴う．また，頻回な測定が行われると，点状出血，斑状出血，四肢浮腫などが生じるという報告もある[4,5,6]．

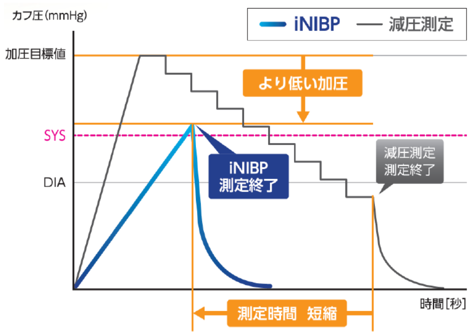



**図 2 iNIBP(直線加圧測定方式 NIBP) の動作概要**

一方，日本光電が新しく開発した直線加圧測定方式 NIBP ( iNIBP ) は，このような課題を解決するアプローチといえる．iNIBP はカフを加圧する過程においてオシレーション波形を観測し，血圧測定を行うため，従来の減圧測定方式と比較すると測定時間が短く，カフで締め付ける圧力も低く抑えることができると報告されている[7,8]．

また加圧測定方式のメリットは，血圧が大きく変動した時にある．

血圧は容易に変動する．白衣を見ただけで血圧が高くなる白衣高血圧症は良く知られている[9]．また手術中などでも血圧変化を起こすイベントが多く，そういう血圧が大きく変化している時にこそ，早く血圧値を知りたいというのが医療従事者からの当然の要求であろう．

しかし従来の減圧測定方式では，血圧が大きく変化したときには，測定により多くの時間を費やしていた．なぜなら減圧測定方式では，最初の加圧は初期値として設定されている加圧目標値まで加圧するか，前回測定値よりも少し高い圧まで加圧する方法が一般的である．すなわち前回の測定値を基準にして，どこまで加圧するのかを決めるため，前回測定値から血圧が大きく変化した状況で加圧する圧力は，適切ではない．

例えば，大きく血圧が上昇した場合 (前回測定時の収縮期圧 100 mmHg が 200 mmHg まで上昇した場合) を図 3 に示す．従来の減圧測定では，前回収縮期圧が測れる約 140 mmHg まで加圧し

た後，減圧測定を開始する．しかし，血圧が大幅に上昇した状況において，この加圧では不十分なため，再加圧することになり，適切な圧まで加圧できた後，血圧を計測し血圧値を表示する．それに対して iNIBP では，その時の血圧値によって生じるオシレーション波形をリアルタイムに解析しながら加圧していくので，不要な再加圧をすることなく，適切な加圧にて血圧を測定することができる．

逆に大きく血圧が降下した場合も同様である．従来法の減圧測定方式では血圧が下がっているにもかかわらず，前回の高い収縮期圧が測れるほどの不要に高い圧まで加圧することになる．しかし iNIBP はそのような不要な加圧は行わない [10)]．

実際，帝王切開の症例で血圧が大きく降下したときに，iNIBP では従来の減圧測定よりも早く検知した，という報告がなされている [11)]．

## 非観血血圧測定用カフ

血圧計のカフは単なる空気袋ではなく，血圧を測定する大切なセンサーである．カフを巻く部位の周囲長 (上腕にカフを巻く場合であれば，上腕の周囲長) に対して，適切なサイズのカフを使用することで初めて，正確な値を計測することができる．もし適切なサイズのカフよりも小さいサイズのカフを使用した場合，計測される血圧値は真の値よりも高くなる．逆に，適切なサイズより大きいサイズのカフを使用した場合，計測される血圧値は，真の値よりも低くなる [12)]．

繰り返しになるが，カフは血圧を測定するセンサーである．患者さんの腕周に適したサイズのカフを適切に装着する，正しい測定を心掛けていただきたい．

## 血圧計の精度

血圧計の精度を規定する規格は世界にいくつか存在するが，その中で最も広く使われている規格が，国際標準規格 ISO 81060-2 [13)] である．多くの

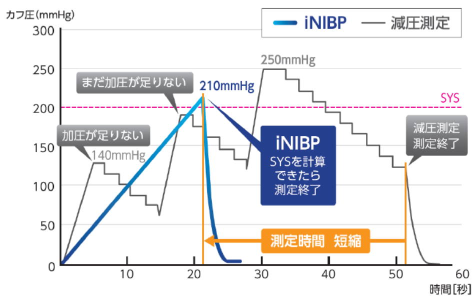



**図 3 高血圧/血圧上昇時の動作例**

血圧計メーカーがこの規格に規定されている方法に則り，臨床性能試験という精度検証を実施し，血圧計が精度の要求を満たすことを確認している．

本規格が要求するのは，検証する血圧計が意図する対象患者群 (成人，小児，幼児，新生児，妊婦，不整脈患者等) の人を被験者とし，聴診法もしくは観血血圧測定法により測定された血圧値を基準として比較し，統計的に誤差がないことを示すことである．

実際には聴診法を基準として用い，85 人以上の被験者で，血圧計と聴診法を交互に測定する．一人の被験者において 3 組のデータ対となるよう測定．つまり 85 人× 3 組=255 データ対以上のデータ数で精度を検証する．さらにそのうち収縮期圧が 160 mmHg 以上であるデータ数が全体の 5 %以上，同様に 140 mmHg 以上は 20 %以上になるように組み入れる．使用するカフも，製品のラインナップにあるすべてを使用して検証試験を行うなど手順が細かく規定されている．この手順に従って試験を行った結果が，基準とした血圧測定法との誤差の平均が± 5 mmHg 以内，及び，誤差の標準偏差が 8 mmHg 以内となれば規格要求を満足することになる．

## 血圧計の管理 ～血圧シミュレータの適切な使用法～

医療機器が正しくその性能を発揮するためには，保守点検を定期的に行う等，正しく管理する必要がある．非観血血圧計の精度管理について問い合

わせを受けることが多いので，ここで血圧計の精度管理について解説する．

前述したとおり血圧計の精度は，人間を対象として，基準となる測定方法 (主に聴診法) と比較して検証することが求められている．ただしこの試験は型式試験といい，基本的には，メーカーが製造する血圧計の型式ごとに一度実施すれば良い試験であり，ユーザーが人間を対象として，個々の血圧計で毎年実施することを要求しているわけではない．

そこで, 血圧シミュレータの出番だ, と早合点して頂きたくない．何故なら血圧シミュレータは血圧計の精度評価，較正に用いるものではないのである．血圧シミュレータのトップメーカーの一つである FLUKE 社 ProSim8 の取り扱い説明書 (スタートマニュアル) を読むと，以下の記述がある．

(日本語版) 使用目的 [14)]

本製品は，(略) 患者監視装置，または患者監視システムの基本動作をテストおよび検証するために使用されます．(略) 本製品は，医療機器の較正に用いるものではありません．

(英語版) Intended Use[15)]

The Product is intended to be used to test and verify the basic operation of patient monitoring devices (略) This Product is not intended to be used to calibrate medical equipment.

### なぜ血圧シミュレータを血圧計の較正に用いることができないのか?

血圧計は人間の脈波のさまざまな特徴量を検出することで，精度よく血圧値が算出できるようにアルゴリズムを構築している．一方血圧シミュレータメーカーは，各社それぞれ独自に人間の脈に似た形状のオシレーション (振動) を発生する様に作っているが,「似た形状」であって同じではない．人間の脈波の特徴量をすべてを再現できているわけではないのであるから，血圧シミュレータの設定値通りに両者が一致することは，ある意味偶然でしかない．

では血圧シミュレータが不要かというとそうではない．我々血圧計を開発するエンジニアも開発中によく血圧シミュレータを使用するが，その用途は，繰り返しの再現性を確認する目的である．血圧計の電気的安全性規格である IEC 80601-2-30[16)] でも再現性を確認するための機器として使用している．例えば，ある試験前に血圧計シミュレータを接続した状態で 20 回測定を行う．その後各種環境評価試験を行った後，同様に 20 回の測定を行い，前後での値の変位やバラツキを比較観察するのである．

### 血圧計をどのように管理すれば，設計・製造された機器としての性能を満足するか?

答えは，圧力計として精度良く，正しい圧力値を計測できれば良いのである．圧力値を正しく計測できてさえいれば，圧力の変化であるオシレーション波形を観測し，その振幅値とカフ圧の関係から血圧値を求める精度は，製造後に変化 (劣化) することはないのである．

病院での血圧計の管理として，まずは圧力計としての較正を行う．この作業は各製品の取扱説明書に従って頂きたい．次に, 再現性の目安として, シミュレータを使用する．例えば，血圧計の購入時に，血圧シミュレータを使って血圧を測定し，その値を記録しておく．次の定期点検時に同様に測定し，前回の値からの変位やバラツキを確認するのである．

このようにシミュレータなどの試験機器は，その原理と特性を理解しておくと非常に便利であるので，ぜひ活用して頂きたい．

## 規格の動向

最後に血圧計に関する規格の最新動向をお知らせする．ここまで，カフを用いて間欠的に，非観血血圧測定を行う技術について紹介してきた．これらの技術は 40 年ほどかけて培われ, 多くのニーズを満たしている一方，間欠的ではなく連続的に血圧値を知りたいというニーズも存在する．そういう要望に対して，これまで実用的には観血的に血圧を計測するしかなかったのだが，近年連続的

かつ非観血的に血圧を測る技術が改良され，各社より装置が発売されている．しかし，精度があまり良くない機器もあるという報告[17]があり，現在 ISO にて連続式非観血血圧計の規格策定作業が行われている．

日本国内においては，JIS 規格に非観血式電子血圧計 JIS T 1115:2005[18]が存在する．この版は，国際法定計量機関 (OIML) R16-2[19]という計量法の規格を元に作られたため，医療機器の安全性よりも計測器としての正確さに重点がおかれていた．現在，この版の改訂にあたり，基礎として用いる国際規格を，最新の技術動向を反映しており，かつ医療機器の安全性に関する国際規格 IEC 60601 シリーズの血圧計個別規格でもある IEC 80601-2-30:2013 を採用することとし，改定作業中である．

## おわりに

非観血血圧測定技術の開発に従事する立場から，血圧測定の歴史，血圧測定技術と保守管理，さらには最新の規格動向について解説した．

## 引用文献


1. Naqvi NH, Blaufox MD. Blood Pressure Measurement: An Illustrated History. The Parthenon Publishing Group.
2. 山口隆洋訳, 血圧測定及び血圧計のイラスト入り歴史
3. Geddes L.A. The Direct and Indirect Measurement of Blood Pressure. Chicago 1970. Year Book Publishers, 196pp.
4. Betts EK. Hazard of Automatic Noninvasive Blood Pressure Monitoring. Anesthesiology 1981; 55: 717-718.
5. 天野教之 他，自動血圧計による皮下出血の防止法，臨床麻酔 Vol.11 No.6, 1987-6.
6. Vidal P, P. J. Sykes PJ, O'Shaughnessy M and Craddock K. Compartment Syndrome After Use of an Automatic Arterial Pressure Monitoring Device. Br J Anaesth. 1993 Dec; 71(6): 902-4.
7. Onodera J, Kotake Y, et al. Validation of inflationary non-invasive blood pressure monitoring in adult surgical patients. J Anesth. 2011 Feb; 25(1): 127-30.
8. Sasaki J, Hori S, et al. Validation of inflationary noninvasive blood pressure monitoring in the emergency room. Blood Press Monit. 2015 Dec; 20(6): 325-9.
9. Pickering TG, James GD, Boddie C, et al. How common is white coat hypertension? JAMA. 1988; 259:225.
10. Hirata N. 麻酔導入時における直線加圧測定方式 NIBP（iNIBP）の有用性について．日本光電学術資料 2016; No. SP66-0011
11. Irikoma S. 産科麻酔における直線加圧測定方式 NIBP（iNIBP）の有用性について．日本光電学術資料 2016; No. SP66-0012
12. 森反俊幸 他, 間接的血圧測定における適正カフ幅の条件, 鈴鹿医療科学技術大学紀要 2, 84-90, 1995-03-31.
13. International Standards Organization. Non Invasive Sphygmomanometers - Part 2: Clinical investigation of automated measurement type. ISO 81060-2:2013.
14. http://assets.fluke.com/manuals/ProSim8_gsjpn0300.pdf
15. http://assets.fluke.com/manuals/ProSim8_gseng0300.pdf
16. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment - Part 2-30: Particular requirements for the basic safety and essential performance of automated non-invasive sphygmomanometers. IEC80601-2-30:2009 + Amendment 1:2013
17. Kim SH, et al. Accuracy and Precision of Continuous Noninvasive Arterial Pressure Monitoring Compared with Invasive Arterial Pressure: A Systematic Review and Meta-analysis. Anesthesiology. 2014 May; 120(5): 1080-97.
18. 日本工業標準調査会, 非観血式電子血圧計, JIS T 1115: 2005
19. International Organization of Legal Metrology (OIML). Non-invasive automated sphygmomanometers. R 16-2: 2002

# 特別講演：　時系列データの利用法 — 数式モデル化から制御まで —

古谷 栄光

## はじめに

手術室や集中治療室の患者から測定されるデータは膨大な量に及ぶ．これらのデータは何らかの情報を含んでいるが，とくに時系列データは，その時点での状態だけでなく，これまでの状態変化や今後の状態の予測にも利用できる動特性という非常に重要かつ有用な情報を含んでいる．動特性の情報を利用するためには数式で表現することが望ましい．この特性を数式で表すことを数式モデル化という．数式モデル化すると必要な情報を与えれば状態がどのように変化するかをシミュレーションで求めることができる．また，現在までの履歴を利用してシミュレーションを行えば今後の状態を予測でき，どのような入力を加えれば望ましい状態になるかを調べることも可能であるので制御も行える．

以上のように，時系列データから，数式モデル化，シミュレーション，および制御が行えるが，その方法は多様であり，適用対象に応じて適切な方法を選ぶ必要がある．よって，それぞれの方法の特徴を理解し，注意すべき点を知っていることが重要である．もし適切な方法を選ばなかったり，誤った適用を行ってしまうと，期待した結果が得られないだけでなく，場合によっては全く意味のない結果にもなりかねない．本稿では，時系列データの持つ情報の利用法としての数式モデル化，シミュレーション，および制御についての基礎と注意すべき点を解説する．

## 数式モデル化 (同定)

本節では，時系列データから状態の時間的変化 (動特性) を表す数式モデルを得る方法の概要とその際の注意点について述べる．数式モデル化はあとで述べるシミュレーションや制御の前段階となるものであり，適切に行わなければシミュレーション等も適切に行えなくなる．そういう意味で最も重要なものであるといえる．ただし，ここでは単に状態の変化だけを考えるのではなく，制御も行う (状態を何らかの方法で調整する) ことを想定しているので，数式モデルは何らかの入力に対する出力の変化，すなわち入出力関係を表すものとして考える．(もちろん，調整できない状態変化の数式モデル化やシミュレーションも可能であるが，それは入力 0 の場合に対応すると考えてよい．ただし，その場合は後述の同定や制御は行えないことに注意されたい．)

なお，数式モデル化を行う前に，測定された電気信号等の信号を数値化する必要がある．たとえば，脳波から Bispectral Index(BIS)[1] を求めたり，心電図から心拍数を求めたり，R-R 間隔から LF や HF[2] を求めたりして，情報を数値化する段階があるが，本稿では数値化されたデータが利用できるという前提のもとで話を進め，数値化の手法については扱わないこととする．

### 1) 動特性を表すモデル

動特性の表現方法としてよく用いられるのが微分方程式などの数式モデルであり，数式モデルを得るための手法として同定がある．同定には，1) 数式モデルの形 (とパラメータ数) を決める，2) 形が与えられた数式モデルのパラメータ値を決める，という 2 つの段階がある．数式モデルの形としては，たとえば $n$ 相性の応答であれば，その (インパルス状入力に対する) 時間応答をそのまま表現した

$$a_1e^{-\alpha_1 t}+a_2e^{-\alpha_2 t}+\cdots+a_ne^{-\alpha_n t} \qquad (1)$$

のようなものや，$n$ 次の微分方程式

京都大学大学院工学研究科電気工学専攻

$$\frac{dx}{dt} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \cdots & a_{1n} \\ a_{21} & a_{22} & \cdots & a_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & a_{n2} & \cdots & a_{nn} \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} u \tag{2}$$

や差分方程式

$$\begin{aligned} y(k) &= -a_1 y(k-1) - \cdots - a_n y(k-n) \\ &\quad + b_1 u(k-1) + \cdots + b_m u(k-m) \end{aligned} \tag{3}$$

などが用いられる．

**2) モデル次数の決定**

数式モデルを上記のような形で表す場合，次数 $n$(あるいはパラメータ数) も決定する必要がある．通常これは，応答の特徴，特性の表現精度，既知の構造などから決定されるが，測定データとの適合度を過度に求めると本質的な特性をうまく把握できなくなるので注意が必要である．例として，図 1 に示すような 11 点のデータを $n$ 次多項式で近似することを考える．$n = 3$ のとき，最小二乗近似を行って得られる関数は図 1 に実線で示すように妥当な近似曲線となることがわかる．さらに近似精度をよくするため $n = 10$ としたとき，すべてのデータ点を通る関数 (図 1 の破線) が得られるが，近似曲線としては大きく上下に振動する不適切な曲線となっている．すなわち，パラメータを増やせばデータ点に対する近似精度はよくなるが，増やしすぎるとオーバーフィッティングとなり，本来含むべきではない雑音などの影響まで含んだ数式モデルとなってしまう．このことから，数式モデルの次数 (パラメータ数) は近似精度とパラメータ数の両方を勘案して決定すべきであることがわかる．このような考え方に基づいて提案されている数式モデルのよさの評価関数として，次式の赤池情報量基準 (Akaike's Information Criterion; AIC)[3] やベイズ情報量基準 (Bayesian Information Criterion; BIC)[4] などがある．

$$\mathrm{AIC} = -2 \ln \mathrm{ML} + 2K \tag{4}$$

$$\mathrm{BIC} = -2 \ln \mathrm{ML} + K \ln N \tag{5}$$

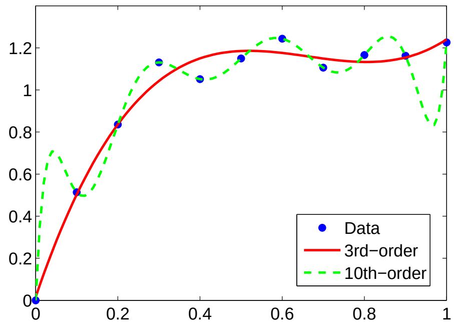



**図 1．多項式近似の例**

ここに，ML は最大尤度 (精度のよさ (分散の小ささ) を表す)，$K$ は自由度 (次数やパラメータ数に対応する)，$N$ はデータ数である．このような評価関数を用いると精度がよくパラメータ数の少ない数式モデルを得ることができる．

**3) パラメータ同定**

モデルの形と次数 (パラメータ数) が決まれば，次にパラメータ値を決定 (パラメータ同定) する．パラメータ同定方法にはさまざまなものがあるが，同定結果が望ましいものとなるためには

**不偏性:** 同定結果の期待値に真値とのずれがないこと
**一致性:** データが増えれば真値に近づくこと
**有効性:** 推定誤差分散が最小になること

の 3 つの性質，すなわち，データが十分あれば同定結果が真値に近いことが期待できる性質を満たすことが求められる[5]．

同定法としてよく利用されるものに最小二乗法[6] があるが，データの測定誤差などの雑音信号が白色雑音でないと真値とのずれが生じる (不偏性がない) ことが知られている．そのため，雑音信号の白色性が保証できない場合には，不偏性を持つ拡張最小二乗法 (雑音信号が白色になるように工夫をした方法) や最尤推定法 (誤差の分散が最小になるパラメータ値を求める方法) などが用いられる[6]．(薬物動態モデルを求めるのに利用される NONMEM でも拡張最小二乗法を基礎とした方法が用いられている．)

### 4) 同定時の注意点

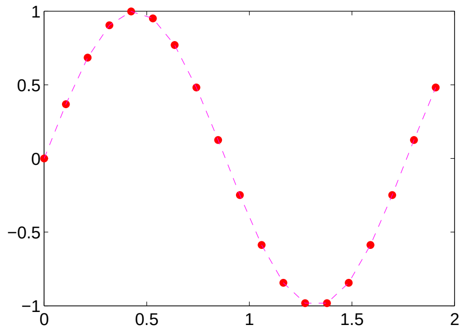
同定方法のほかに同定に利用するデータの取得方法についても注意が必要である．まず，同定を行うときに利用する時系列データを得る際の入力信号としては PE(Persistent Excitation) 性[5] を持つものを加える必要がある．一般に対象にある周波数の信号を入力するとその周波数の信号が出力されるので，対象の入出力特性は基本的には周波数ごとに考えてよい．よって，知りたい特性についての入出力データを得るためにはその特性に対応する周波数の信号を入力する必要がある．PE 性とは，対象の知りたい特性を励起する周波数成分を含んでいる (知りたい特性の周波数範囲をカバーしている) ことを意味している．この点から，同定時に用いる入力として望ましいのは，広い周波数帯で等しいパワースペクトルを持つ信号であり，擬似ランダム信号である M 系列[7] がよく利用される．ただし，患者などのようにランダム信号を加えることが適切ではない場合には，比較的望ましいパワースペクトルを持つインパルス状の入力やステップ状の入力などを利用すればよい．

次に，同定を行う際に測定する出力データであるが，データのサンプリングに関して注意が必要である．たとえば，図 2 に ● で示すようなデータが得られたとする．この場合，サンプリングする前の出力信号は図 2(a) の破線のように変化しているように考えてしまうが，図 2(b) のような信号をサンプリングした場合でも同じデータが得られる．したがって，サンプリングを行う場合にも対象の特性を意識してサンプリング間隔を決定する必要がある．これに関して重要な定理がある．

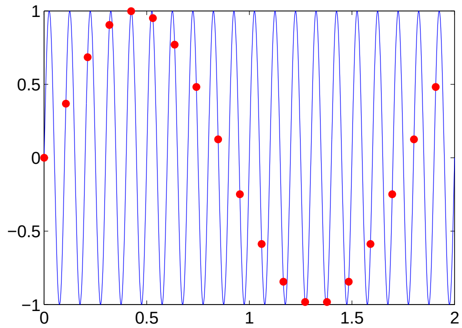
**サンプリング定理**

アナログ信号をサンプリング周期 $T$ でサンプリングしてディジタル信号を 作る場合，元の信号に含まれる周波数 $f$ が $f < f_{\mathrm{n}} = 1/2T$ の範囲にあれば信号が完全に再現できる．

ここに，$f_{\mathrm{n}}$ をナイキスト周波数という．よって，元の信号に含まれる周波数成分の 2 倍の周波数以上でサンプリングすれば上記のような問題は起こらず，サンプリングしたデータの変化が元の信号の変化を十分に表していることになる．現実には元の信号に含まれる周波数成分の上限を知ることは困難であるので，求めたい対象の特性の最大周波数の 2 倍以上の十分高い周波数でサンプリングすればよい．



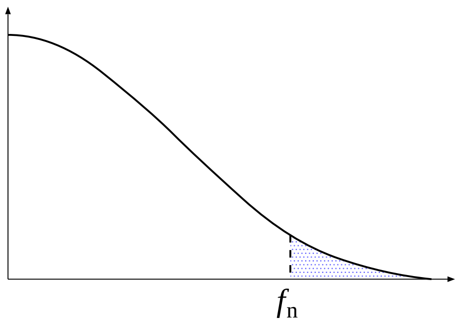

(a) サンプリングしたデータ



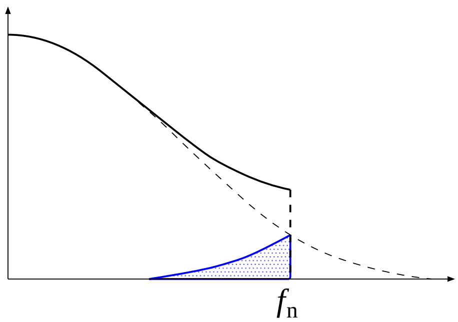

(b) 望ましくないサンプリング (サンプリング周波数が小さすぎる場合)

図 2．サンプリングの例

もう一つ注意しなければならない点としてエイリアシングがある．エイリアシングとは，サンプリング周波数 $f_{\mathrm{s}}$ でサンプリングをしたときに，周波数 $f$ $(|f| < f_{\mathrm{s}})$ の信号として観測されるのは周波数 $f$ の信号と周波数 $f \pm m f_{\mathrm{s}}$ $(m = 1, 2, \ldots)$ の信号の和となることである．たとえば，図 3(a) に示すようなスペクトルの信号をサンプリング周波数 $f_{\mathrm{s}} (= 2 f_{\mathrm{n}})$ でサンプリングして観測すると，図 3(b) に示すような信号 (実線) として観測されて




**(a) 元の信号のスペクトル**




**(b) サンプリング後のスペクトル**

**図 3．エイリアシングの例 ((a) の $f_{\mathrm{n}}$ 以上の部分がサンプリングにより折り返されてしまい，$f_{\mathrm{n}}$ に近い周波数では元のスペクトル (破線) と異なるスペクトルとなる)**

しまい (スペクトルは周波数 0 を中心に左右対称であることに注意)，元の信号のスペクトルと異なるものが観測される．よって，観測したい周波数の信号がエイリアシングの影響なく (あるいは小さく) 観測できるようなサンプリング周波数を設定する必要がある．

以上を考えると，サンプリング周波数を高くすれば高くするほどいいように思えるが，サンプリング周波数を高くしすぎると計算精度が悪くなることが知られている．したがって，サンプリング周波数は特性が精度よく求められる範囲で適切に選ぶ必要がある．以上のような問題に対処するため，フィルタリングとデシメーションという前処理が行われる [7]．フィルタリングによってあらかじめナイキスト周波数以上の成分を除去することでエイリアシングを回避し，また十分高い周波数でサンプリングしたデータを間引いて，求めたい周波数帯の同定精度が高くなるサンプリング周波数の信号に変換するデシメーションを行うことにより，精度の高い同定が行える．

## シミュレーション

前節のような方法で時系列データから数式モデルが得られるとシミュレーションが可能となり，数式モデルの精度の確認や入力に対する出力変化の計算などが行える．また，パラメータを変更することで，さまざまな特性を持つ場合のシミュレーションが可能であり，たとえば個人差がある場合の影響や外乱・雑音などがある現実的な状況での状態変化の推定も可能である．

ここでは，シミュレーションの方法について簡単に説明する．数式モデルが線形の場合は，入力ごとに計算した出力の和をとることですべての入力に対する出力を計算できるので，たとえば数式モデルが $n=2$ とした式 (1) で表される場合 (すなわち，2 相性の応答の場合)，

$$\begin{aligned} y(t) = &(a_1e^{-\alpha_1(t-t_1)} + a_2e^{-\alpha_2(t-t_1)})u(t_1) \\ &+(a_1e^{-\alpha_1(t-t_2)} + a_2e^{-\alpha_2(t-t_2)})u(t_2) \\ &+\cdots \end{aligned} \tag{6}$$

とすれば，さまざまな時刻に加えられた入力 $u(t_i)$, $i=1,2,\ldots$ に対する出力が計算できる．ただし，この方法は入力の数だけ項の数が増えてしまうので，入力を何度も変更する場合のシミュレーションには適していない．それに対して微分方程式に基づいた計算は容易に行える．微分方程式で表した数式モデルは，一般に

$$\frac{dx(t)}{dt} = Ax(t) + Bu(t) \tag{7}$$

$$y(t) = Cx(t) \tag{8}$$

とかける．シミュレーションの時間の刻み幅を $\Delta t$ とすると，$x(t)$ と $u(\tau)$ $(t \le \tau < t+\Delta t)$ から 1 ステップ先の $x(t+\Delta t)$ の値を計算する式は以下の

とおりとなる．

$$x(t+\Delta t) = e^{A\Delta t}x(t) + \int_t^{t+\Delta t} e^{A(t+\Delta t-\tau)}Bu(\tau)d\tau \tag{9}$$

この式において，$t = k\Delta t$, $x_d(k) = x(k\Delta t)$ とし，$u(t)$ が $t \in [k\Delta t, (k+1)\Delta t)$ の時間一定値 $u_d(k)$ をとるとして書き直すと

$$x_d(k+1) = A_d x_d(k) + B_d u_d(k) \tag{10}$$
$$A_d = e^{A\Delta t},$$
$$B_d = \int_0^{\Delta t} e^{A(\Delta t-\tau)}Bd\tau$$

とかける．$A_d$ と $B_d$ はあらかじめ計算できるので, 1 ステップ先の $x$ の値 (すなわち, 出力 $y = Cx$) が簡単な計算で求められ，またこれを繰り返すことによって求めたい時間の出力を計算できることがわかる．

数式モデルが非線形の場合も同様に 1 ステップ先の出力を求める方法として Euler 法，Runge-Kutta 法などさまざまな方法がある [8]．Euler 法は計算は容易であるが誤差が大きく, Runge-Kutta 法は誤差は小さいが計算は複雑である．ここでは詳細は省略するが，目的と計算精度を勘案して方法を選択すればよい．

シミュレーションの例として，70 歳，60 kg の男性患者に propofol をボーラスで 2 mg/kg 投与したあと 10 mg/kg/h, 8 mg/kg/h, 6 mg/kg/h と 20 分ごとに持続投与速度を変更した場合の効果部位濃度を Schnider[9] や Marsh[10] のパラメータを用いて求めた結果を図 4 に示す．また，Marsh モデルを用いた目標制御注入法 (TCI) で効果部位濃度を 3 $\mu$g/mL と設定した場合の効果部位濃度を，患者のパラメータ値がモデルと一致している場合，患者の代謝速度が遅い ($k_{10}$が小さい) 場合および速い ($k_{10}$が大きい) 場合に求めた結果を図 5 に示す. TCI ではモデルによる予測効果部位濃度に基づいて投与速度が調整されるが，実際の濃度は患者の特性によって異なること，特性による違いはあってもある程度時間が経てばほぼ定常状態に達することから目標濃度の増減で患者に適した効果部位濃度に調整可能であることが確認できる．

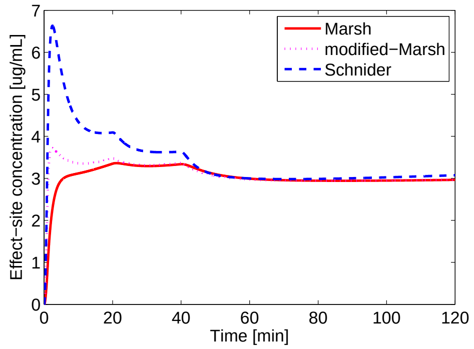



**図 4．propofol 効果部位濃度のシミュレーション例**

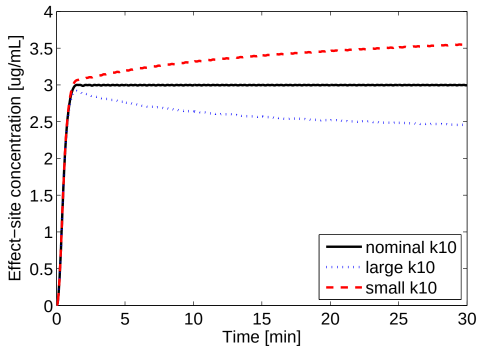



**図 5．TCI 時の効果部位濃度のシミュレーション例**

シミュレーションを行う際に注意すべき点は，初期状態を適切に設定しなければならないことである．たとえば，麻酔薬を投与する場合は患者の体内の濃度を 0 としてシミュレーションを開始すればよいが，インスリンを投与する場合などは，投与前の濃度を 0 ではない (実際の状態に対応する) 値に設定する必要がある．これを適切に設定しなければ，シミュレーション結果にずれが生じてしまう．

## 制　御

前節でも述べたように，数式モデルを利用する

と今後の状態変化を計算できる．よって，どのような入力を加えると適切な状態になるかということも計算で確認可能である．これを利用して望ましい状態にする「制御」を行うことができる．制御は，1) 出力 (制御量) を検出する，2) 検出結果に基づいて適切な入力 (操作量) を決定する，3) 決定した入力を印加 (操作) するという 3 つの要素からなり，これらを繰り返すことによって制御量を目標値に一致させるもので，2) の部分が制御法に対応する．制御法としては数多くの方法が提案されているが，ここでは数式モデルを利用した代表的な制御法の一つであるモデル予測制御法[11] について説明し，制御を行う上での注意点を述べる．

モデル予測制御法は，数式モデルを利用して未来の出力を予測し，その予測出力が望ましい変化をするように入力を決める方法である．制御の手順は以下のとおりである (図 6 参照)．

1. 現時刻の出力を測定する．
2. 今後の入力を仮定して今後の出力を予測し，予測出力が望ましい出力の軌道 (参照軌道) とできるだけ一致するような今後の入力を探索して見つける．
3. 見つけた今後の入力のうち現時刻からのものを実際に加える．

以上の手順を出力を観測するごとに行うことで，目標とする値に出力を一致させる．このようにモデル予測制御法は数式モデルを利用した予測に基づく制御法であるが，一般に実際のパラメータ値はモデルパラメータ値と異なるため，予測出力と測定出力にはずれが生じる．このずれが小さければ，出力を観測するごとに行われる入力の修正により適切な制御が行われるが，このずれが非常に大きいと予測が大きく外れてしまい修正が追いつかず適切な制御が行われなくなってしまう．また，一般に薬剤に対する患者の反応などには遅れ (むだ時間) が存在する．この遅れは入力の影響が出力に現れるのに時間を要すること，すなわち適切な制御が行われていることが確認できるまでに時間がかかることを意味しており，制御の修正に大きな影響を与えることになる．したがって，遅れについても適切に考慮することが必要である．

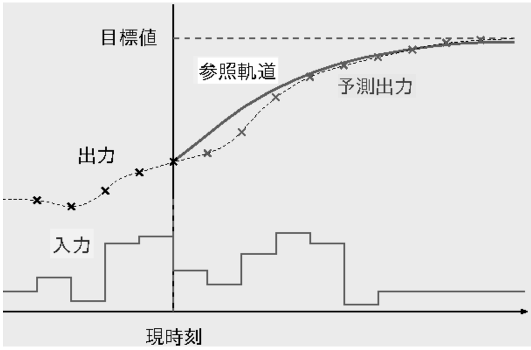


**図 6．モデル予測制御法**

このようなパラメータ値の誤差や遅れ (むだ時間) の制御への影響についても，シミュレーションによって確認することが可能である．数式モデルのパラメータの個人差や個人内変動がわかっていれば，誤差がある場合に制御結果がどの程度影響を受けるかを調べることができるし，遅れの影響についても同様に調べられる．その上で，モデルパラメータや制御パラメータ (今後の入力を仮定する区間，今後の出力を予測する区間，参照軌道など) をどのように設定するのが望ましいかを検討して制御系の設計は行われる．

次節では，我々が開発した propofol の投与速度を BIS 値にあわせて自動的に調節する静脈麻酔鎮静度制御システムについて紹介する．

## 応用例 —静脈麻酔鎮静度制御システム

医療分野ではかなり以前から制御技術を応用する研究が行われている．たとえば，血圧制御[12),13)]，血糖値制御[14] など多くの研究が行われ，一部については臨床で成果を上げているものもある．本節では，我々が開発した静脈麻酔鎮静度制御システム[15] を具体的な構成方法も含めて紹介する．本システムの目的は，静脈麻酔薬 propofol の投与速度を患者の鎮静度にあわせて調整し，常に適切な鎮静度を維持することと，そのことにより麻酔薬の総投与量を低減し，患者の負担を軽減すること，さらに麻酔医の負担も軽減することで

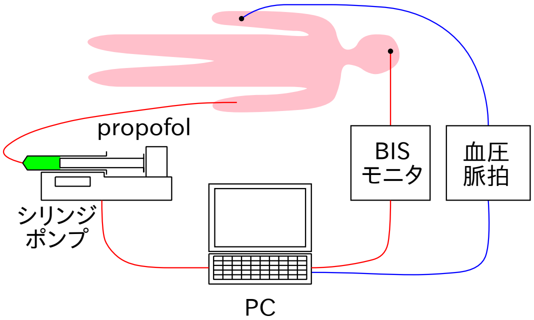


**図 7. 静脈麻酔鎮静度制御システムの構成**

ある.

システムの構成を図 7 に示す．鎮静度指標としては propofol 麻酔である程度信頼性があるとされている BIS[1] を用いている．また，血圧や脈拍は過剰投与等を回避するために測定している．

**1) 数式モデル**

propofol に対する BIS の変化は図 8 のように薬物動態 (PK) モデル，薬力学 (PD) モデル，およびむだ時間の縦続接続として表される．PK モデルとしては，パラメータが年齢と体重の関数として与えられている Schüttler のモデル [16] に効果部位コンパートメントを付加したモデルを用いた．ただし，Schüttler のモデルはボーラス投与時と持続投与時でパラメータ値が異なるので，それらを統合したモデル [15] としている．また，PD モデルとしてはシグモイド $E_{\max}$ モデル:

$$\mathrm{BIS} = \mathrm{BIS}_0 - \mathrm{BIS}_{\max}\frac{c_e^\gamma}{c_e^\gamma + c_{50}^\gamma} \qquad (11)$$

を用いている．ただし，$\mathrm{BIS}_0$ は麻酔薬投与前の BIS 値，$\mathrm{BIS}_{\max}$ は最大効果 (BIS の最大変化量)，$c_e$ は効果部位濃度，$c_{50}$ は $\mathrm{BIS}_{\max}/2$ の効果が起こる効果部位濃度，$\gamma$ は効果部位濃度と効果の関係の勾配を表す Hill の係数である．

上記のモデルのパラメータは，7 つの PK パラメータ，4 つの PD パラメータ，およびむだ時間の計 12 ある．BIS の変化を精確に予測するためには，これらの全パラメータを各患者にあわせて設定するのが理想的であるが，全身麻酔を行うのは一回限りで麻酔時間は限られており，パラメータを求めるとしても利用できるデータが少ないことから，個人差を考えるパラメータを限定することにした．Schüttler の PK パラメータは年齢と体重の関数で与えられていることから，ある程度個人差に対応できると考えて，そのまま利用することにし，PD パラメータおよびむだ時間のみが患者ごとに異なるとした．この仮定の妥当性を確認するため，麻酔薬を一定速度で投与した場合のむだ時間と PD パラメータ $c_{50}$ および $\gamma$ の BIS 変化への影響をシミュレーションした (図 9)．図よりわかるように，麻酔薬の効果が現れるまでの時間，効果の大きさ，および効果の変化の速さの違いをこれらのパラメータで表せるので，これらのパラメータのみに個人差があるものとして問題な

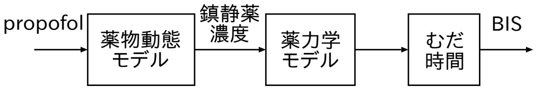
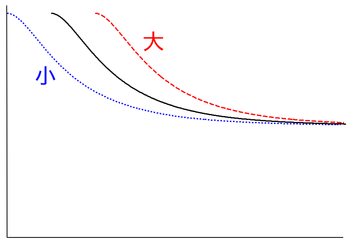
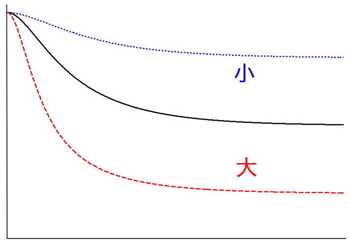


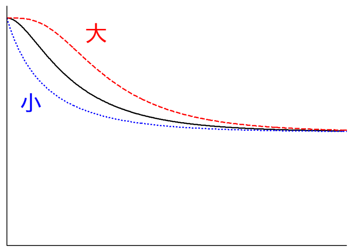
**図 8. propofol に対する BIS 変化のモデル**



**(a) むだ時間の応答への影響**



**(b) $c_{50}$ の応答への影響**



**(c) $\gamma$ の応答への影響**

**図 9. むだ時間と PD パラメータの応答への影響**

**表 1. 患者のパラメータ範囲 (47 名)**

| パラメータ | 範囲 |
|---|---|
| $BIS_0$ ($BIS_{max}$) | 93.5–97.7 |
| $c_{50}$ | 1.84–6.89 $\mu$g/mL |
| $\gamma$ | 0.63–5.74 |
| $T_L$ | 1–151 s |

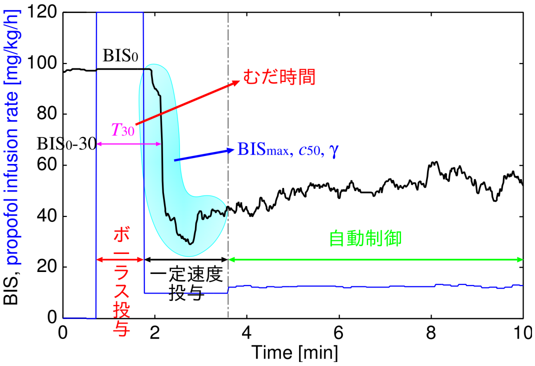


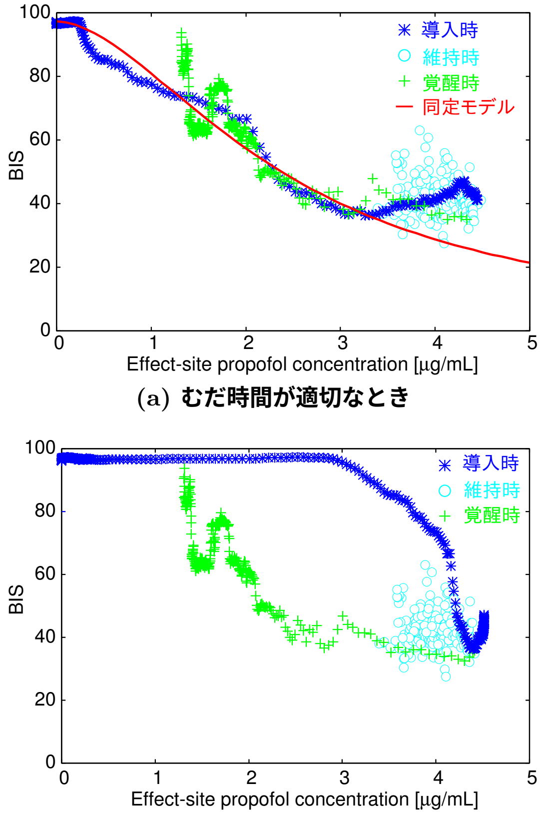

**図 10. パラメータ同定法**

いと考えられる．

**2) 患者のパラメータの同定法**

次に，これらのパラメータの個人差を 47 例のさまざまな手術における麻酔薬投与速度と BIS のデータから求めた結果を表 1 に示す．表よりわかるように個人差は非常に大きいので，適切な制御を行うためには患者ごとにモデルパラメータを求める必要があることがわかる．そこで，麻酔導入時の propofol 投与速度と BIS の測定値から PD パラメータおよびむだ時間を患者ごとに求めることにした．麻酔導入は通常の全身麻酔で行われる方法と同様に，まず体重 1 kg あたり 2 mg の propofol をボーラス投与し，その後 10 mg/kg/h で持続投与するという方法で行い，麻酔開始から 4 分間程度のデータに基づいてパラメータ同定を行って，同定完了後すぐに自動制御を開始することにした (図 10)．

同定法の概略は以下のとおりである．まず，むだ時間 $T_L$ を BIS が初期値から 30 低下するまでの時間 $T_{30}$ から $T_L = 0.9327T_{30} - 41.5\,\mathrm{s}$ として求める (この式は 47 例の臨床データに基づいて求めた式 (相関係数 0.916) である)．次に，このむだ時間を用いて PK モデルから求められる効果部位濃度と BIS 値をグラフ上にプロットし，PD パラメータを決定する．求めた結果の 1 例を図 11 に示す．むだ時間を精確に求めることにより，図 11(a) のように 4 分間のデータから求められた PD モデルですべての時間帯の効果部位濃度と BIS の関係をほぼ適切に近似できることがわかる．しかし，むだ時間を適切に考慮しなければ，図 11(b) のように導入時以外で大きなずれが生じて不適切なモデルが得られてしまい，制御性能に影響が出てしまう．したがって，むだ時間を考えることが重要であることがわかる．




**(a) むだ時間が適切なとき**

**(b) むだ時間を考えないとき**

**図 11. PD モデルの同定**

**3) 制御法**

制御法としては，むだ時間があり，また安全な制御を行うためには十分先まで見通して制御を行う必要があるので，モデル予測制御法を利用することとした．制御パラメータは，BIS が手術に適

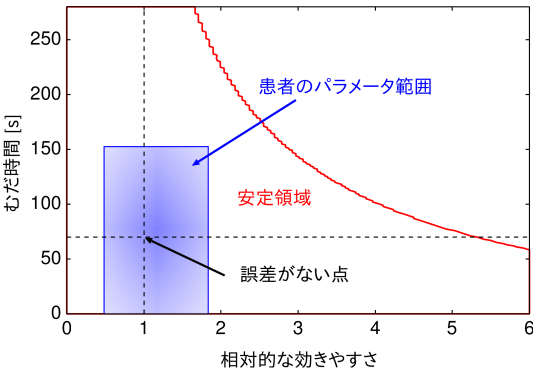



**図 12．制御システムの安定領域**

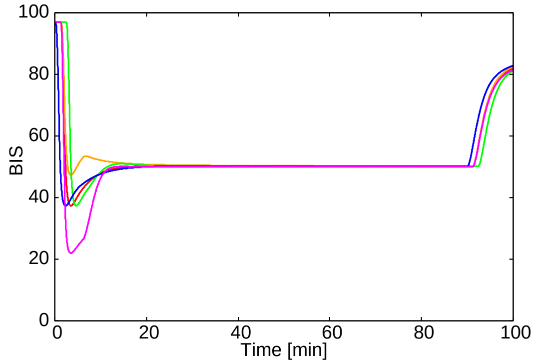



**図 13．誤差がある場合の制御システムの応答**

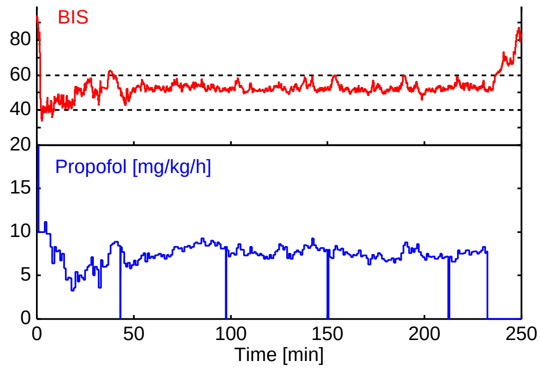



**図 14．臨床応用結果の例**

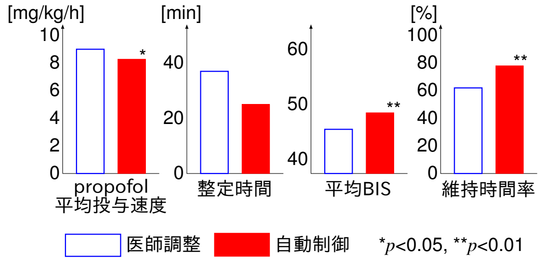



**図 15．自動制御と医師調整による臨床応用結果の比較**

しているとされている 40–60 の範囲に約 10 分で到達し，維持されるように設定した．このとき，患者のモデルパラメータの誤差がどの程度の範囲内であれば問題なく制御できるかを propofol の効きやすさとむだ時間を軸とした平面上に示したのが図 12 である．図中の影付の範囲は，47 名の患者のパラメータ範囲を示したものである．また，さまざまなパラメータに誤差がある場合のシミュレーション結果を図 13 に示す．一時的に BIS 値が小さくなることはあるが問題なく制御できることがわかる．以上のように効きやすさ，むだ時間とも 2–3 倍程度の誤差があっても問題なく制御できるシステムとなっており，同定結果に多少の誤差があっても十分な制御性能が期待できる．

**4) 臨床応用結果**

本システムは京都大学医学部医の倫理委員会の承認を得て 2001 年 12 月より京都大学医学部附属病院デイ・サージャリー診療部において臨床応用を行った．対象は全身麻酔を要する手術を行う重篤な合併症のない成人患者で，130 例以上適用した．目標値は BIS が 40–60 の範囲に維持できるよう BIS $=$ 50 とした．臨床応用結果の一例を図 14 に示す．患者は 42 歳体重 70 kg の男性で左そけいヘルニアの手術を行った．図よりわかるように，手術中 BIS 値が目標範囲にほぼ維持されており，また麻酔終了後速やかに覚醒している．

次に，麻酔医が BIS 値をみながら propofol 投与速度を調整した場合 (以下，医師調整と呼ぶ) と開発した自動制御システムを適用した場合 (以下，自動制御と呼ぶ) について，平均麻酔薬投与速度，目標範囲への整定時間，平均 BIS 値，および 40–60 の範囲内の維持時間率を比較した結果を図 15 に示す．自動制御の方が医師調整より有意に麻酔薬投与速度が小さく，平均 BIS 値が目標値に近く，維持時間率が大きい結果となった．

このように適切な制御システムを構成することにより，医師と同程度以上の調整が可能であった．ただし，制御システムは出力を測定してある一つ

の量だけを望ましい値に維持することは得意であるが，曖昧な判断や総合的な判断はあまり得意ではないので，何らかの方法で制御している値以外の状態を監視する必要がある．このことを念頭において十分注意をしたうえでシステムの開発を行わなければならない．

## おわりに

本稿では，時系列データの利用法として，とくに患者の状態に関するデータを扱うことを意識して，動特性の数式モデル化，シミュレーションおよび制御の基本的な枠組み，注意すべき点などについて説明した．

また，実応用例として我々が開発した静脈麻酔鎮静度制御システムの構築手順について説明した．最近の計算機の発達により，より複雑な対象についても数式モデル化やシミュレーションが可能となってきており，たとえば 1 型糖尿病患者のシミュレーションモデルが preclinical 研究の患者の代替として FDA で承認を受け，血糖値制御システムの研究が大きく前進しているなどの例もある．また，データを蓄積することで今まで気がつかなかったような情報を取り出す研究 (データマイニング) も盛んに行われるようになってきている．

さらに，さまざまな医療に関する自動制御システムの開発が進められており，一部のものについては実用化もされるようになってきている．このような研究において，数式モデル化やシミュレーションの重要性は今後ますます増すものと考えられる．本稿が少しでも役に立てば幸いである．

**謝辞**

**本稿で紹介した静脈麻酔鎮静度制御システムをはじめとする医療制御に関する研究は，香川大学医学部麻酔学講座の白神豪太郎先生に医学的視点からの御指導とさまざまな御協力と御配慮をいただくことで進めることができました．ここに深く感謝申し上げます．また，データ取得等に関して京都大学医学部および香川大学医学部の多くの先生方にご協力いただきました．皆様に厚く御礼申し上げます．**

## 引用文献

1. J. C. Sigl and N. G. Chamoun: An introduction to bispectral analysis for the EEG; J. Clin. Monit., 10, 392/404, 1994.
2. M. Jeanne, R. Logier, et al.: Heart rate variability during total intravenous anesthesia: Effects of nociception and analgesia; Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical, 147(1-2), 91/96, 2009.
3. H. Akaike: A new look at the statistical model identification; IEEE Trans. Automat. Contr., 19, 716/723, 1974.
4. G. Schwalz: Estimating the dimension of a model; The Annals of Statistics, 6, 461/464, 1978.
5. 秋月, 花崎: システム同定の実際; 電気学会論文誌 C, 115(7), 855/859, 1995.
6. 相良, 秋月, 中溝, 片山: システム同定, 計測自動制御学会, 1981.
7. 足立: 周波数領域におけるシステム同定の性能評価; 計測と制御, 47(11), 915/920, 2008.
8. 森: 数値解析 第 2 版, 共立出版, 2002.
9. T. W. Schnider, C. F. Minto, et al.: The influence of age on propofol pharmaco- dynamics; Anesthesiol., 90(6), 1502/1516, 1999.
10. B. Marsh, M. White, et al: Pharmacokinetic model driven infusion of propofol in children; Br. J. Anaesth., 67, 41/48, 1991.
11. E. F. Camacho and C. Bordons: Model Predictive Control, Springer-Verlag, 1999.
12. S. Isaka and A. V. Sebald: Control strategies for arterial blood pressure regulation; IEEE Trans. Biomed. Eng., 40(4), 353/363, 1993.
13. E. Furutani, M. Araki, et al.: An automatic control system of the blood pressure of patients under surgical operation; Int. J. Contr. Autom. Sys., 2(1), 39/54, 2004.
14. 古谷: 血糖値管理の現状とシステム制御情報技術; システム/制御/情報, 57(1), 25/30, 2013.
15. Y. Sawaguchi, E. Furutani, G. Shirakami, et al.: A model predictive hypnosis control system under total intravenous anesthesia; IEEE Trans. Biomed. Eng., 55(3), 874/887, 2008.
16. J. Schüttler and H. Ihmsen: Population pharmacokinetics of propofol; Anesthesiol., 92(3), 727/738, 2000.

# 情報視覚化言語 Processing を用いたビジレオ TM モニターのリアルタイム・二次元データ・プロッティング

佐和貞治，橋本悟

**要　旨**

Processing は，MIT メディアラボで開発された Java を単純化してグラフィック機能に特化したビジュアルデザインのためのプログラミング言語である．sketchbook と呼ばれる必要最小限の統合開発環境 (Integrated Development Environment, IDE) とともに，オープン・ソースとして提供される．また MS-Windows や Mac OS X, Linux 等の異なる OS 環境においても共通に作動するために，開発環境と作動環境を区別しないでソフトウェア開発を行える．今回，Mac OS X ver 10.10 Yosemite 上でこの Processing を用いて，GDT-2D-Visualizer と名付けたアプリケーション・ソフトウェアを開発した．この GDT-2D-Visualizer では，Edwards Lifescience 社のビジレオ TM モニタから得られたフロートラックセンサー TMArterial Pressure-Based Cardiac Output(APCO) 情報である Stroke Volume Variation (SVV) や Strike Volume Index (SVI) 等のデータについて，リアルタイムに連続的に二次元 XY プロッティングしてコンピュータ画面表示化できるようにした．GDT-2D-Visualizer は，APCO からの情報をよりわかりやすく可視表示することで，術中の目標指向型輸液管理の支援システムとなると考えられた．

## はじめに

目標指向型輸液管理 (Goal-Directed Fluid Therapy: GDFT) は，循環動態指標を用いて目標 (Goal) 設定を行い，その目標を達成するように 手順を進める輸液管理法である．最近では，術後早期回復プログラム Enhanced Recovery After Surgery (ERAS) の主要構成要素のひとつとしても捉えられている．目標指向型輸液管理を行うためには，Goal 設定のために一回拍出量 (Stroke Volume, SV)，一回拍出係数 (SVI)，SV の呼吸性変動 (SVV) なとの循環動態パラメータの測定が必要であり，この Goal を達成するために必要に応じて膠質液等の輸液負荷 (fluid challenge) が行なわれる．術中の循環動態パラメータ測定に関しては Arterial pressure-based cardiac output(APCO) 法等の発展により，より侵襲性の低いモニタリング法にて Stroke Volume Index (SVI)，Stroke Volume Variation (SVV) 等の測定可能となった．具体的には，Edwards Lifescience 社 (Irvine, CA, USA) の フロートラックセンサー TM を同社のビジレオ TM モニタに接続して，SVI と SVV を連続的に測定することで，肺動脈カテーテル挿入が行われる心臓手術や心不全患者の麻酔管理などに限定しないで，一般消化器外科手術の麻酔管理などおいても目標指向型輸液管理の概念導入が可能となっている．

従来から重症患者の周術期の輸液管理には，肺動脈カテーテル留置を行うことで，前負荷の指標である左室拡張期末期圧 (LVEDP) を反映する肺動脈楔入圧測定と，心ポンプ機能としての熱希釈法による心拍出量測定から得られた数値を二次元 XY プロットすることで得られる Forrester 分類が適応されて，それが治療方針の指標として利用されてきた．一方で，より低侵襲な APCO 法では，心ポンプ機能としての SVI と， 前負荷の指標としての SVV を算定し，SVI $< 35$mL/m$^2$ や SVV $\geq 13$%がそれぞれのポンプ機能低下や前負荷減少と捉えることができる．今回， Forrester 分類のように，APCO 法から得られた SVV と SVI について，リアルタイムに連続的に二次元 XY プロットすることで，目標指向型輸液管理をより視覚的に捉えて理解しやすいようにすることを試みた．

京都府立医科大学麻酔科学教室・附属病院集中治療部

## 情報視覚化手法 Processing

Processing は，2001 年にアートとデザインのために特化した Java ベースの拡張オープン・ソース言語として開発が始まった．シンプルなプログラミング環境を達成するために最小の機能を備えた Processing Development Environment (PDE) が，その統合開発環境 (Integrated Development Environment, IDE) として提供されており，その上で行なわれる Processing プログラミングはスケッチ sketch と呼ばれ，作成したプログラムはスケッチブック sketchbook としてフォルダに保存される [1,2]．Processing がこのようにビジュアルな表現を目的として開発された言語であり，またプログラミングを学ぶ人達のために開発された言語であることから，様々な情報をプロセスに沿ってプログラミングすることで視覚化して表現にすることに適した言語である [3]．このように簡便かつ必要最小限の開発環境を実装した Processing は，シングルボードコンピュータ Arduino の IDE にも採用されており，シリアル通信によるコンピュータ：機器間のコミュニケーションの実践に関してもライブラリ等が整備されており，複雑なプログラミングが不要である．グラフィカル・ユーザー・インターフェース (GUI) は，対話的なプログラムの作成に必要な要素であるが，Java の GUI，もしくは ControlP5 というライブラリの利用が可能である [4]．今回，この Processing を用いて，APCO 法から得られた循環動態パラメータを視覚化することで，目標指向型輸液管理の循環動態指標の可視化を試みた．

## Processing を用いた二次元 XY データ・プロッティング

### Step 1： SVV と SVI のデータファイルからのノンリアルタイム 2 次元 XY プロット

参考図書「ビジュアライジング・データ．Processing による情報視覚化手法」[3] を参考に，図 1 に示されるような XY プロットのグラフを作成した．このグラフの枠組み作成のために必要とされる構成される関数は，X 軸と Y 軸，それぞれの目盛り間隔 (xdrawVolumeLabels(), ydrawVolumeLabels())，適正範囲表示 (drawx13Labels(), drawy2_4Labels(),draw24_13box())，目盛りラベル (drawxLabels(), drawyLabels())，軸ラベル (drawAxisLabels()) である．この XY プロットの座標軸上に，Edwards Lifescience 社が供給す

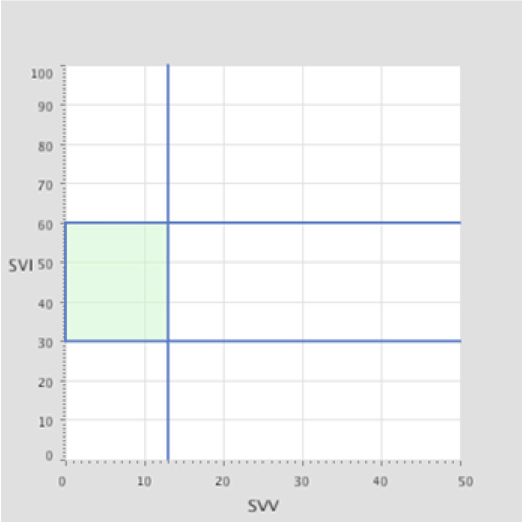



**図 1 SVV と SVI の二次元 XY データ・プロッティング．XY プロットのグラフ座標**

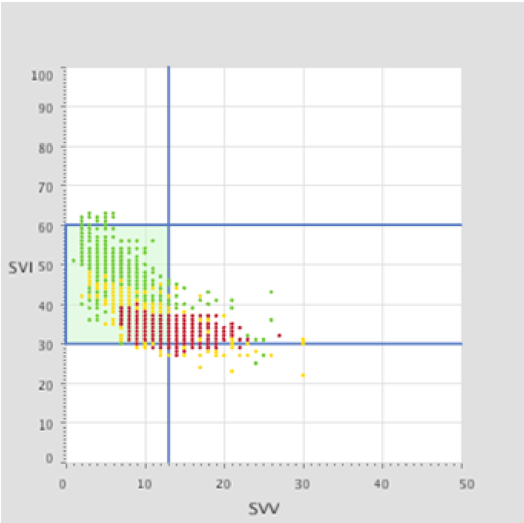



**図 2 SVV と SVI の二次元 XY データ・プロッティング．脳死肝移植での例 (緑色ドット：前無肝期，黄色ドット：無肝期，赤色ドット: 後無肝期)**

る Vigileo からの PC へのデータ取り込み用のソフトウェアを利用して，TAB で区切られたテキストファイル保存されたデータに対して, Processing 用に作成された浮動小数点テーブル (FloatTable クラス)(参考文献 3) のライブラリを利用して，データを順次読み込み，ドットとして図 2 のように座標軸上にプロットしていくようにした．setup() 関数内の frameRate(600); で設定したフレームレートで，描画されたグラフイメージは，draw() 関数内の saveframes(”frames/######.png”); でフォルダ frame に次々と PNG 形式の画像ファイルとして保存される．描画が終了した時点で，Processing の PDE 機能の一つとして組み込まれている MovieMaker を利用すれば，これらの静止画像は，時間経過を圧縮した動画として最終的に編集可能となる (表 1).

表1　Processing Program Step 1

```
FloatTable data; //浮動小数点テーブルクラス data 設定
float ydataMin, ydataMax; //y 値の最小値、最大値
float xdataMin, xdataMax; //x 値の最小値、最大値
float plotX1, plotY1; //プロット座標の左上コーナー座標
float plotX2, plotY2; //プロット座標の右下コーナー座標
float labelX, labelY; //X,Y ラベルの座標位置

int row = 0; //テーブルの行位置
int rowCount = 0; //テーブルのカウントに至った現在の行数
int xvolumeInterval = 10;       //X 軸の主目盛り間隔
int yvolumeInterval = 10;       //Y 軸の主目盛り間隔
int xvolumeIntervalMinor = 1;   //X 軸の副目盛り間隔
int yvolumeIntervalMinor = 1;   //Y 軸の副目盛り間隔

PFont plotFont; //ラベルフォントの選択

void setup() {
 //ウィンドウ設定
 size(405, 405,P2D);

 //取り込むデータファイルの指定
 data = new FloatTable("data_table.tsv");

 //x, y 値の最小値、最大値
 xdataMin = 0;
 xdataMax = 50;
 ydataMin = 0;
 ydataMax = 100;

 // プロット座標の左上、右下コーナー座標
 plotX1 = 50;
 plotX2 = width - plotX1;
 plotY1 = 50;
 plotY2 = height - plotY1;
 labelX = 15;
 labelY = height - 10;

 //ラベルのフォント設定
 plotFont = createFont("SansSerif", 20);
 textFont(plotFont);

 //画像保存のフレームレート
 frameRate(600);
 smooth();
}
void draw() {
 // 背景領域を灰色に
 background(224);

 // プロット領域を白色に
 fill(255);
 rectMode(CORNERS);
 noStroke();
 rect(plotX1, plotY1, plotX2, plotY2);

  // X, Y 軸のメモリ、メモリラベル、適正枠、軸名表示
  xdrawVolumeLabels();
  ydrawVolumeLabels();
  drawxLabels();
  drawyLabels();
  drawx13Labels();
  drawy2_4Labels();
  draw24_13box();
  drawAxisLabels();
  strokeWeight(3);

 // rowCount で指定された行数までデータをグラフ上に記入
 for (int row = 0; row < rowCount; row++) {
   stroke(#6fc833);
   drawDataPoints(0, row);
 }

 // rowCount を＋1増加
   rowCount = rowCount + 1;

 // 画像を PNG フォーマットで保存
  saveFrame("frames/######.png");
 }

// データポイントをグラフ上に記入する関数
void drawDataPoints(int col, int row) {
   if (data.isValid(row, col)) {

// 浮動小数点テーブルの最初の行を除いて 4 列目と 3 列目から
   row 行のデータを xvalue, yvalue に取り込む

   float xvalue = data.getFloat(row, col+4);
   float yvalue = data.getFloat(row, col+3);

  // xvalue, yvalue をグラフ座標軸上の実際座標位置に変換
   float x = map(xvalue, xdataMin, xdataMax, plotX1, plotX2);
   float y = map(yvalue, ydataMin, ydataMax, plotY2, plotY1);

  // 変換されたグラフ上座標位置にデータポイントを記入する
   point(x, y);
 }
}
// X, Y 軸のメモリ、メモリラベル、適正枠、軸名表示の関数
…(以下、関数のコード省略)
void ydrawVolumeLabels()
void xdrawVolumeLabels()
void drawxLabels()
void drawx13Labels()
void drawyLabels()
void drawy2_4Labels()
void draw24_13box()
void drawAxisLabels()
```

## Step 2： SVV と SVI のリアルタイム 2 次元 XY プロット

Processing のシリアル通信用のライブラリ (processing.serial.*) を用いて，Vigileo の RS232-C 端子から出力されるデータを Processing プログラム上で，USB-Serial adapter を介して，パソコンの USB 端子より受けることとした．

myPort = new Serial(this, Serial.list()[3], 57600); でシリアル通信速度条件設定を行い，myPort.clear(); で一旦，バッファをクリアして，myPort.bufferUntil('N'); で，データ区切り文字を指定した．serialEvent 関数内で，inString = p.readString(); でデータを取り込み if (inString != null) { p.write(inString); write(); } でデータの書き込みを行っている (表 2).

取り込まれた伝送テキストデータから，必要な循環動態のパラメータを出力データから match() 関数で変数 m へ切り出し入力し，例えば心拍出量 CO に関して，CO=float(m1[1] + "." + m1[2]); にて，それぞれのグラフ上にリアルタイムに表示させると同時に，浮動小数点テーブルにタブ区切りテキストファイルとして保存されるようにした (表 3)．また，書き込んだデータファイルを同時に覗きこむことで，過去のデータを軌跡としてグラフ上にプロットすることにより，経時的な変化が捉えやすいようにした (図 3).

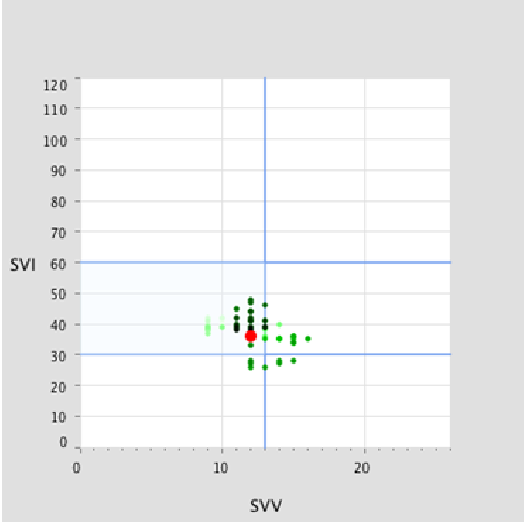



**図 3 SVV と SVI のリアルタイム 2 次元 XY プロット．現在の値 (赤色ドット) に対して，過去のデータが軌跡 (緑色ドット) としてプロットされる．**

表 2 Processing Program Step2 Serial Communication

```
// Vigileo Serial Com by Teiji Sawa
import processing.serial.*;
Serial myPort;   // The serial port
String inString;  // Input string from serial port

void setup() {
        println(Serial.list());
        myPort = new Serial(this, Serial.list()[3], 57600);
        myPort.clear();
        myPort.bufferUntil('N'); }

void serialEvent(Serial p) {
        inString = p.readString();
        if (inString != null) {
                p.write(inString);
         write();
        }
```

表 3 Processing Program Step 2: データの切り出し

```
String GotData;
String FieldName;

float CO;
float CI;
float SVV;
int SV;
int SVI;
int SvO2;
int ScvO2;
int SQI;
int SVR;
int SVRI;
float CVP;

String[] m1;
String[] m2;
String[] m3;
String[] m4;
String[] m5;
String[] m6;
String[] m7;
String[] m8;
String[] m9;
String[] m10;
String[] m11;

void serialEvent(Serial p) {
 inString = p.readString();
 if (inString != null) {
 p.write(inString);
 write();
 }
m1 = match(inString, "C([0-9]+).([0-9]+)");
m2 = match(inString, "c([0-9]+).([0-9]+)");
m3 = match(inString, "b([0-9]+).([0-9]+)");
m4 = match(inString, "S([0-9]+)");
m5 = match(inString, "s([0-9]+)");
m6 = match(inString, "V([0-9]+)");
m7 = match(inString, "v([0-9]+)");
m8 = match(inString, "Q([0-9]+)");
m9 = match(inString, "R([0-9]+)");
m10 = match(inString, "r([0-9]+)");
m11 = match(inString, "p([0-9]+).([0-9]+)");

if (m1 != null) {
 CO=float(m1[1] + "." + m1[2]);
} else {
 CO=-1;
}
.........

 year = year();
 mon = month();
 day = day();
 sec = second();
 min = minute();
 hour = hour();
 date = year + ":" + nf(mon, 2) + ":" + nf(day, 2);
 time = nf(hour, 2) + ":" + nf(min, 2) + ":" + nf(sec, 2);
 FieldName = "Time" + TAB + "SVV" + TAB + "SVI" + TAB
 + "SV" + TAB + "CI" + TAB + "CO" + TAB+ "SvO2" + TAB + "ScvO2";
 GotData = time + TAB + SVV + TAB + SVI + TAB + SV + TAB + CI
 + TAB + CO + TAB + SvO2 + TAB + ScvO2;
 println(GotData);

 }
```

## Step 3： GUI 実装，リアルタイム，マルチ 2 次元 XY プロット

Processing によって Graphical User Interface(GUI) を構築するためには，Java のライブラリを用いる方法と，ControlP5 (http://www.sojamo.de/libraries/controlP5/) ライブラリを用いる方法があり，今回の GUI の実装には，Java Swing の GUI ライブラリを含めて，両者を用いた [4]．

まず，Java Swing の GUI ライブラリ (javax.swing.JOptionPane.*;) からは，プログラム起動時に合わせて，患者 ID 入力ペインと入力 ID 名のデータ保存用フォルダの設定を行えるようにした．一方，ControlP5 ライブラリでは，Toggle スイッチを用いて，データサンプリングのスタート・ストップスイッチを設定し，また Radio Button にて，グラフ上のデータ値のドッドの色指定を行えるようにした．この色指定ボタンの一つに“ GDT ボタン ”と名付けたものを設定し，ドットが時系列でグラフ上にて線 (line) で結ばれていくようにした．つまり，Goal-directed therapy を開始した時点でこのボタンを押せば，それからのグラフ上の変化の経過が可視化できるようにした (表 4，図 4，図 5)．

最後に，得られた各循環動態のパラメータ毎に，レベルメータを設置し，さらに Face Scale と連動させ，総合評価としての 3 つのグラフ毎に Face Scale を導入，加えて，総合評価として適正ターゲットレベル内に管理が収まったパーセント評価を表示できるようにして，GDT-2D-Visualizer として完成させた．

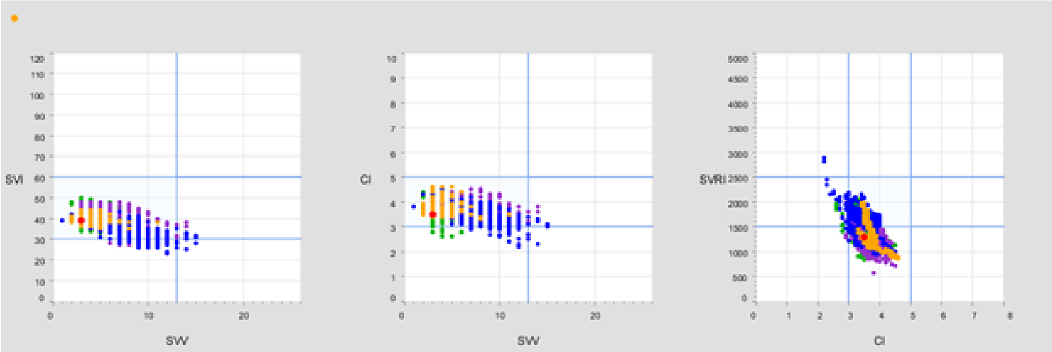



**図 4．3 つのグラフ表示に拡張．ボタン選択でドット色が選択できる．**

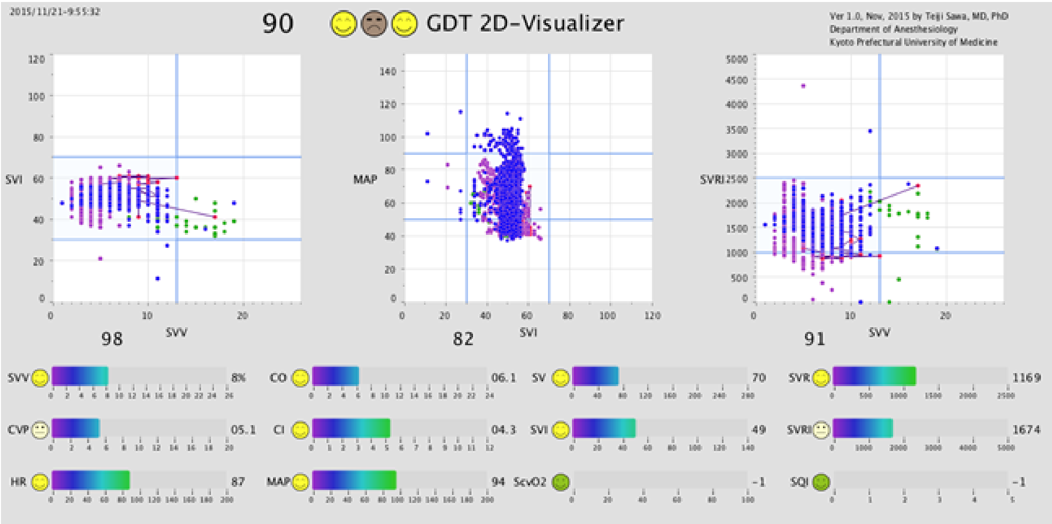



**図 5．　GDT-2D-Visualizer として，レベルメータ，Face Scale，パーセント評価を設置．**

表 4　Processing Program Step 3: GUI 機能を組み込む

```
//シリアル通信ライブラリの読み込みと設定
import processing.serial.*;
Serial myPort;   // The serial port
String inString;  // Input string from serial port

// Java Swing GUI ライブラリの読み込みと
   ID 登録データフォルダ設定
import static javax.swing.JOptionPane.*;
String global_id;
final StringList ids = new StringList( new String[] {
 "20150101", "20150102", "20150103"
}
);

//ControlP5 GUI ライブラリの読み込みとデータ色設定ボタン、
  データ取り込みスタート・ストップトグルスイッチ設定
import controlP5.*;
ControlP5 cp5;
ControlP5 cp6;

void setup() {
...............
```

```
//データ色設定ボタン
PImage[] imgs =
{loadImage("image/button_green.png"),loadImage(
 "image/button_purple.png"),loadImage("ima
 ge/button_red.png"), loadImage("image/button_orange.png"),
 loadImage("image/button_red.png")};
 cp5 = new ControlP5(this);
 r = cp5.addRadioButton("radioButton")
     .setPosition(30,30)
     .setSize(20,20)
     .setSize(imgs[1])
     .setColorForeground(#FF0040)
     .setColorActive(#FF0040)
     .setColorLabel(color(0))
     .setItemsPerRow(5)
     .setSpacingColumn(50)
     //.setImages(imgs[0],imgs[1],imgs[2])
     .addItem("Green",1)
     .addItem("Purple",2)
     .addItem("Blue",3)
     .addItem("Orange",4)
     .addItem("GDT",5)
     ;
//データ取り込みスタート・ストップトグルスイッチ設定
cp6 = new ControlP5(this);

cp6.addToggle("start_stop")
   .setPosition(800,15)
   .setSize(50,20)
   .setColorLabel(0)
   .setValue(false)
   .setMode(ControlP5.SWITCH)
   ;
```

```
// ID 登録データフォルダ設定
println(ids);

final String id = showInputDialog("Set Vigileo Baud Rate to
 19200 bps,\n Then, please enter new ID");

 if (id == null)   exit();

 else if ("".equals(id))
  showMessageDialog(null, "Empty ID Input!!!",
  "Alert", ERROR_MESSAGE);
  else if (ids.hasValue(id))
   showMessageDialog(null, "ID \"" + id + "\" exists already!!!",
   "Alert", ERROR_MESSAGE);

  else {
   showMessageDialog(null, "ID \"" + id + "\" successfully added!!!",
   "Info", INFORMATION_MESSAGE);
   println(id);
   ids.append(id);
  }

 ...............
}
```

## まとめ

今回，Processing による情報視覚化手法を取り入れて，APCO から得られる GDT のターゲットとなる SVV や SVI などの循環動態パラメータついて，2 次元 XY プロットで可視化できるようにした GDT-2D-Visualizer を作成した．Processing は，Java がベースとなって開発された言語であるが，もともと デザイナー用として開発されたこともあり，Java と比較して，シンプルな構文であることから短時間でプログラミングが完成できて，十分に実用可能なアプリケーション構築が可能であった．

## 参考文献


1. Casey Reas, Ben Fry. Processing. A Programming Handbook for Visual Designers and Artists. MIT Press. Cambridge, Massachusetts, USA, 2014. ISBN: 978-0-262-02828-8.
2. Casey Reas, Ben Fry. Make: PROJECTS Processing をはじめよう．船田巧訳．オーライリー・ジャパン, 東京, 2011. ISBN: 978-4-87311-515-3.
3. Ben Fry. ビジュアライジング・データ．Processing による情報視覚化手法．増井俊之監訳，加藤慶彦訳．オーライリー・ジャパン, 東京, 2008. ISBN: 978-4-87311-378-4.
4. 赤間世紀． Processing GUI プログラミング．工学社, 東京, 2008. ISBN: 978-4-7775-9.


## ABSTRACT


Processing is a Java-based programming language developed by MIT Media Lab for the visual design in specialized graphic arts. The minimum integrated development environment (Integrated Development Environment, IDE) called sketchbook is provided as open source. In addition, it can work at cross OS environments among MS-Windows, Mac OS X and Linux. This time, by using Processing on the Mac OS X ver 10.10 Yosemite, we developed an application software named GDT-2D-visualizer. 2D-GDT-visualizer can display the hemodynamics data such as Stroke Volume Variation (SVV) and Strike Volume Index (SVI) from a flow track sensor$^{TM}$of connected with Arterial pressure-based cardiac output (APCO) system (Vigileo$^{TM}$monitor, Edwards Lifescience Corp) as two-dimensional XY plot graphs. GDT-2D-Visualizer is a simple hemodynamic management support system of intraoperative Goal-directed fluid therapy.

# iPhoneの音声入力とiCloudを用いた書籍原稿作成の試み

讃岐美智義

## はじめに

これまで，PCによる音声認識ソフトワエアは，外部マイク準備や事前の音声のサンプリングなどが必要で，長文作成にはハードルが高かった．近年では，スマートフォンやタブレット端末にも音声入力が採用され，メモ程度の音声入力は実用的なレベルに到達した．特に，iPhoneのiOS8からは，話した言葉をほぼリアルタイムでテキスト化する音声入力が装備され，iCloudを用いると瞬時にMacintosh(PC)と同期できるため，音声入力の直後にMacintoshからキーボードを用いた文字訂正や推敲も可能となった．そこで，書籍の原稿執筆に際してiPhoneの音声入力を利用して下書きを作り，Macintosh上で文章作成を行ったので，音声入力のコツやピットフォールなどについて考察する．

## 方　法

iPhone(iOS9)のメモ帳アプリを利用して音声入力を行なう(Phoneのスピーカーのみでマイクやヘッドセットなどの外部機器は不要)．iPhone端末とマッキントッシュ(MacOS10.11)のメモ帳アプリとiCloud上でリアルタイムに同期する様に設定する．推敲および修正は，音声入力が一段落するところまで行い，その後Macintosh上で，キーボードで行なう(図1)．入力の方針として，推敲や誤変換の修正は，極力，iPhoneの音声入力では行わない．なるべく文章を短く区切って少しずつ音声入力を行ない，思いついたところから文章にこだわらずにメモをするように入力して改行で区切る．記号類(改行，括弧，カンマ，クエスチョンマークなど)も音声から行なう(表1次項)．実際の入力に関しては，臨床の疑問に答え

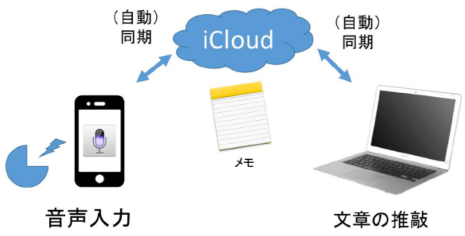



**図1．iCloudを利用したiPhone音声入力のMacintoshへのリアルタイム転送**

る静脈麻酔(羊土社)[1]の担当分の素原稿を音声入力で行い，400文字単位の入力時間，誤変換率，修正にかかった時間を記録した．

## 結　果

400文字当たりの音声入力時間は，182 ± 23秒(n=42)で，これを文章として誤字脱字を正しく修正する時間は116 ± 62秒(n=42)であった(修正には，誤字脱字以外に句読点のつけ直し，文章の言い換えなどの作業を含む)．また，誤変換の文字数は，5.5 ± 2.1 % (n=42)であった．

## 考　察

iOS8の音声入力は，変換自体はスムーズで変換自体のスピードが問題になることはなかった．むしろ，考えながら話すため，音声入力に要する時間には考えている時間も含まれている．現在の音声認識エンジンは，音響モデル(音声信号と音素の対応を記録したデータベース)，認識辞書(音素の組み合わせと単語の対応を記録したデータベース)，言語モデル(単語の組み合わせの妥当性を記録したデータベース)から構成[2]され，音声をテキストに変換する．本音声入力の試みでは，誤変換は，同じ語句に発生することが多かった．これは，発音が悪いか，その音声に対応する認識辞書

広島大学病院麻酔科

**表 1．音声入力時の記号のよみ**

| | |
|---|---|
| (空白スペース) | すぺーすばー |
| (改行) | かいぎょう |
| (改行改行) | あたらしいだんらく |
| ？ | はてなまーくぎもんふ/くえすちょんまーく |
| 。 | まる/くてん |
| 、 | てん/とうてん |
| ！ | びっくりまーく/かんたんふ |
| ＊ | あすたりすく |
| ＝ | いこーる |
| － | はいふん |
| ! | びっくり |
| # | しゃーぷ |
| ￥ | えんまーく |
| $ | どるまーく/どるきごう |
| & | あんど/あんぱさんど |
| @ | あっとまーく |
| ／ | すらっしゅ |
| ＼ | ばっくすらっしゅ |
| ： | ころん |
| ； | せみころん |
| ・ | なかぐろ |
| ~ | ちるだ |
| ＋ | ぷらす |
| ? | はてな |
| % | ぱーせんと |
| ｜ | ぱいぷ |
| . | どっと/ぴりおど |
| ‥ | にてんりーだー |
| … | てんてんてん/さんてんりーだ |
| ー | ちょうおんきごう |
| ＿ | あんだーすこあ |
| ￣ | おーばーらいん |
| ' | あぽすとろふぃー |
| " | だぶるくぉーてーしょん |
| ` | あくさんぐらーぶ |
| ※ | こめじるし |
| → | やじるし |
| ↑ | うわむきやじるし |
| ↓ | したむきやじるし |
| ← | ひだりむきやじるし |
| ① | まるいち |
| ② | まるに |
| g | ぐらむ |
| Kg | きろぐらむ |
| ® | とうろくしょうひょう |
| ± | ぷらすまいなす |
| ◇ | だいやもんど/ひしがた |
| □ | しかく |
| ‰ | ぱーみる |
| € | ゆーろまーく |
| ◎ | にじゅうまる |
| ○ | しろまる |
| ● | くろまる |
| ■ | くろしかく |
| ▲ | くろさんかく |
| △ | しろさんかく/さんかく |
| ▼ | ぎゃくくろさんかく |
| ▽ | ぎゃくさんかく |
| ★ | くろぼし |
| ♡ | はーとまーく |
| ♪ | おんぷ |
| ＜ | しょうなり |
| ＞ | だいなり |
| ♂ | おすきごう |
| （ | かっこ |
| ） | かっことじる |
| 「 | かぎかっこ |
| 」 | かぎかっことじる |
| 『 | にじゅうかっこ |
| 』 | にじゅうかっことじる |
| ｛ | ちゅうかっこ |
| ｝ | ちゅうかっことじる |

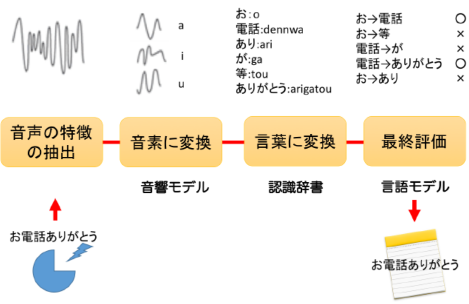



**図 2．現在の音声認識エンジンのしくみ [2)]**

の問題と考えられた．単語では誤変換をするものでも，文章としてつなげて発音すると正しく変換することもあり，最終評価の言語モデルが有効に機能している場面も見受けられた (図 2)．気づいた点として周りの雑音がうるさい環境では誤認識が多いため，静かな環境で行う方よい．他人がいるところでは，目が気になって音声入力を行えない心理的な問題があるため，音声入力は静かな場所での作業に適している．一方，音声入力で下書きを作成した後には，必ず清書 (推敲) を行う必要がある．この作業は，Macintosh が使える場所であれば環境を問わない．利点として，メモ帳アプリを使用して iCloud で Macintosh に同期している場合には，文章がリアルタイムに更新されているため，キーボードによる修正はオフラインでも可能で点である．

音声入力による文章作成のコツは，音声入力中は細かい間違いを気にせず，ある程度の区切りまで，とにかく音声入力してしまうことである．それが作成効率を上げることにつながると考える．認識精度に関しては，誤変換があるかぎり，永遠に課題ではあるが，それほど多いものではない．変換エンジンのしくみと変換速度は，実使用に耐えられるレベルに達したと考えられる．バージョン iOS8 では，ユーザー辞書登録ができないという課題があるが，近い将来実現すると考えられる．

## 結　語

原稿入力の下書きを iPhone の音声入力で行い，iCloud 上でリアルタイムに Macintosh と同期し，キーボードを用いて推敲した．400 文字の入力に要した時間は音声入力だけで約 3 分，誤変換の修正を含めると約 5 分であった．iCloud による音声入力は，口頭筆記の実用に耐えうるレベルに到達したと結論した．

## 引用文献

1. 讃岐美智義：臨床の疑問に答える静脈麻酔．内田整編集, p54-57. 羊土社，東京,2015.
2. http://it.impressbm.co.jp/articles/-/10240

**ABSTRACT**

Trial of voice input feature of iPhone to compose medical manuscript

Michiyoshi Sanuki

I created a draft manuscript for a medical book using Apple Siri, a computer application used for voice input, with an iPhone and then transferred the document to a Macintosh computer in real time via iCloud. Thereafter, the manuscript was revised using the keyboard of the computer. The time required for voice input of 400 characters was approximately 3 minutes, while correction of incorrect phrases using a keyboard with the computer required approximately 2 additional minutes. I concluded that voice input with an iPhone has reached an adequate level of proficiency for practical use to write the draft of a manuscript.

*Department of anesthesiology and critical care, hiroshima university hospital*

# トポロジーによる動脈内流体粒子の軌跡の算出

横山博俊

## はじめに

心臓は重さ 250g〜300 ｇにも関わらず，水の 3〜4 倍の粘性を持つ血液を全身に間断なく送り出す．これは工学的見地からみると非常に不思議な現象である．なぜなら，粘性の高い血液を，分岐する血管系を通過させ末梢へ送ることは，工学的に容易ではないからである．生体では安静時に 1 回拍出量 80 ml の血液を心拍数毎分 60 回で 1 分間位に約 4800 ml，運動時には運動家では 1 回拍出量 150 ml(非運動家では 120 ml)，心拍数毎分 120 回で毎分 18 リットルもの血液を拍出することが可能である．人工心肺装置で大きな拍出量を維持することは簡単ではないし，大動脈基部に圧負荷が発生する．心臓は粘性の高い血液を効率よく末梢に送り込む仕組みを有していると推定される．トポロジー (位相幾何学) を用いて検討をおこなった．

## 方　法

計算は ubuntu15.04 の QtCreater3.1.1 でプログラムを作成し，流体粒子の運動経路について検討を行った．数値シミュレーションモデルとして，トーラスを大動脈系と考えて，計算する場を設定した．

## 結　果

大動脈壁の変形の計算を行った．大動脈を構成する円錐台は回旋しながら進行する．

## 考　察

血液は大動脈弁から駆出され，この駆出によって大動脈基部には圧力による変形が発生する．この圧力波動は，大動脈に血管軸方向と円周方向に伸展応力を加える．従って，大動脈は軸方向と円周方向に伸展する．血管軸方向の伸展には注意が必要である．もし軸方向に直線的に伸展すると，伸展は末梢側の血管の運動を直ちに引き起こす．これでは運動の伝搬速度が無限大になってしまう．従って，圧力波動の伝播による軸方向の伸展は圧力波動の始点と終点の間にとどまるように限局させなければならない．圧力波動がまだ伝搬されていない血管を動かすことは物理的に問題である．さらに軸の伸展は一様な形式でなければならない．圧力波の始点と終点の間に伸展が収束するため，螺旋状伸展しか存在しえない．血液の心臓からの駆出によって，大動脈には軸の螺旋状伸展が発生することになる．螺旋状の伸展が選択された場合，解には右回りと左回りの 2 通りが存在する．左心室の運動によってどちらか一方が選択されると考えられる．

大動脈壁を軸方向と円周方向に非線形格子の性質を有する弾性体で構成すると考えることができる．大動脈壁内には流体粒子が満たされている．大動脈弁から拍出された流体粒子は，大動脈基部において圧波動による大動脈壁の伸展を生じ，この圧波動は壁を伝搬していく．動脈壁に内圧が加わった時に，静的な状態では以下の関係が成立する．$\boldsymbol{R_0}$ は外半径，$\boldsymbol{R_i}$ 内半径，$\boldsymbol{T_l}$ 軸方向の応力，$\boldsymbol{T_c}$ 円周方向の応力，$\boldsymbol{P}$ は血管内圧である．

$$\boldsymbol{T_l = \frac{R_i^2}{R_o^2 - R_i^2} P}$$

$$\boldsymbol{T_c = \frac{R_i}{R_o - R_i} P}$$

大動脈壁は非線形格子で構成されると考えることができるので，脈腔の中心を通る中心軸を非線形波動の軸と考えて計算することができる．大動脈腔の中心軸は直線的に運動せず，螺旋状に変形

金沢医療センター 麻酔科

するように運動する．中心軸が螺旋状に変形するから，大動脈腔も螺旋状に変形する．動脈壁のように伸展した長さと引っ張り応力の間に非線形関係がある場合，つまりフックの法則が成立していない場合，非線形波動が発生する．非線形波動の中で任意の物理的局所的な攪乱に遭遇した場合，漸近的に初期の波形，速度を回復するものをソリトンと呼ぶ．動脈系の非線形波動はソリトンと考えられ，物理的な摂動が加えられても，大きな影響を受けない．

非線形波動は伸展した部分が一塊となって末梢側で伝搬する．形と大きさを変えない波形が末梢に向かって伝搬することになる．非線形波動が大動脈に発生するということは，部分的に拡張した大動脈腔が末梢側へ移動することを意味する．拡張した部分は末梢側へ移動することによって，流体粒子を移動させる．この動脈腔内の圧力波動伝播には，液体の圧縮性が理論的に必要である．

動脈腔の空間的な変動によって，動脈腔内の流体粒子は変分法，最小作用の原理に従って移動すると考えられる．流体粒子群は系全体のエネルギー消費の最も少ない経路を通過する．変分法は始点と終点が判明している場合，経路を算出できる計算法である．流体粒子群が摩擦を起こさない経路を取るという前提があれば，圧力層の移動によって空間の変形が生じて流体粒子群が移動するため，全流体粒子の始点，終点，および移動経路が求められる．トポロジー (位相幾何学) とは，2つの図形の比較を行う場合に図形を構成する要素の置き換えを基礎においている．図形の間の対応を連続写像と呼ぶ．ここでは血流を連続写像と考えて考察する．どのような中間点も重ならない連続写像をイソトープという．血流はイソトープな連続写像に該当する． 大動脈をある一定の圧力値で区切ると，円板の集合となる．大動脈は屈曲しているので，大動脈腔の中心を通る軸に垂直に大動脈腔を分割していくため，層は完全な円板ではなく，底面に対して上面が傾斜している．流体粒子群は回旋する円錐台に対して，固体のように移動するため，流体粒子群も螺旋状に回旋することになる．最短距離を選択すると，流体粒子群のイソトープな連続写像の解は一つである．

慣性運動とは，系に存在する質点に対し，力が加えられると，質点はその後持続的に力を加えなくても，等速直線運動を永続的に行うものである．数学的な 1 次元非線形格子においても，同じ考え方が適用できる．非線形格子に最初に応力が加えられたとすると，伸展した部分はエネルギーの塊として無限遠まで伝搬することになる．非線形格子が伸展したり収縮したりすることに摩擦エネルギーのようなエネルギーの漏出が起きなければ，最初に系に加えられた伸展エネルギーだけで，そのエネルギーを無限遠まで搬送することが可能になる．動脈系のような系は広義の慣性運動系と考えることができる．

大動脈弁を介し，心臓から血液が駆出されると，大動脈基部は円周方向と軸方向に拡張することによって，圧力と同時に容積を増加させる．容積の増加分は心臓から駆出された血液の容積と完全に一致する．この時点で，大動脈には壁の物理的性質によって非線形波動が発生し，円周方向と軸方向の拡張を伴った波動が末梢側へ移動し始める．圧力によって円周方向と軸方向に伸展した部分が末梢側へ移動し始めるため，その運動に従って，流体粒子が随時運動する．この時，軸方向の伸展は伸展部分内に留められるために，螺旋状屈曲する．体積の増加した部分の連続的な移動によって，流体粒子を随時移動させる．一番尖端の部分は伸展すると，静止している流体粒子を動き始めさせる．圧力波動の伝搬によって空間が変動し，それにしたがって流体粒子が移動する．圧力がだんだん高くなる部分においては，次第に体積が増加するため，流体粒子は前方に進行する．圧力が低下し始める部位では，同時に体積が低下し始めるため，流体粒子の移動量は減少し始める．大動脈圧波形において，流体粒子の前方への移動にかかわる部分は圧力が増加し始める部分であり，圧力の増加が止まり，低下し始める部分から流体粒子は静止

し始める．

このような非線形波動による物質の運搬は津波が該当する．津波は海底の非常に急速な上昇によって，海底で圧力の非線形波動として発生し，2 方向に分かれて伝搬する．海岸に近づくと，津波は圧縮によって周りの海水を引き込んでいるため，海岸の引き潮が生じ，接近が明らかになる．津波は海面の振幅ではなく，海底の圧力変動によって探査されなければならない．津波は海水を順次移動させており，動脈系のような血液の移動を行う．

トーラスにおいて内圧 $P$ が加わる場合，壁に対し，どのような応力が加わるのかについて数理物理的に検討した．トーラスとは円を環状に動かして得られるドーナツ状の円環体である．大円の半径を $R$，小円の半径を $a$ と置く．壁の厚さを $h$ とする．小円の半径は内半径である (肉厚 $h$ を含まない)．トーラスを構成する壁には軸方向の応力 $N\theta$ と円周方向の応力 $N\phi$ が加わる．小円の中心からトーラスの回転軸までの距離を $r_0$ とする．

軸方向の応力 $N\theta$ には以下の釣り合い式が成立する．

$$\pi\left((a+h)^2-a^2\right)N\theta=\pi a^2 p$$

したがって

$$N\theta=\frac{a^2p}{((a+h)^2-a^2)}=\frac{a^2p}{(h)(2a+h)}$$

円周方向の応力 $N\phi$ は，トーラスの中心軸からの距離によって異なっている．測定ポイントと中心軸からの距離を $r_0$ とする．測定ポイントと小円の中心を結ぶ線がトーラスの回転軸となす角度を $\phi$ とすると，

$$\begin{aligned}&\pi\left((r_0+h)^2-r_0^2\right)N\phi\sin\phi\\&=\pi(r_0^2-b^2)P\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}N\phi&=\frac{(r_0^2-b^2)}{\left((r_0+h)^2-r_0^2\right)\sin\phi}P\\&=\frac{((r_0+b)a}{\left((r_0+h)^2-r_0^2\right)}P\\&=\frac{(r_0+b)a}{(h)(2r_0+h)}\end{aligned}$$

これは $a=\frac{r_0-b}{\sin\phi}$ であるからである．

以上より，以下のことが判明する．軸方向の応力よりも円周方向の応力が大きい．また，円周方向の応力は大弯側よりも内弯側で大きい．上記の式はトーラスから算出されるが，実際の動脈で複雑な変形を生じ，典型的なトーラス状態ではない．軸方向の応力 $N\theta$ も円周方向の応力 $N\phi$ も局所の主曲率 (法曲率の最大値と最小値) から求めることができる．トーラスの小円にあたる曲率半径は a であるが，軸方向の曲率半径は計算で求めなければならない．その場合，曲面の第 1 基本量と第 2 基本量から，平均曲率とガウス曲率を求めることができる．従って，血管壁の局所断片から軸方向の曲率半径を算出することが可能となる．

トーラスのパラメータ表示は

$$p(u,v)=\begin{bmatrix}(R+a\cos u)\cos v\\(R+a\cos u)\sin v\\a\sin u\end{bmatrix}$$

であるため，これから曲面の第 1 基本量 E,F,G，曲面の第 2 基本量 L,M,N を求めることができる．

これより，平均曲率 $H=\frac{R+2a\cos u}{2a(R+a\cos u)}$ であり，ガウス曲率 $K=\frac{\cos u}{a(R+a\cos u)}$ である．

すなわち，局所の主曲率は $\frac{1}{a}$ および $\frac{\cos u}{(R+a\cos u)}$ である．局所の主曲率が決定されれば，円周方向，軸方向の応力が内圧 $P$ に対応して決定される．

## まとめ

大動脈壁は非線形弾性を有し，心臓から駆出される血液によって大動脈基部に非線形波動が形成される．大動脈壁に軸方向と円周方向に伸展応力が加えられ，軸方向と円周方向に大動脈腔は拡大

する．このとき軸方向の伸展は螺旋状の形態となる．非線形波動は末梢に伝搬するため，空間変動も圧力変動と一体になり末梢へ伝搬する．大動脈腔内の流体粒子は空間変動に同期し，順次移動する．大動脈を構成する圧力層は底面に対して上面が傾いた円錐台であり，円錐台は螺旋状に回旋する．血流をイソトープな連続写像と考えることが可能であり，変分法により連続写像の経路が得られる．結果として流体粒子は螺旋状に回旋する．最初に大動脈基部に加えられたエネルギーのみで血流は維持される．動脈血流は広義の慣性運動であると言える．わずか 250～300g の心臓は，この過程によって最小の仕事量で高い粘性を持つ血液を送り続けると考えられる．

## 参考文献


1. 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-麻酔・集中治療とテクノロジー 2015 p55-64
2. 横山博俊：ラグランジュ力学 (解析力学) 動脈系への適用，及び微分可能多様体と 3 次元多様体の，動脈壁と動脈内腔への対応 麻酔・集中治療とテクノロジー 2014 p53-62
3. 横山博俊：非標準的圧縮性流体解析による心大血管系の数値流体力学 麻酔・集中治療とテクノロジー 2013 p18-26
4. 横山博俊：心大血管系の数値流体力学の問題点 麻酔・集中治療とテクノロジー 2012 p56-67
5. 横山博俊：左心室-大動脈血流モデル 麻酔・集中治療とテクノロジー 2011 p96-104
6. V.I. アーノルド：古典力学の数学的方法 1980，東京，岩波書店
7. 河田敬義編：位相幾何学 1965，東京，岩波書店
8. 田村一郎：微分位相幾何学 I, II, III 1977，東京，岩波書店
9. 日本数学会：岩波数学辞典 第 3 版 1985，東京，岩波書店
10. 日本数学会：岩波数学辞典 第 4 版 2007，東京，岩波書店
11. 山本義隆，中村孔一：解析力学 I, II 1998，東京，朝倉書店
12. H. ザイフェルト，W. トレルファル：位相幾何学講義 2012，東京，丸善出版
13. スピヴァック：多変数解析学 古典理論への現代的アプローチ 1972，東京，東京図書
14. Y.C. ファン：連続体の力学入門 改訂版 1980，東京，培風館
15. シュッツ：物理学における幾何学的方法 1987，東京，吉岡書店
16. 中内伸光：幾何学は微分しないと 2011，東京，現代数学社
17. 渡辺慎介：ソリトン物理入門 1985，東京，培風館
18. アブロビッツ，シーガー：ソリトンと逆散乱変換 1991，東京，日本評論社


**ABSTRACT**

Calculation of the trace of the fluid particle
by the topology

Hirotoshi Yokoyama


It is estimated that the heart has the system which sends viscous blood into the peripheral organization. The aortic wall has the non-linear elasticity, and a non-linear wave is formed in aortic root by blood ejected by the heart. Extension stress is increased to an axial direction and the circumference direction by an aortic wall, and the aortic cavity spreads to an axial direction and the circumference direction. The axial extension becomes in the spiral form then. The non-linear wave propagates the space change with a pressure change to the peripheral organization to propagate at the peripheral organization. The fluid particle synchronizes for space change. The pressure layer to constitute aorta is the circular truncated cone that the top surface declined for a base, and the circular truncated cone rotates in a spiral. I can regard blood flow as the consecutive representation that is isotope, and a course of continuous mapping is got by calculus of variations. As a result, the fluid particle rotates in a spiral. The bloodstream is maintained only by energy added to the aortic root first.

It may be said that the arterial flow is inertial exercise. It is thought that the heart of only 250-300g continues sending blood having high viscosity with the smallest work load by this process.


**Key word:** Hemodynamics, Spiral laminar flow, Arterial System

*Kanazawa Medical Center,*
*Division of anesthesia,*
*1-1 Shimoishibiki, Kanazawa, Ishikawa 920-8650 Japan*

## 参考図

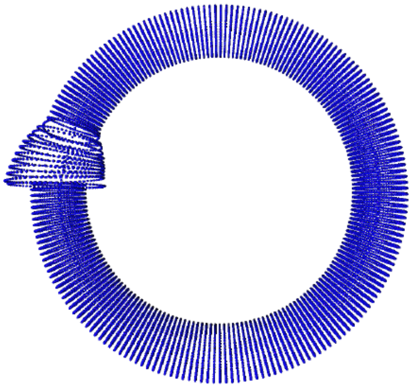


**図 1．血管壁の運動 1**

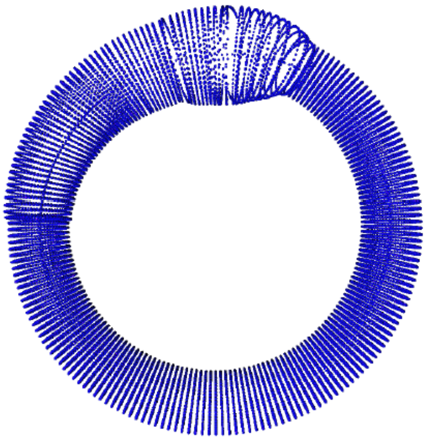


**図 2．血管壁の運動 2**

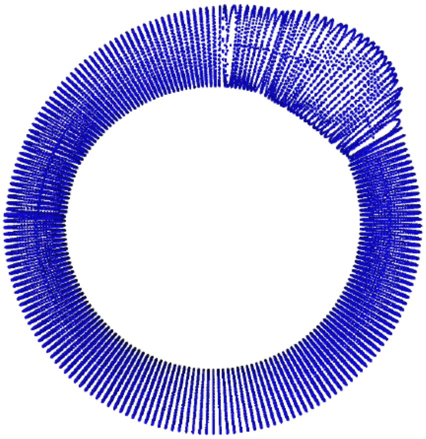


**図 3．血管壁の運動 3**

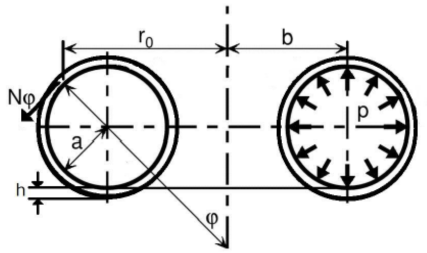



**図 4．トーラスにおける円周方向の応力**

# paperChart による 4 年目の自動麻酔記録運用<br>In house development のシステムだから可能な現実的運用

岩瀬良範，今村敏克*

## はじめに

当施設の paperChart 運用は間もなく満 4 年を迎え，総症例数も約 2 万例近い．症例経験の増加とともに，「診療録としての麻酔記録」「麻酔指導認定施設としての認定業務」(＝ JSA-PIMS への自動転送) に高い精度が必要になる．これらの課題について，これまでの開発や工夫を最大限に生かして大幅な効率化を達成したので報告する．

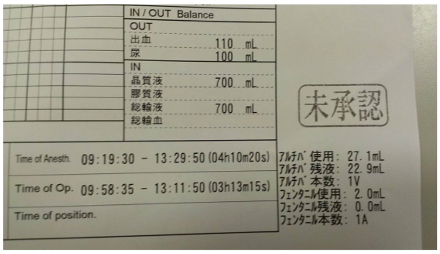



図 1a 未承認チャート

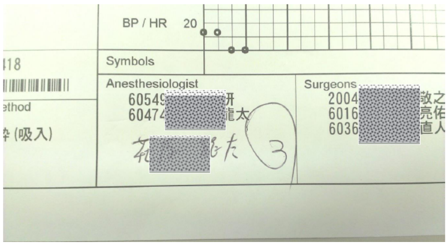



図 1b サイン済チャート

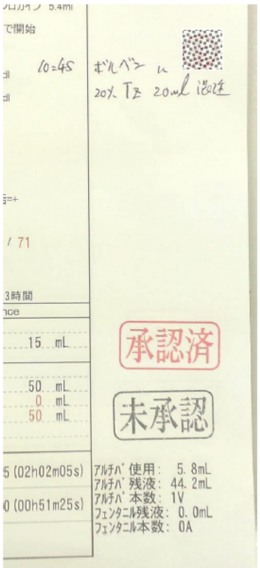



図 1c 承認済チャート

## 課題と方法

### A. 診療録としての麻酔記録

#### 1). 指導医の承認

今年より当院では初期研修医の電子カルテ診療録は，指導医の承認 (Supervisor's review) 記載が義務付けられた．麻酔記録については即座の対象とはされなかったが，「同様の手順が望ましい」とされた．現実問題，様々な記載漏れや不備が散見され，その訂正も容易ではない．そこで以下のポリシーと手順を導入した．

1. paperChart で印刷した麻酔記録は「下書き」であり，印刷者がチェックの上，サインしなければ診療録としての効力を発揮しない，というポリシー (図 1a).

2. サイン済麻酔記録は，速報のため「未承認チャート」として電子カルテにスキャナ取り込みする．(図 1b) 3.「未承認チャート」は常勤の麻酔指導医が不備を確認，加筆訂正してサインする．これを「承認済チャート」とし，確定版の麻酔記録として電子カルテに取り込む (図 1c)．同時に，必要ある場合は記載者に指導を行う．

埼玉医科大学病院麻酔科
*明海大学歯学部病態診断治療学講座歯科麻酔学分野

```
//iocnf.txt の計算部分
アルチバ使用量 mg = mnemonicDosis(' アルチバ') / 1000
$ ' #.#' ;
アルチバ使用量 ml = mnemonicDosis(' アルチバ') / 100
$ ' #.#' ;
アルチバ使用本数 = ( ((アルチバ使用量 ml / 50) +
0.9999999999999) # 1 ) $ ' #';
アルチバ残液 ml = ( (アルチバ使用本数 * 50) - アルチバ
使用量 ml ) $ ' #.#';
フェンタ使用量 mg = ( mnemonicDosis(' フェンタニル')
+ mnemonicDosis(' フェンタニル (くも膜下)') / 20 +
mnemonicDosis(' フェンタニル (硬膜外)') ) $ '#.###'
;
フェンタ使用量 ml = ( フェンタ使用量 mg * 20 ) $ '
#.#' ;
フェンタ使用本数 = ( ((フェンタ使用量 ml / 2) +
0.9999999999999) # 1 ) $ ' #';
フェンタ残液 ml = ( (フェンタ使用本数 * 2) - フェンタ
使用量 ml ) $ ' #.#';
//txtcnf.txt
//画面表示部分
y = 1700;
text = アルチバ使用:$(アルチバ使用量 ml)mL($(アルチ
バ使用本数)V);
text = アルチバ残液:$(アルチバ残液 ml)mL;
text = フェンタニル使用:$(フェンタ使用量 ml)mL($(フェ
ンタ使用本数)A);
text = フェンタニル残液:$(フェンタ残液 ml)mL;
//チャート印刷部分
x = 3125;
y = 2140;
text = アルチバ使用:$(アルチバ使用量 ml)mL;
text = アルチバ残液:$(アルチバ残液 ml)mL;
text = アルチバ本数:$(アルチバ使用本数)V;
text = フェンタニル使用:$(フェンタ使用量 ml)mL;
text = フェンタニル残液:$(フェンタ残液 ml)mL;
text = フェンタニル本数:$(フェンタ使用本数)A;
```

**図 2　制限薬物の使用量を自動計算するスクリプト**

### 2). 制限薬物

アルチバ (R) 等の制限薬物の施用量および残量は，小数点以下まで麻酔記録と同一に記載するように指導されている．単純な四則演算ではあるが，疲労時には計算間違いを起こしやすいため，paperChart 内で施用量と残量を計算し，麻酔記録上に明示 (図 1a, 1c 右下) するスクリプトを開発した (図 2).

### B. JSA-PIMS への半自動転送

本年より日本専門医機構による専門医研修プログラムが実施された．また，麻酔科標榜医申請の担当症例一覧や麻酔専門医および指導医の申請や更新のために JSA 台帳システム (JSA-PIMS) は

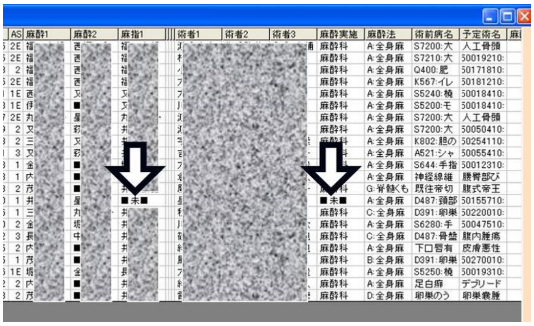


**図 3 データ縦覧用自作ソフト**
**矢印は未記入部分を示す**

重要な役割を担っている．今まで担当症例データは，paperChart と JSA-PIMS の両方に担当医が入力しなければならなかったが，今年より以下の手順で paperChart だけの入力とし，JSA-PIMS の入力を廃止できた．1. 症例データのテキストファイルを自作ソフトに読み込みデータ不備をチェックし訂正する (図 3)，2. FM.exe(ファイルマネージャー) で転送対象ファイルを単一フォルダに集め，AutoIt3 のスクリプトで JSA 転送用の XML ファイルを自動作成，3. JSA-PIMS 側で「麻酔自動記録 IF」を使用して受信し，一括確定する．

## 結　果

上記二課題は，本年 7 月 1 日より運用を開始し，現在まで比較的順調に運用できている．

## 考　察

本学会における自動麻酔記録に関する歴史は長く，開発や応用の様々な工夫が議論されてきた．四半世紀 (25 年) 以上も前には，「自動麻酔記録の自主開発 vs. 商用ソフト　の議論」が行われ，性能，費用，信頼性などほとんどの項目で，自主開発あるいは商用ともに絶対数が少なく優劣つけがたいという結論であった [1]．自主開発では，やる気満々でも Workload が増えるだけで，専従はできないので本来業務を優先せざるを得ない，わかっていても開発に割り当てる時間は少ない，一方，商用ソフトでは，必ずしも思い通りの使い勝手が

得られない，商業的に成功しなければ持続性の保証はない，等の現実がのしかかる．この状況は現在もほぼ不変である．

このような状況下で，越川正嗣氏 (故人 2011 年没) が完成度の高い自動麻酔記録システム paperChart を公表されたことは「偉業」以外の言葉が見つからない．paperChart を「コア (核) システム」として，必要なサブシステムを自主開発するという枠組みは，現代の臨床麻酔科医にとって辛うじて維持できるワークロードと感じている．

特殊標榜科である麻酔科は，麻酔科標榜医の国家申請や麻酔指導医 (現:専門医) の学会認定など，我が国の専門医制度の「はしり」であり，その申請や認定業務が「診療録に準ずる」とされる麻酔記録や，麻酔台帳に依存している．それらは，当初は手書きだったが，麻酔台帳は日本麻酔科学会の主導でほぼ電子化 (JSA-PIMS) され，麻酔記録も多くの施設で電子化されている．我々の施設でも，JSA-PIMS は導入後満 10 年を迎え約 4 万例がデータベースに収められ，自動麻酔記録も 4 年で約 2 万例が蓄積されている．

診療録としての麻酔記録は，手書きから自動麻酔記録への移行によって，過去記録の検索の容易さ，記録内容の判別しやすさが格段に向上した．一方で，モニター機器からのデータは自動的に記録されるが，用手入力が必要な項目については入力者の資質に頼らざるを得ない部分も多く，完璧を期すことの困難さを痛感していた．そこに病院の診療情報管理部門より指導医のカルテ承認の指導があり，今回のような処理手順の変更を行った．

その結果は定量的ではないが,「サインをして」,「事後に記載がチェックされ」,「必要に応じて指導」という手順を通じて，以前よりスタッフおよび研修者の取り組みの精度が向上したと感じている．

薬物投与が業務で重要な位置を占める麻酔管理において，そのエラーは重大な問題を孕んでいる．Nanji ら[2] は，277 例 3671 件の薬物投与と麻酔行為を実地と麻酔記録を照らし合わせエラーを検出したところ，277 例中 193 件で何らかのエラーがあったことを報告し，掲載号の editorial は「ゆゆしき問題」と論評している[3]．本院における指導医による麻酔記録の修正は，多くが未記入ないし記入忘れであったが，相当数があるので将来的には対処が必要だと思われる．

JSA-PIMS への自動転送を行う前までは，スタッフは 1. 術中の paperChart への一般情報の入力と，2. 術後の JSA-PIMS への入力，の二度手間をしなければならなかった．そのかわり，JSA-PIMS に医療秘書が症例の基本データを事前入力し，担当医の負担軽減に寄与していた．しかし，事前入力された症例については，JSA-PIMS 側が二重登録になるため paperChart で作成した XML ファイルを受け取らないことも判明した．そのため，JSA-PIMS サーバーを二台準備し，一台は事前入力用，もう一台はデータベース蓄積用とした．また，担当医による 2 回の入力は，必ずしも完璧でなく，麻酔中の集中力を解除した術後の入力は，術中におよぶものではない．しかし，JSA-PIMS に蓄積されたデータは，学会へ提出する年報や，専門医の受験資格や資格維持等，公印を要する提出書類の基礎データとなるため，社会的に高い精度が求められている．

このため，何としてでも paperChart から JSA-PIMS への半自動転送を実現する必要があった．その手順は方法で記した通りである．術式診断名がコード化されていないと，JSA-PIMS 側では転送されずに空欄になってしまう欠点はあるものの，自動麻酔記録症例はすべて JSA-PIMS に自動入力できるようになり，精度向上と麻酔担当医の負担軽減が実現できた．

コンプライアンスや透明性が強く求められる現代に，我々がクリアしなければならない課題は多い．麻酔記録に対しても様々な要求や課題があることがわかったが，これらの解決には paperChart という，故越川正嗣先生による In house development のシステムだから機能追加ができたため対応できた課題であると考えている．

## 引用文献


1. Fischer M, et.al.,: A Year ’s Experience Using the ARC System Anaesthetic Records and Data Management. 麻酔集中治療とコンピューター 1992: 7-17, 1992
2. Nanji KC1, Patel A, Shaikh S, Seger DL, Bates DW.:Evaluation of Perioperative Medication Errors and Adverse Drug Events. Anesthesiology. 2016 Jan;124(1):25-34.
3. Orser BA1, U D, Cohen MR.:Perioperative Medication Errors: Building Safer Systems. Anesthesiology. 2016 Jan;124(1):1-3.


### ABSTRACT

An automated anesthesia recording system with paperChart.
Fourth circular report: The practical approach with “ In house development ”.

Yoshinori Iwase[1] and Toshikatsu Imamura[2]

Our automated anesthesia recording (AAR) system has been operated since 2012 with our own “ In house development ”. As a result, approximately 20,000 cases of AAR were accumulated. Current paper reported and discussed our effort of “ In house development ” to smooth, practical and efficacious daily handlings and managements in; 1.AAR as an official medical record in educational hospital, 2. the development of automated method to transfer AAR data to anesthesia case database system (JSA-PIMS). As result of “ In house development ”, we achieved considerable automation and reduction of man power with enhanced reliability.


1. *Department of Anesthesiology, Saitama Medical University, Saitama, Japan*
2. *Department of Dental Anesthesiology, Faculty of Dentistry, Meikai University, Saitama, Japan*

# paperChart からビッグデータへのアプローチ　第二報
## — 麻酔記録のデータ縦覧と評価 —

岩瀬 良範

## はじめに

前回第 32 回の本学会において我々は，同主題で paperChart による大量の麻酔記録から AutoIt3 による csv ファイルダウンロードと，自作ソフトによる一般情報ファイルの縦覧とファイル管理の実現を報告し，これらによって自動麻酔記録をビッグデータとして扱う糸口を見出した [1]．今回，ダウンロードされた大量の csv ファイルを一般情報とともに縦覧し評価するシステムに挑戦しているので報告する．

## 方　法

次の機能を持つソフトウェアを Visual Basic 6.0 で開発した．1. 指定したディレクトリ内の paperChart 一般情報ファイル (.txt ファイル), wna ファイルから全データを 5 秒毎に書き出した csv ファイルを読み込み，2. 記録したパラメータ (血圧，$SpO_2$ など) を一覧できるようにプロットし，そのすべてに対する基本統計量 (データ数，平均，標準偏差，最大値，最小値) を算出した．

## 結　果

症例毎の各パラメータの基本統計量を縦覧，記録できるようになった．(図)

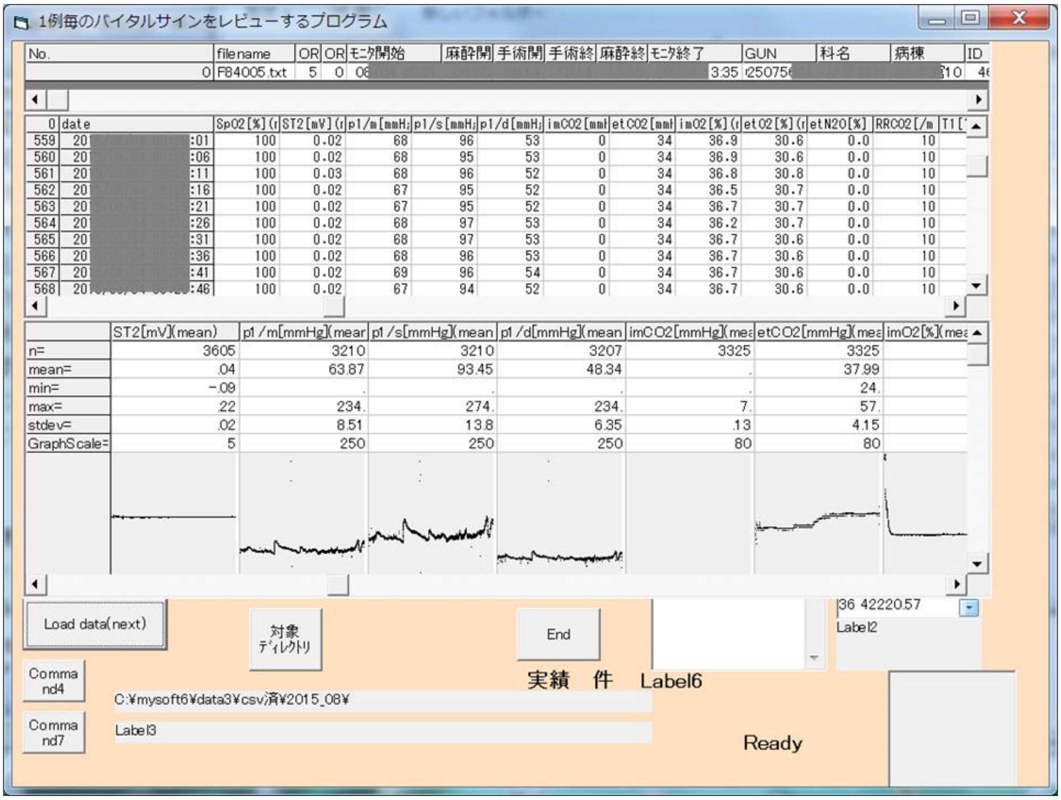



**図 全パラメータを縦覧するプログラム**

埼玉医科大学病院麻酔科

## 考　察

現在，多くの自動麻酔記録は術中記録の省力化に主眼が置かれ，電子化された記録は大半が何の処理もされないままであろう．一方，ビッグデータからは，例えば術中の低血圧持続が術後合併症や死亡率増加のエビデンスなどが示されている[2)]．単に基本統計量だけでも麻酔管理の一端を伺い知る可能性がある．現在は，基本統計量の算出に留まるが，各パラメータに対して特異的な処理方法を組み込むことで，様々な麻酔記録の評価が可能になると期待している．

## 引用文献

1. 岩瀬良範，今村敏克: paperChart からビッグデータへのアプローチ．麻酔・集中治療とテクノロジー 2015:45-48, 2016
2. Monk TG, Bronsert MR,, Hammermeister KE.et.al.,: Association between Intraoperative Hypotension and Hypertension and 30-day Postoperative Mortality in Noncardiac Surgery. Anesthesiology. 2015 Aug;123(2):307-19

## ABSTRACT

Readiness for the big data analysis
with our paperChart system.
(Second report: The way to browse big data)
Yoshinori Iwase

Current paper described the process of development software browsing entire monitoring data. As a result of browsing, we could recognize novel findings from ordinary anesthesia records. Implementing established or novel logics of filtration for the parameters in anesthesia record, we might reach new evidence for daily practice.

# 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

斎藤　智彦

## はじめに

paperChart は故越川正嗣氏が作成された自動麻酔記録ソフトウェアである．フリーソフトウェアとして公開されており，現在も多くの施設で利用されている．

越川氏が逝去された後，開発は中断されているため，2011 年 6 月に公開された最終バージョンの paperChart が対応していないモニター機器やシリンジポンプを使用することは実質的に不可能である．

今回, シリンジポンプを開発・販売しているメーカー 2 社 (大研医器，JMS) のご厚意で，外部通信プロトコルの開示と，デモ機を使用する機会を得た．これまでに解析した paperChart への薬剤データ転送プロトコルを利用し，シリンジポンプの薬剤投与情報を paperChart に送信するプログラムを作成したので報告する．

## paperChart の構成

paperChart は，バイタルチャートを表示しイベント・薬剤を入力表示するメインプログラム NV.exe を中心として，生体情報モニターなど外部機器からのデータを収集するモジュールプログラムと，NV.exe の動作環境を整えるツールプログラムから成り立っている．接続機器や施設別設定など動作に必要なパラメータは，すべてテキスト形式の設定ファイルに記述する必要がある．

麻酔記録を開始すると NV.exe は設定ファイルに記述された外部プログラムを実行する．あらかじめバンドルされている生体情報モニターおよびシリンジポンプデータ収集用プログラムも，設定ファイルに必要なパラメータとともに記述されている．

各モジュールプログラムは，DLL や OCX などの NV.exe とメモリー空間を共有するプロセスではなく，独立した単体プログラム (.exe) として動作する．このため，通信データは NV.exe との間で WM_COPDATA メッセージを利用したプロセス間通信によって処理されている．プロセス間通信に必要な NV.exe のウィンドウハンドルは, 起動時に引数として指定されるパラメータ /std_arg/ により，起動時引数として NV.exe のウィンドウハンドルと起動時刻を示す Unix Time に展開される．

外部プログラムは，ウィンドウハンドルを使用したプロセス間通信が可能であれば，記述する言語やバージョンを問わず作成することが出来る．

## 通信プログラムについて

通信プログラムは Microsoft Visual Studio Community 2013 を使用し，VC++にて作成した．同開発ツールは，フリーソフトウェアの開発者，非商用利用であれば無償で利用することができる．プログラムソースの公開を前提として同開発ツールを選択した．

NV.exe へのデータ送信は，NV.exe ウィンドウハンドルに対し，SendMessage 関数で WM_COPYDATA メッセージを指定，引数 COPYDATASTRUCT 構造体に必要なデータを設定して行った．シリアル通信処理や NV.exe へのデータ送信処理など，共通部分は再利用できるようクラス化し，それぞれの機器で処理が異なる部分と分離することで, 新たな機器に対応しやすいよう考慮した．プログラムの動作に必要なポンプ情報は, 既存のテルモ製シリンジポンプ用モジュールプログラム TP.exe が使用する terpump.txt を

独立行政法人 労働者健康福祉機構 岡山ろうさい病院 麻酔科

参考に，専用の設定ファイル pump.txt に記述するようにした．

当初，モジュールプログラムは，クーデック CSP-110 対応版 (CSP.exe) と，JMS-520 対応版 (JSP.exe) として別々に作成していたが, 設定ファイルを工夫することで，両方のシリンジポンプに対応する USP.exe として一本化した．

設定ファイル pump.txt には, 薬剤リスト, COM ポート，ポンプ ID を記述するが，JMS 製シリンジポンプでは，ポンプ ID にはポンプ側で設定した値を記載する必要があるが，クーデック製シリンジポンプでは，初期通信で固有のポンプ ID を取得するため，ポンプ ID が指定されなかった場合，クーデック製シリンジポンプが接続されていると判断するようにした．

クーデック製，JMS 製いずれのシリンジポンプの通信プロトコルも，PC 側からのリクエストに応じて, 現在の動作情報を送り返す仕様であり, ポンプを操作した際にイベントが通知される仕様ではないため，モジュールプログラムではインターバルタイマーを使用し，2 秒毎にリクエストコマンドを送るようにした．1 秒毎ではポンプの応答が間に合わない場合があり，5 秒毎では短時間での ON/OFF の切り替を確実に取得することが出来ない場合があるため，最終的にポンプとの通信は 2 秒間隔とした．

既存の TP.exe は，起動時にポンプ情報を取得できなかった場合，そのポートに接続されたシリンジポンプを認識することが出来ないため，USB-シリアル変換アダプタの不具合等で，ポンプ情報の取得に失敗するトラブルが発生することがある．本プログラムでは，指定された COM ポートのオープンの可否を 2 分ごとにチェックし，計測中に COM ポートが有効になった場合にも対応するとともに，ポンプとの接続確立のためのコマンドも 30 秒毎に送信する事で，途中でシリンジポンプの電源を入れた場合にも柔軟に対応できるようにした．

本モジュールプログラムは，CSP-110 および SP-520 の混在使用および複数台のシリンジポンプ使用に対応している．現在のバージョンではプログラム内部では接続するシリンジポンプの台数制限はしていない．オープンできる COM ポート数が実質上の上限となる．参考までに著者が実際に動作を確認した台数は 5 台である．

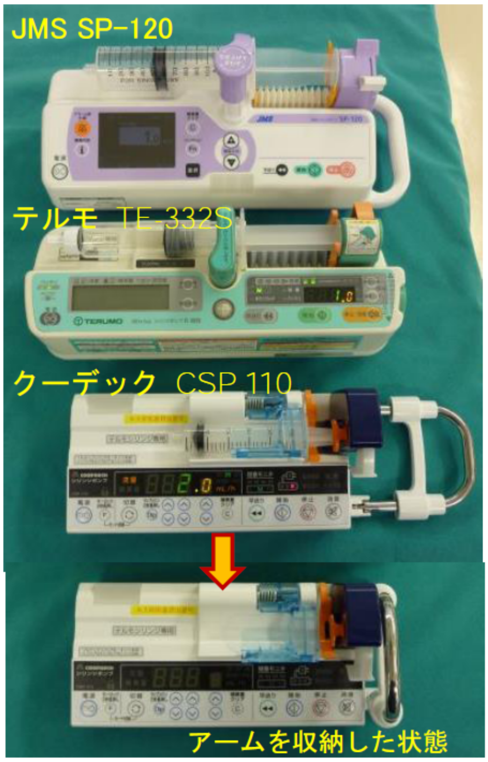



**図 1 シリンジポンプの比較**
写真は上段より,JMSSP-120, テルモ TE-332S, クーデック CSP-110. SP-120 が大きく厚みもある.TE-332S はそれなりに幅, 厚みがあるが奥行は少ない. CSP-110 は他 2 機種に比べ本体が薄い. ポンプ流量などの数値は液晶がない分 CSP110 が見やすい.CSP110 は未使用時にアームを格納できるため, よりコンパクトにクーデック CSP110 収納できる.

ポンプ一覧による動作状況の他, 個々のポンプの状況詳細はサブウィンドウ上に表示される．この画面上では ポンプの薬液情報と患者体重を元に，ポンプ流量と指定した投与量 ( μg/kg/min) を簡単に相互変換することができるため，μg/kg/min 投与モードを持たないポンプであっても，簡単に μg/kg/min で薬剤の投与量を設定することが可

能である．ポンプ用薬剤は，薬剤・薬液量はポンプ停止時に変更が可能だが，薬剤量・薬液量は，JMS SP ではポンプに直接設定された値を優先するようにした．

## 動作環境

**動作確認 OS(paperChart 関連プログラムの動作を含む)**

・Windows Xp(32bit)*,
・Windows Vista(32bit)*
・Windows 7 (32bit / 64bit)*
・Windows 8.1 (64bit)*
・Windows 10 (64bit)

* VC runtime 2013 (再頒布可能パッケージ vcredist_x64/x86) が必要

**使用可能シリンジポンプ**

・クーデック CSP-110 / CSP-100S
・JMS SP-520 / SP-120

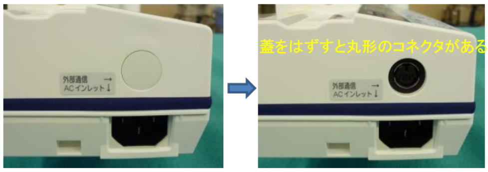
**動作確認 USB-Serial コンバータ (Windows10 確認済)**

・iBuffalo/Arvel SRC06-USB
・SANWA UC-VRS03/USB-CVRS9
・ELECOM UC-SGT1
・RATOC REX-USB60F
・MOXA Uport 2410
・HUMANDATA USB-033

## シリンジポンプの特徴

**1) 大研医器 クーデック CSP-110**

通信には機種固有のシリアル番号 (ID) が必要．ID request コマンドで ID を取得した後に使用する．通信速度は 9600bps．送受信データは ASCII テキスト．ポンプ側コネクタは 独自 DIN 5 ピンであり，PC と接続する際には，通信ケーブル IPS-100 が必要となる．同社製 CSP-100(旧タイプ) にも動作状態取得コマンドが存在するが，臨床使用中の動作保証が無いため実験的な使用に限定される．CSP-110 にはポンプ作動情報を取得するコマンドの他に，動作を制御するコマンドが存在する．




**蓋をはずすと DIN コネクターが表れる．**

**2) JMS SP-520 ／ SP-120**

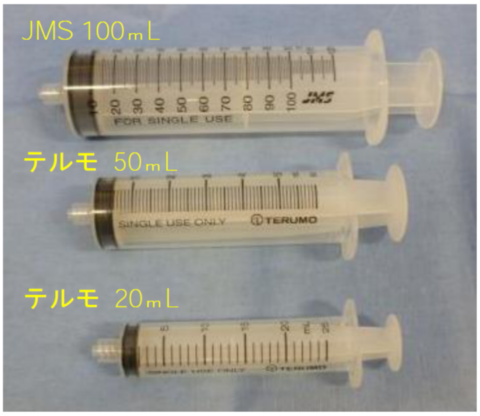
シリアル通信を行うには，ポンプ側で PC との通信設定を有効にし，ポンプそれぞれにユニークな 8 桁の機器番号を指定する必要がある．通信速度は 115,200bps で，送受信データはバイナリ．ポンプ側のコネクタは D-Sub9 メスであり，PC との接続はクロスケーブルとなる．これはテルモ製シリンジポンプ TE-332S や TE-371 と同じ仕様である．


**JMS シリンジポンプの通信状況**

現在，JMS SP-520 と SP-120 では，通信仕様は同じだが機種コードが異なるため，それぞれの機種コードで SP-520/SP-120 を自動判定するようにしているが，今後新しい機種が発売された場合，機種コードに関連した対応が必要となる．

**(参考) JMS SP-120 と 100mL シリンジ**

JMS 100mL シリンジとテルモ 50mL, 20mL を写真に示す．100mL は，やはり「大きい」．集中治療管理では便利かもしれないが，手術室での麻酔管理で 100mL シリンジが必要かどうか．100mL シリンジを使うには，今のところ JMS SP-120 を購入するしか方法が無い．




**各メーカーのシリンジ**

## paperChart からの起動

BIN に配置し，設定ファイル pump.txt を同一フォルダに配置する．dircnf.txt の「new」および「append」セクションに以下の記述を追加する．「new」セクションは「記録開始」，「append」セクションは「記録再開」にそれぞれ対応する．

ページ下部参照

シリンジポンプに関する設定ファイル pump.txt の内容は以下の通り．

次ページ参照

設定ファイル pump.txt は「薬剤情報」と「ポンプ情報」に分けられる．前半の「薬剤情報」は，既存のテルモ製シリンジポンプ用モジュールプログラム TP.exe が使用する設定ファイル terpump.txt の薬剤情報をそのまま利用できるようにした．後半の「ポンプ情報」部分に，本プログラム USP.exe が使用するポンプ情報が記載されるが，1 行に **[COM ポート番号]**,**[薬剤名称]**,**[機種コード]** と記述する．

```
new
{
    //beginCommandNewDefinition (do not touch this bookmark line)
    module = monitors¥xl.exe  /std_arg/ ;
    module = monitors¥USP.exe /std_arg/ ;     // ポンプ用モジュールを追加
    //endDefinition (do not touch this bookmark line)
    ... (略) ...
}
append
{
    //beginCommandAppendDefinition (do not touch this bookmark line)
    module = monitors¥xl.exe  /std_arg/ ;
    module = monitors¥USP.exe /std_arg/ ;     // ポンプ用モジュールを追加
    //endDefinition (do not touch this bookmark line)

    ... (略) ...
}
```

**dircnf.txt**

```
// pump.txt
// 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
// 薬剤リスト ... 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]
//   JSA 薬剤コードは省略可能．その場合区切りの?も不要
0106?ﾃﾞｨﾌﾟﾘﾊﾞﾝ1%,500,50,mg/hr,1
0106?ﾌﾟﾛﾎﾟﾌｫｰﾙ,1000,100,mg/hr,1
0202?ｱﾙﾁﾊﾞ,2,20,μg/kg/min,0.01
0306?Rb,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
0505?ｲﾉﾊﾞﾝS,50,50,μg/kg/min,0.1
ﾄﾞﾌﾞﾎﾟﾝ,50,50,μg/kg/min,0.1
ﾍﾟﾙｼﾞﾋﾟﾝ,10,10,mg/hr,0.1
ﾐﾘｽﾛｰﾙ,5,10,mg/hr,0.1

// ポンプ情報
//  [COM ポート番号],[薬剤名称],[機種コード]
//  COM ポートは，大文字'COM'の後ろにポート番号を続けて記入
// 薬剤名称は，上記薬剤リストに登録されている薬剤を記入する
// 薬剤名称に，該当する薬剤リストが存在しない場合，
// デフォルトの薬剤が選択されない状態で起動する
// 機種コードは，JMS 製ポンプの場合必要
//  機種コードが指定されていれば JMS，指定が無ければ CSP として起動
COM3,ｱﾙﾁﾊﾞ,A000001x
COM4,DOA(200)
COM5,ﾌﾟﾛﾎﾟﾌｫｰﾙ
//COM6,ﾆｶﾙｼﾞﾋﾟﾝ
```

テルモ製シリンジポンプ用設定ファイル terpump.txt と同一内容

**pump.txt**

使用する COM ポート番号は，初期設定ファイルから読み込まれた後に変更することは出来ない．薬剤名称はそのポンプで使用されるデフォルトの薬剤名を記載するが，その薬剤は前述の「薬剤情報」に記載しておく必要がある．薬剤名はプログラム起動後も，ポンプ注入停止中であればいつでも変更することが可能である．機種コードは JMS SP520/SP-120 を使用する場合に，ポンプで設定した名称を記載する．CSP-110 を使用する場合は，区切りであるコンマを含めて何も記載しない．

## 結果ならびに考察

NV.exe から実行された USP.exe を図 2 に示す．

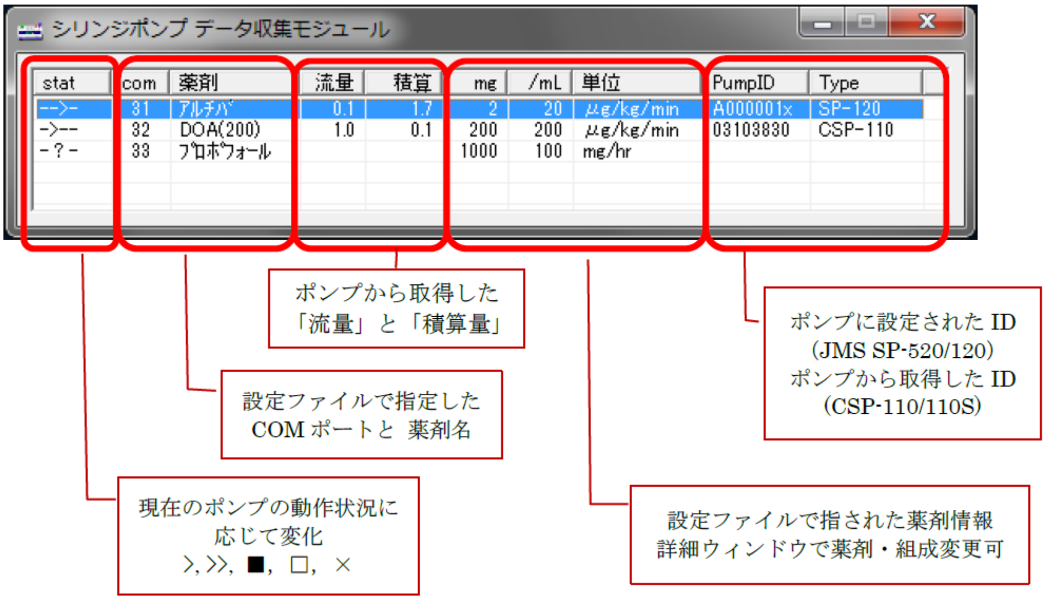



**図 2 USP.exe の出力画面**

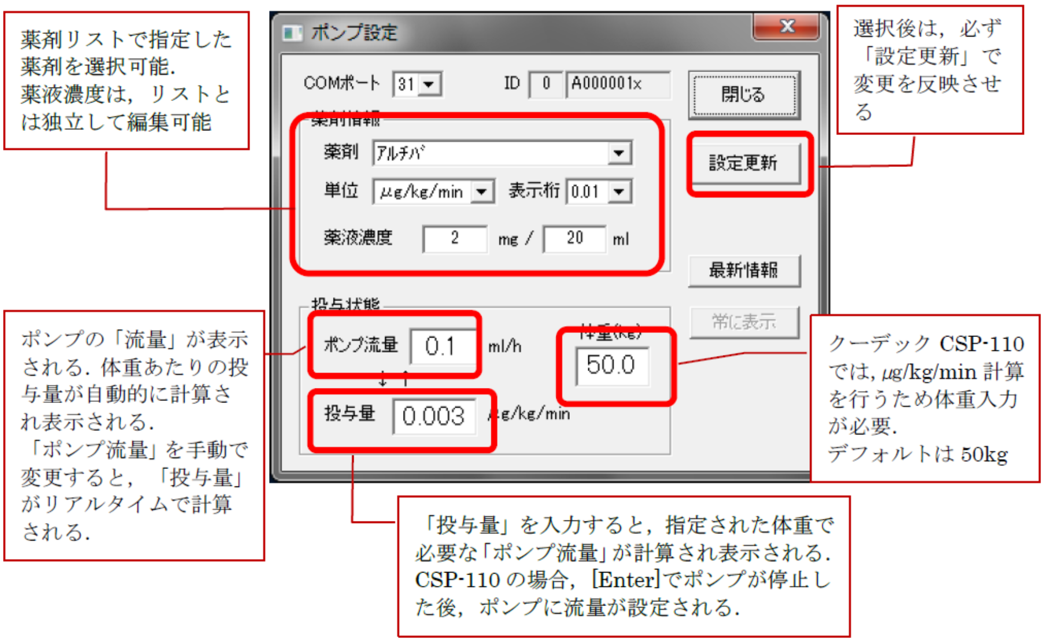



**図 3 シリンジポンプの詳細画面**

ポンプリストをクリックすることで，指定したポンプの詳細画面が表示される (図 3).

クーデック CSP-110 は, ポンプ上で μg/kg/min 設定を行うことができないが, 本プログラムを使用

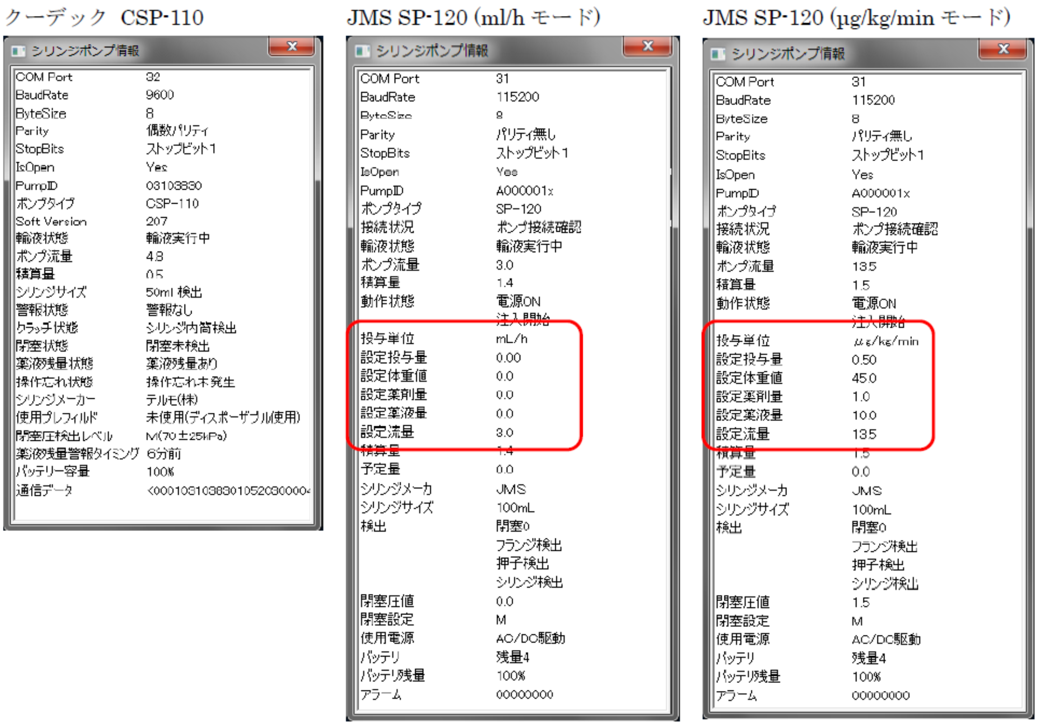



**図 4**

することで，薬剤濃度と体重から目的流量 (ml/h) の確認が簡単にでき，実際の投与量をさまざまな投与単位および流量で確認することが出来るため，ポンプ流量の変更時のリスクが軽減した．

また，シリンジポンプの各種状態を示すコマンドを実装したため，現在の設定状況やポンプの動作状況などを細かく確認することができ，利用状況の改善・プログラムのデバッグに関する情報フィードバックにも有用である (図 4)．クーデック CSP-110 JMS SP-120 (ml/h モード) JMS SP-120 ( μg/kg/min モード)

本プログラムは投与薬剤リストの編集機能は持たないが，テルモ製シリンジポンプ設定ファイル terpump.txt の内容をコピーし，ポンプ固有の情報を追加するだけで使用することができる．今後，シリンジポンプを使用する際に USP.exe だけを使用する状況が出てきた場合，薬剤情報編集機能にも対応してゆく必要があると思われる．

外部出力端子を有するシリンジポンプの種類は限られており，出力端子がある機種でも，通信ケーブル・プロトコルは各社独自規格となっている．今後市販されるシリンジポンプは，外部出力機能を有し，通信プロトコルが公開されるよう期待したい．

## まとめ

本プログラムにより，今まで paperChart が対応していなかったシリンジポンプ 2 機種（クーデック CSP-110 および JMS SP-520 / SP-120) が利用可能となった．CSP-110 は，ポンプ上で μg/kg/min 投与計算ができないが，本プログラムを使用することで簡単に μg/kg/min 投与が可能となった．

ポンプに共通する部分をクラスとして作成し，個々のポンプに対する通信部分を書き換えることで，で新しいシリンジポンプ用モジュール作成の

ための可能性が広がった．しかし，そのためには各社シリンジポンプの通信プロトコル開示が必須である．

本プログラムは paperChart.net にて公開する予定である．

**「謝辞」**

本プログラムを作成するにあたり，シリンジポンプの通信プロトコルの開示と，デモ機の無償貸与をしてくださった大研医器株式会社および株式会社 JMS には心よりお礼を申し上げます．

## 参考文献

1. 斎藤智彦．paperChart の遺志と周術期 IT の未来を考えるー開発者として何ができるかー．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. 越川正嗣．電子麻酔記録ソフトウェアの作り方 (コツと落とし穴). 日本臨床麻酔学会誌．31(5): p.755-60, 2011.

**ABSTRACT**

An interface program for syringe pump corresponding to paperChart.
Tomohiko Saito.

“ paperChart ” is a very useful anesthesia recording system. It is programmed by Dr. Echikawa. But, he had passed away suddenly in June 2011. Since then, no interface program for new device has not been made. Some syringe pumps such as COOPDECH CSP-110 and JMS SP-520/SP120 can be disclosed communication protocols. So, I had tried to program an interface program for the syringe pumps corresponding to paperChart, with Microsoft Visual Studio 2013 community. By the interface program, we have been able to use new syringe pumps (CSP-110 and JMS SP-520) with the paperChart. This interface program is scheduled to be published on website “ paperChart.net ”.

**Key word**
paperChart, syringe pump, interface program

*Japan Labour Health and Welfare Organization: Okayama Rosai Hospital, Okayama, 702-8055*

# 手術部門システムと病院電子カルテシステムとの血液ガス検査のオーダー連携の実現

澤田真如， 西山純一，鈴木利保，松本桃子*，田中紘一*

## はじめに

2015 年 5 月に当院に手術部門システムの導入が行われた．それに伴い，手術室エリア内に設置された血液ガス分析装置 (3 台) と手術部門システム (以下 部門システム)，病院電子カルテシステム (以下 HIS) の連携が求められた．今回，従来の連携方法の問題点に対し検討を行い，問題に対する改善策を立案し，当院で構築した連携方法について報告する．

## 方　法

### 当院の紹介

当院は診療科 35 科 (二次・三次救急対応)，病床数 804 床の大規模病院であり，手術室 21 室，2014 年の手術件数は 11,826 件であった．当院の採用システムは，手術部門システム PrescientOR(富士フイルムメディカル社)，病院電子カルテシステム MegaOakHR(NEC 社)，血液ガス分析装置 ABL800FLEX(ラジオメーター社) である．

### 血液ガス分析装置と部門システムについて

今回，連携を構築するにあたり，他施設の連携様式について調査を行った．調査の結果，主な連携方式は 2 種類存在した．

**・連携パターン 1**
**(血液ガス分析装置と部門システムを直結)**

血液ガス分析装置に操作端末を接続し，採血後の検体を分析装置にセットする際に，接続した操作端末で手術室内の部門端末を指定 (患者の手術室番号などを入力) することで部門システムに検査結果を送信し，部門システム内の患者情報と紐付ける方式．この方式のメリットは，1. 連携がシンプルで実績が多いこと，2. 血液ガス分析装置と部門システムが直結されているため検査結果が即時に部門システムに送信されることが挙げられた．デメリットとしては，1. 血液ガス分析装置の近傍に専用端末の設置が必要であること，2. ボタンの押し間違い (手術室の指定間違いなど) による誤った患者情報の紐付けの可能性があること，3. 検査結果は部門システムに取り込まれるが，HIS の検査情報に直接検査結果を送り込むことが困難なことが多いこと，そのため 4. 手術前後との経時的な検査結果の比較がしにくい (HIS の検査結果一覧には取り込まれないため，麻酔記録内に記載された検査結果を参照しなくてはならない) ことが挙げられた．

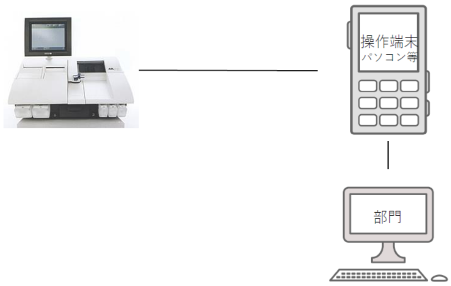



図 1．連携パターン 1

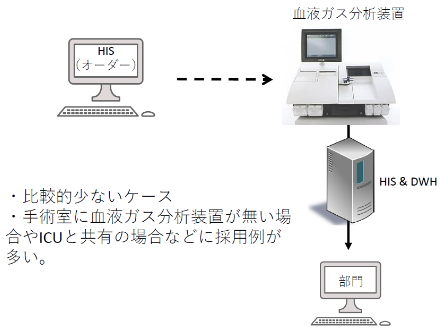



図 2．連携パターン 2

東海大学医学部医学科外科学系麻酔科
*東海大学伊勢原情報システム部伊勢原情報システム課

**・連携パターン 2**
**(検査自体は HIS で行い，HIS に取り込まれた結果のみ部門システムに取り込む)**

検査とそのオーダーは HIS で一般的な血液ガス検査と同様に行い，HIS や Data ware House(DWH) に取り込まれた結果のみを部門システムに連携する方式．メリットとしては，1. 血液ガス分析装置近傍に専用端末を設置する必要がないこと，2. 検査結果は全て HIS に集約されているため，手術前後と手術中の検査結果が時系列で並び，推移が参照しやすいことが挙げられる．デメリットとしては，急変で対処を急ぐことが多い手術中において，病棟での検査と同様に HIS 側のオーダーが必要であり，結果も HIS に取り込まれ更に部門側に取り込まれるまで待つ必要があるなど，手間や時間がかかることが挙げられた．

以下に連携パターン 1 と 2 の比較一覧を示す．

**連携パターンの比較**

| | 連携パターン 1 | 連携パターン 2 |
|---|---|---|
| メリット | 血液ガス分析装置と部門システムを直結<br>連携がシンプルで実績が多い<br>検査結果が即時に部門システムに送信される | HIS 検査オーダーで行い結果のみ部門システムに取込む<br>分析装置周囲に専用端末を設置する必要がない<br>HIS に結果が残り経時的な結果の比較がしやすい |
| デメリット | 分析装置の近傍に専用端末の設置が必要<br>操作間違いによる誤った患者情報の紐付けの可能性<br>HIS に検査結果を取り込むことが困難 | 手間や時間がかかることが多い |

**当院での連携にあたって**

当院は二次・三次救急を行っているため，全身状態が悪い患者の手術を行うことがあり，また大規模手術に伴い大量出血が生じることもあるため，血液ガス検査においては特に検査スピードへの要求が強い．そのため，連携方法としてはパターン 1 を採用することを考慮したが，採用にあたって「ボタンの押し間違いによる誤った患者情報の紐付けの可能性」が問題視され，改善を検討した．検討の結果，患者が入室している手術室内の部門システムからオーダーを発行し，患者が入室している部屋のプリンタから検査情報を含むバーコードの発行し，そのバーコードで検体の分析装置への登録をすることで誤った患者情報の紐付けが生じる可能性を回避できると考えられた．部門システムからのオーダーが可能か部門システムメーカーと HIS メーカーを含めて検討した結果，部門システムと HIS の血液ガス検査のオーダー連携において前述の改善策が可能と判断されたこと，検査結果を HIS から部門システムに取り込むとしても部門システム側でのデータの取得が十分なスピードが維持できること (約 1 分以内) が技術的に確認できたため，この方針を採用した．

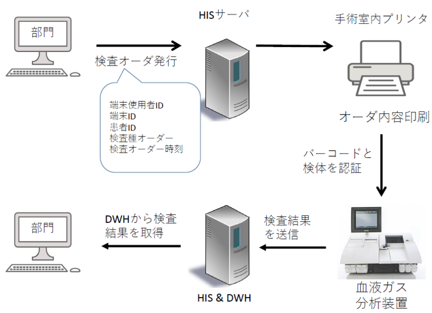



**図 3. 当院血液ガス連携システム**

## 結　果

部門システムから血液ガス検査のオーダーがで

き，患者が所属している手術室内のプリンタから患者情報と検査情報を含むバーコードの発行が行えるようになった．構築後の連携確認でシステム的な問題がなく実行でき，バーコードによる血液ガス分析装置への検体の登録により連携パターン1で懸念されたような人為的なミスによる患者情報の誤った紐付けは，システム導入後11ヶ月の現時点までででは生じていない．当連携方法で重要視した検査測定に関わる時間 (採血オーダーから採血後に検査結果記入し終わるまでを計測) についても部門システム導入の前後で比較を行ったが，システム連携前は平均269秒 (測定55回の平均)，システム連携後は平均231秒 (測定42回の平均) と約38秒の短縮を認めた．また，副次的な効果として病院事務より1. コストの取り漏れがなくなったこと，2. 記録の取り漏れが少なくなったなどの報告があった．導入後の問題点としては，部門システムからの血液ガス検査オーダーの発行はHISの機能を使用しているため，HISのシステムを起動していないとバーコードが発行されないことが挙げられたが，運用開始後の1-2週間程度の慣れにより，この問題の発生はほとんどなくなった．

**機能実現にあたって**

実現には部門システムにHISの検査オーダー形式の命令文を送信する改修が必要であった．また，HISについても部門システムから命令文を受信する改修が必要であった．今回はたまたま当院が部門システムの導入とHISシステムの更新の時期が重なったため，両システムの改修要望が受け入れられたが，HIS側が更新時期ではなかった場合は稼働しているHISに変更を加えることになり，予期せぬ不具合があった場合には病院全体の業務に支障を可能性があるため，要望の受け入れは困難であったと思われる．

## 結　語

部門システムとHISの連携により，血液ガス検査で結果の紐付けが確実で，スムーズなオーダーが可能な連携の構築ができた．血液ガス検査の結果はHIS側に集約でき，コスト漏れや記録未記載などが生じず，周術期を通して結果の比較や推移の確認が容易になった．

## 参考文献


1. 惣谷昌夫, 吉川武樹, 土手健太郎, 他：血液ガスデータをWebを利用して手術室へ転送するシステム 検体の移動に関する問題点と各種データ転送方法の検討：麻酔・集中治療とテクノロジー：101-104 , 2012
2. 木村美智子：集中管理システムによる血液ガス分析装置 一元管理の効果と今後の課題 管理システムRAPID Commを活用して :機器・試薬 37(2)：172-176 , 2014

# 正常胸部誘導の心電図波形を考察する．

田中 義文，小川 雅巳，山崎 康夫，福島 弘子

## はじめに

心電図診断において ST セグメントおよび T 波は心筋虚血の程度を示す重要な指標であり，基線 (TP 間隔) と同じ高さで水平な ST セグメントが記録されていれば正常だと診断される．しかし，この理屈は標準四肢誘導のみで適応され，胸部誘導では $V_6$ 誘導以外では適応されない．正常心電図であっても $V_1$ 誘導から $V_5$ 誘導までは QRS の直後から陽性 T 波の上昇曲線を描き，厳密な意味で ST セグメントとよべるものはない (図 1)．本稿では心電図理論を従来のベクトル興奮の考え方ではなく，純粋な電気回路の現象とみなして，胸部誘導において上向する ST セグメントの性質を明らかにしたので報告する．

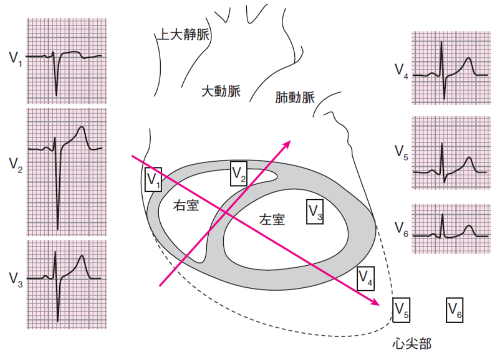



**図 1 正常胸部誘導心電図と電極位置関係**
$V_1$ 誘導は除いて、$V_2$ から $V_5$ 誘導では ST セグメントがなく、QRS 波の終了時より T 波の上向線を描く．また，$V_2$ より $V_6$ 誘導までの T 波の波高は減衰している．水平な ST セグメントとして認識できるのは $V_6$ 誘導のみである．

## 方法と結果

### 1) 体表心電図測定原理と解釈．

図 2A に II 誘導の体表心電図測定原理を示す．心電図計測は体幹の細胞外電位差を測定するものであり，右肩電極 (R) は心内膜側細胞外電位を反映し，左足電極 (F) は心外膜側心尖部の細胞外電位を反映する．細胞内外のイオン濃度差で生じる膜電位は電位が真逆の関係であることが知られており，細胞外電位は心筋活動電位の反転波形になる．同図心室シェーマでは心内膜側心筋だけが脱分極状態を灰色で示し，心外膜側心筋の白色部分は静止状態を示す．したがって，心内膜側細胞外電位はーに，心外膜側細胞外電位は＋に帯電する．R 極のー電位が心電計のー端子に入力されるために出力信号は＋となり，R 波の上向部分が形成される．心外膜側心筋に興奮がたどり着くと，周囲の細胞外液相の電位もーに帯電し，R 波の下降線を描く．従来より言われて来た心筋を貫く興奮電流が陽性棘波の R 波を形成するのではない．一電

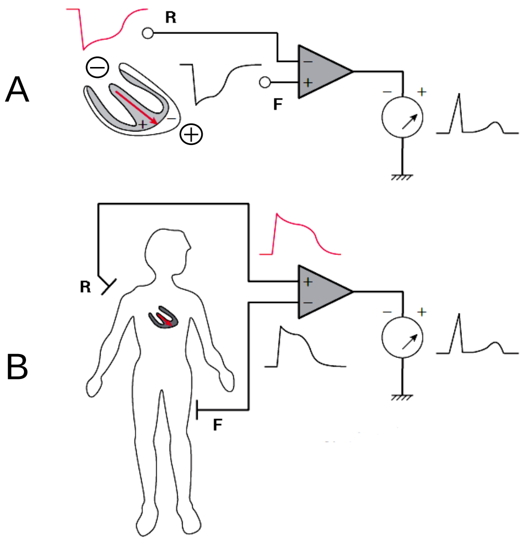



**図 2 II 誘導の心電図測定**
A: 体幹の細胞外電位差を測定する体表心電図．
B：心電計の極性を逆にすると，心筋活動電位で描ける．赤は心内膜側，青は心外膜側を示す．

草津総合病院　麻酔科

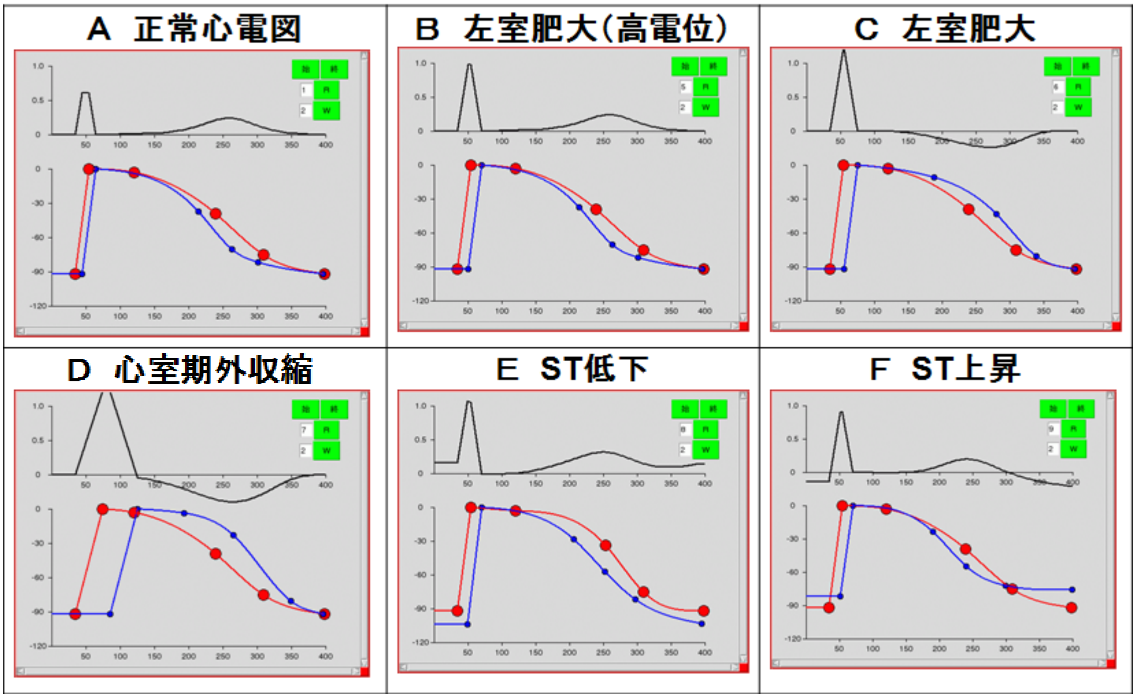



**図 3 心内膜側活動電位より心外膜側活動電位を引いた心電図シミュレーション**
各図の赤線は心内膜側，青線は心外膜側活動電位を示し，その上に引き算結果 (心電図) を示す．A：正常，B：左室高電位，C：左室肥大，D：心室期外収縮，EST 低下，F：ST 上昇 (本文参照)．文献 1) より引用．

位の反転出力という考え方では理解し難いため，図 2B に示すように，心電計端子を逆にすると心筋活動電位を表示することができる．このことから，体表心電図第 II 誘導とは，心内膜側活動電位から心外膜側活動電位を引き算した結果が表示されていることが分る．

**2) 心内膜側活動電位より心外膜側活動電位の引き算結果が体表心電図になることの妥当性．**

図 3 は電極間電位の差が心電図を示すことのシミュレーション解析の結果である[1,2]．心筋活動電位の 0 相を直線に，それ以後，再分極終了時までを 5 点補間のスプライン曲線で補間し，心内膜側活動電位を赤色，心外膜側活動電位を青色で表示し，それぞれの差電位を黒線で上図に示した．補間点は丸印で示し，マウスで任意に移動できる．

**図 3A：**正常心電図は心内膜側心筋が興奮すると短時間の内に心外膜側心筋に興奮が伝播する．そのために 0 相どうしの時間幅が狭くなり，R 波の波高も低くなる．活動電位 2 相である平坦相は電位が一致する部分が多く重なり，水平な ST セグメントが形成される．心電図の基線と ST セグメントは同じ電位であっても，前者は心筋の静止状態，後者は心筋の収縮状態と，全く異質のものであることに注意してほしい．3 相の再分極は心外膜側心筋より始まり，心内膜側心筋の脱分極状態が最後まで持続するために陽性 T 波を形成する．

**図 3B：**左室肥大になると，心内膜側，心外膜側の興奮伝播時間が延長する．そのため 0 相の間隔が遅延し，R 波の波高が高くなる．

**図 3C：**更に左室肥大が進行すると，心外膜側心筋の活動電位が遅延し，高電位と共に，心外膜側心筋より前に心内膜側心筋の再分極が始まる．そのために T 波が逆転する．

**図 3D：**心室期外収縮は Purkinje 細胞伝導を使わ

ず，近接心筋間伝導で興奮が伝播するために心筋の内膜外膜間の伝導遅延が非常に大きい．そのために大きな QRS 波形と共に活動電位 2 相が一致しなくなり，ST セグメントの形成がなく，すぐさま逆転 T 波を作る．

**図 3E：**ST 低下は細胞内 ATP 枯渇により IKATP が作動し，心外膜側細胞内静止電位が下がる．その結果，心電図基線が正常だとみると，ST セグメントが低下して見える．

**図 3F：**心筋虚血が高度になると，障害側心筋の静止電位が上昇する．その結果，基線が正常だとみると，心電図では ST 上昇になる．以上，図 2A に示す体表心電図の発生原理は従来のベクトル興奮理論では言及できなかった ST セグメント，T 波の性質をも一元的に説明できる理論であることが分る [2)]．

**3) 胸部誘導の測定法と解釈．**

胸部誘導の測定法を図 4 上図に示す．本来ならば，＋電極は胸部誘導電極に，－電極は R，L(左肩電極)，F の 3 電極を 5K Ωの抵抗を介して平均電位 (M) を作成するが，心筋活動電位を表示するために図 2B の表記法に従った．心室興奮の順序を考えると，始めにに心内膜側，次に心尖部，最後に左室側壁の順になる．したがって，M は図 4 下図左端に示すように，R，F，L の順に時相が遅れ，M の 0 相は緩やかな上昇線になる．また，3 相の再分極線も R 極電位の影響を受けて，最もなだらかで遅くに再分極が完了する．胸部誘導 $V_1$，$V_3$，$V_6$ も同様の順に心外膜側に興奮が伝播すると考えられ，図 4 下図に時相を考慮して，それぞれの活動電位，その下に電位差 (体表心電図) を表示した．

$V_1$ は M の上昇直後に現れ，その上昇勾配は M より大きい．そのために引き算すると大きな S 波が形成される．2 相の電位の一致も少なく，再分極は最も早いと考えられ，ST セグメントを形成することなく，大きな陽性 T 波を作成する．$V_3$ の 0 相は M より遅れて出現するが，その上昇勾配は M より大きいので途中で交差する．そのため

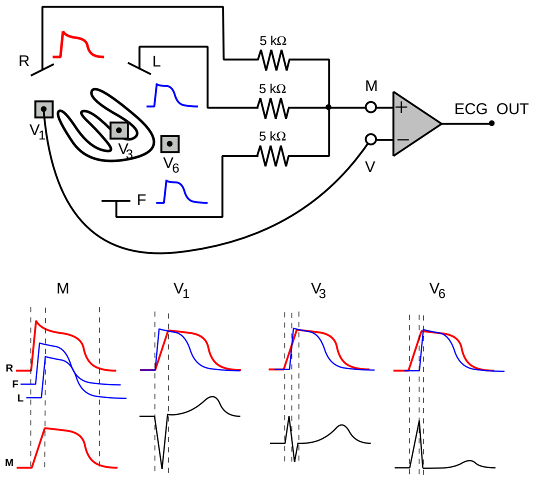



**図 4 胸部誘導発生メカニズム**

ECG アンプの＋－入力端子を逆に接続して心筋活動電位で表示している．R(赤), L(青), F(青) は四肢誘導電極．それらの信号を 5 K Ωの抵抗で接続して平均電位 (M) を得る．下段は M 電位波形，$V_1$, $V_3$，$V_6$ 波形を示す．M の 0 相勾配は V 誘導よりなまる．そのため引き算すると S 波から R 波まで変化する．また M と V との再分極の時間差により ST セグメントは右上がり陽性 T 波から水平陽性 T 波に変化する．同じく T 波の波高も低くなる．

RS 波が形成される．2 相の一致点は $V_1$ より多くなる．また，3 相の再分極線は M に近づくが，M を越えることはない．その結果，なだらかな上昇曲線と背の低い陽性 T 波になる．$V_6$ 誘導は M の 0 相終了時点で 0 相が始まる．そのために R 波になる．2 相の一致も多く，水平な ST セグメントが形成される．3 相は当然 M より早く陽性 T 波が形成される．

## 考　察

一般に標準四肢誘導を双極誘導，また胸部誘導を単極誘導とよんでいる．その意味は，R，L，F の三電極の平均電位 (M) を基準電位として固定化し，胸部誘導電極を単極誘導とみなす考え方から派生してきた．しかし，胸部誘導も電気回路的には双極誘導で計測しているのであって，胸部誘導を単極誘導とよぶのは間違いである．また，平均電位はアース電位のように固定した電位ではな

く，心筋活動電位と同じく，脱分極で大きく変動する．

シミュレーションの $V_1$ 波形は大きな S 波と大きな T 波という結果になったが，実際の $V_1$ 波形は偏平した陽性 T 波となる．その原因は，実際の $V_1$ 波形には心内膜側細胞外電位 (R 電極) 成分が含まれ，M の R 成分が部分的に相殺されることによる．極端な例をあげると，R 電極を F 電極と同じ位置にして $V_1$ 誘導を計測すると，II 誘導の逆転波形，すなわち大きな S 波と逆転 T 波が観測できる．すなわち小児や女性の正常心電図に似ることから類推できよう．

典型的なジギタリス効果の場合，ST セグメントは始めに下降線をたどり，その後，陽性 T 波のために上向線を描く．すなわち盆状 T 波である．この場合，$V_2$ から $V_5$ までは平坦な ST セグメントを描き，$V_6$ のみが著明な盆状 T 波を示す．この理由は，心内膜側活動電位の 2 相がジギタリス効果で電位低下をおこし，M と胸部誘導の 2 相が重なるためと考えられる [2]．

ジギタリス効果以外にも $V_2$ から $V_5$ 誘導の範囲で水平な ST セグメント，始めに下降，そして上向きの 2 相性の T 波が出現する場合がある．それらは非特異的 ST 変化と診断されるが，心肥大や虚血性変化など一歩踏み込んだ診断が必要かもしれない．

ST 上昇や ST 低下の診断に重要な J 点についての評価は従来通りの診断法が適応できる．

結論としては, 胸部誘導では標準四肢誘導で行っている ST セグメントや T 波の診断基準は原理的には通用しない．正常心電図であれば，ST セグメントはなく，QRS の直後から T 波の上昇曲線を描くのが正しい．心内膜側電位 R の代わりに平均電位 M を選んだための副作用の結果である．そのような予備知識でもって，再度図 1 の $V_6$ 誘導を見て頂きたい．決して水平な ST セグメントとは判断できず，T 波の上昇曲線を示している．

## 参考文献

1. 田中義文：http://nsa.kpu-m.ac.jp/gijutu/new-ecg/new-ecg.php，心室心電図簡易シミュレーションプログラム
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.

## ABSTRACT

Evaluation of upward concave slope ST segment in precordial lead

Yoshifumi Tanaka, Masami Ogawa, Yasuo Yamazaki, Hiroko Fukushima

Normally, the ST segment may be on the position of the baseline in limb leads, but it depicts upward concave slope in $V_2$ lead and it decreases the slope as changing toward to $V_6$ lead. We revealed a mechanism of making upward sloping ST segment which is the side effect of the central terminal voltage (M) in measuring precordial mode.

ECG (II lead) is a simple result of subtraction the action potential of the epicardium (F lead) from the endocardium (R lead).

In the precordial recording mode, the mean voltage (M) of R, F and L signal is selected, which has the slowest slope in 0 phase and the longest depolarization time. Hence, the subtraction result of $V_3$ makes RS pattern, upward concave slope ST segment and tall T wave. However the action potential of $V_6$ has the latest depolarization period and the 2nd phase has sufficient consistency with that of M. For that reason, the result of $V_6$ makes R wave, almost flat ST segment and small T wave.

**Key Words:** ST segment, Precordial lead, Mechanism, Epicardial potential, Endocardial potential.

*Department of Anesthesia, Kusatsu General Hospital*

# 国際シンポジウムとパルスオキシメーター
## –第 4 回 IAMPOV (Innovation and Application of Monitoring Perfusion, Oxygenation and Ventilation)–

菅井直介

IAMPOV 国際シンポジウムは数年おきに開かれている国際学会であり，2012 年にエール大学で開かれた第 3 回大会では昨年の米国麻酔テクノロジー学会 (STA) の会長でもあった Dr K. H. Shelly が会長をつとめておりSTA とは深い関係がある．学会の名前は長いが，人々は "I am POV." と親しみをこめて呼んでいる．

今回の第 4 回は，2015 年 10 月 2〜4 日聖路加看護大学で宮坂勝之先生の主催で内外の麻酔科医を含む臨床医，研究者，企業関係者などを集めて開かれた．JSTA からは橋本悟先生と私のみの出席であったが，JSA およびアジア欧米の麻酔科医の多くの発表があった．

10 月 2 日夕の開会式では翌 10 月 3 日が 104 歳の誕生日にあたられた日野原重明先生による「My 80 - year involvement with medical devices」と題する英語による講演が行われた．

日野原先生は京都大学の真下俊一教授のもとに，循環器内科 (第 3 内科) の研究室で学ばれた．真下教授はケンブリッジ大学で生物学を学ばれ，わが国の医用電子のパイオニア，循環器病学および循環器病学雑誌の創始者でもある．真下教授の回診には物理学教室の講師を伴われたそうである．医用電子また JSTA の開祖ともいえる真下，日野原先生の医用電子とのかかわりを知ったのは私にとって重要な日となった．

日野原先生は真下教授のもとで食道マイクにより心房音を録音され結果を American Heart Journal に投稿されたが，その採否を知られたのは第二次大戦をはさんで戦後 1953 年にエモリー大学に留学された時で，Systolic gallop rhythm として P.D.White の教科書にも引用されていたそう

湘南藤沢徳洲会病院麻酔科痛みセンター

**図 1 左会場の聖路加看護大学，後ろに聖路加病院**

**図 2 日野原重明先生 文献 1) より引用**

**図 3 IAMPOV の法被で参会者と話す日野原先生 2015 年 10 月 2 日聖路加病院 橋本悟先生撮影**

である[1,2,3]．

日野原先生とは私が 1963 年に名古屋で医師国家試験を受けた時の口頭試問の試験官として初めてお会いし，後に日野原先生主催の Life Planning Center による UCLA 救急シンポジウムで山村秀夫先生と共に二日間にわたってお手伝いすることになった前夜にホテルオークラで親しくお話をすることができた．

JSTA の名誉会員であられる日本光電の青柳卓雄博士のパルスオキシメーターの原理発見と最初の臨床応用はここでも大きなトピックであり，今回 IEEE のメダルを受賞されたことが紹介され，また初期の pulse oximeter の実物も展示されていた．青柳博士は新たに 5 波長を用いてノイズを減らし測定精度を上げる装置の原理と開発された機器を発表された．また青柳博士は 2013 年，STA の J.S. Gravenstein Award も受賞されている．

とくに最近では術後などの酸素投与において，conservative oxygen therapy が推奨されてなるべく高濃度の酸素を投与しないことが行われるようになっているが，$SpO_2$ が高値のときの $SaO_2$ との乖離が問題となっている．パルスオキシメーターの精度がさらに改良されることは重要な点である．

沼田克雄先生会長の 1989 年第 9 回臨床麻酔科学会には，青柳博士に講演をお願いし，諏訪邦夫先生と共に「麻酔の教育と安全」という本に収録し，博士の最初の総説的な発表となった[4]．

この学会では今後の課題として患者にコンタクトなしでのモニタリングなどが発表された．

次回は 2020 年にロンドンで開かれるが，JSTA からも多くの会員の出席が望まれる．

またこの学会では青柳博士を世界に紹介された UCSF の Dr. John Severinghaus の後継者である Dr. P.E. Bickler が scientific committee で大きな活躍をされていた．

今回の学会で聖路加国際病院を始めて訪ねることができた．1902 年 (明治 35 年) 米国人宣教師医師 Dr. Rudolf B. Teusler によって創立され，関東大震災，戦災，サリン禍も乗り越え，キリスト教の理想のもとに旧アメリカ領事館もあり，Teusler 旧邸も保存されているこの墨田河畔で医療を提供している病院を築いてきた人々の努力の跡をたどることができたのも大きな収穫であった．

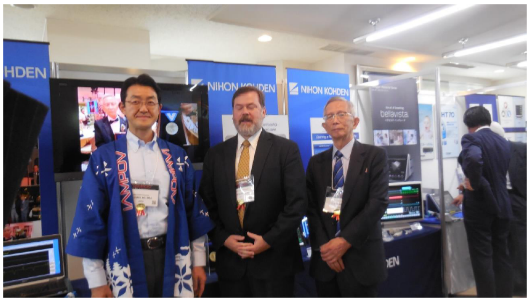


**図 4 日本光電荻野弘明社長， MGH Dr. Julien Goldman ，青柳卓男博士**

**図 5 青柳卓雄博士の IEEE 受賞記念展示 前左が初期の pulse oximeter ( OLV500 )，その右は新しい 5 波長のパルスオキシメーター，そして記念メダルと賞状**

IEEE （Institute of Electric and Electronic Engineers）Medal for Innovations in Healthcare Technology

2015　TAKUO AOYAGI

"For pioneering contributions to pulse oximetry that have had a profound impact on healthcare."

**J.S. Gravenstein Award of STA**

**2013 - Takuo Aoyagi, MD**, for his discovery of the principle behind the pulse oximeter

**図 6 青柳卓男博士の受賞**

## 引用文献

1. Program Syllabus, 第 4 回 IAMPOV シンポジウム 2015 年 10 月 2〜4 日 東京聖路加看護大学
2. 日野原重明：1941 年に投稿した論文の行方 (上) 104 歳，私の証 あるがまま行く，朝日新聞 be on Saturday 2016 年 4 月 23 日 p9
3. 日野原重明：1941 年に投稿した論文の行方 (下) 104 歳，私の証 あるがまま行く，朝日新聞 be on Saturday 2016 年 4 月 30 日 p9
4. 青柳卓男：パルスオキシメーターの誕生とその理論；諏訪邦夫，菅井直介 編「麻酔の教育と安全」克誠堂出版，東京 1990 pp 60 - 73

**ABSTRACT**

The 4th IAMPOV(Innovation and Application of Monitoring Perfusion, Oxygenation and Ventilation) International Symposium and Pulse Oximeter

Naosuke Sugai

The 4th IAMPOV International Symposium was held at the St. Luke Nursing University in Tokyo from Oct. 2-4, 2015 under the auspices of Dr. Katsuyuki Miyasaka of the University. For the opening session, Dr. Shigeaki Hinohara, of the University, who became 104 years of age on Oct. 3, 2015 and a practicing cardiologist, talked on “My 80-year involvement with medical devices”. He developed a prototype esophageal stethoscope and recorded atrial beat submitting the paper just before the Pearl Harbor to the American Heart Journal and found it published when he visited Emory University in 1953. He also found his paper quoted in the P.D.White’s textbook on cardiology as systolic atrial rhythm.

Dr. Takuo Aoyagi, the inventor of the pulse oximetry was also honored and he talked on and demonstrated his multi wavelength oximeter. New horizon was shown in the field of the medical electronics as sensing the vital signs by camera. The meeting was a real success attracting attendants worldwide including many from Japan and the neighboring countries.

*Department of Anesthesiology, Shonan Fujisawa Tokushukai Hospital, Fujisawa, Japan*

**Key words:**
IAMPOV, Dr. Shigeaki Hinohara,
Dr. Takuo Aoyagi,
pulse oximetry, atrial sound

# バルン型酸素投与装置の開発

薊 隆文

## はじめに

酸素投与が必要な患者の移動には，通常酸素ボンベが使用される．ところが，酸素ボンベは，重く，取り扱いにある程度の習熟が必要で，残量が分かりにくい．落下による患者・医療者の外傷，ボンベ・流量計の破損，さらには酸素不足や，バルブの開放・投与忘れなど，酸素ボンベに関連したインシデント・アクシデントが少なからず報告されている (表1).

表1 酸素ボンベに伴うインシデント・アクシデントの報告

| 原因 | インシデント・アクシデントの内容 |
|---|---|
| 残量 | • 初めから空あるいは使用中に空になることによる低酸素血症 |
| 重量 | • 落下・転倒による足の骨折<br>• 落下・転倒による圧力計・流量計の破損 |
| 形状 | • 落下・転倒による圧力計・流量計の破損<br>• 二酸化炭素ボンベ（緑）と誤認（酸素の配管：緑） |
| 使用方法 | • ボンベコックの開き忘れ、流量計未確認による低酸素血症 |
| その他 | • MRI室でボンベ使用による事故<br>• ボンベの破裂による死亡事故 |

ヒヤリハット事例集 - 医療機器センター
https://www.jaame.or.jp/kanren/hiyari01.html より一部抜粋

パルスオキシメータは，近年，非常にコンパクトになり，現在は救急・手術室などの臨床現場にとどまらず，広く一般にも普及している．医療従事者はもちろん慢性呼吸器疾患の患者がいる家族であれば一般人でも，その使用方法や評価方法については習熟している．こうした背景があれば，酸素投与装置はある程度原始的であっても十分に臨床使用に耐えうる可能性がある．そこで，簡易軽量なバルンを用いた酸素投与装置を試作しその妥当性の一部を検討した．

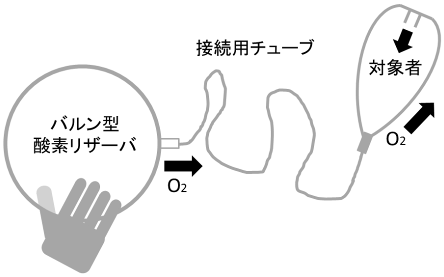



**図 1 バルン型酸素投与装置**
バルン型酸素リザーバに接続用チューブを装着し，その先に経鼻酸素カニューラ・酸素マスクなどを接続する．バルンの大きさで容量を，接続用チューブの長さと径で流速を調整できる．酸素投与時は医療者がバルンを押す．

### バルン型酸素投与装置の仕様と原理：

**材質がビニール・ゴムなどのバルン型酸素リザーバと接続用チューブからなる単純な構造である．バルンの大きさで容量を，チューブの長さと径で流速を調整できる (図 1)． バルンに接続用チューブを装着し，さらに経鼻カニューラ，あるいは酸素マスクを装着する．バルンへの酸素の充填は酸素ボンベ，あるいは中央配管から行う．患者への酸素投与時は医療者がバルンを圧迫することで行う．**

## 方 法

直径約 30 cm のビニールボールに直径が 5.3 mm と 3.3 mm の胃管を用い，長さを 120 cm と 90 cm として計 4 種類のチューブを接続し先端は開放とした．このバルンと接続チューブだけのプロトタイプに対して，投与時の流量，酸素の充填に要する時間を測定・計算した． 流量は，重量計の上にバルンをのせ，さらにその上から感覚的に違和感のない力で圧迫すると，重量計は約 2.5kg と表示した．そこで重量計の値が 2.5kg になるように用手的な力をほぼ一定になるようにしてバルンを押し下げ一定時間に放出された酸素を水上置換で収集して流量を計測した．充填はバルンから

名古屋市立大学看護学部病態学 (麻酔学)

接続用チューブを外して，麻酔器から接続用コネクタを介してバルンに直接接続し，6L/分と酸素フラッシュのそれぞれで行った．

## 結　果

バルン型酸素投与装置を用手的に一定の力(重量計で 2.5kg) で押した時の, 直径 5.3 mm・長さ 120 cm, 直径 5.3 mm・長さ 90 cm, 直径 3.3 mm・長さ 120 cm, および直径 3.3 mm・長さ 90 cm の流量は, それぞれ 3.8 L/分, 4.7 L/分, 0.7 L/分, および 0.9 L/分であった．充填に要した時間は, 6 L/分で 135 秒, フラッシュで 19.5 秒であった．

## 考察と結語

感覚的に違和感のない力でバルンを押して，チューブの長さと径で，通常必要な酸素流量をコントロール可能なことが示された．用手圧迫の強さによってさらに調節は可能である．充填時間は短時間で緊急時にも即座に対応可能である．ベッドの移動時間は通常短時間であり数十 L の容量があれば十分と考えられる．当院では救急外来から CT 室，ICU から CT 室，そして手術室から最上階の 17 階まで，実測した移動時間はすべて約 3 分であった．直径 30 cm のバルンの容量は計算では約 14 L である．3 L/分とすると持続時間は約 5 分であるが，直径 50 cm であれば容量は約 65 L になり，持続時間は 20 分以上になる．用手的に酸素を投与するので，呼吸同調式デマンドバルブのように，患者の呼吸に合わせて吸気のみに投与すれば持続時間はさらに長くできる．吸気と呼気を仮に 1：2 として吸気のみに投与すれば，計算上は持続時間を約 3 倍に延長できる [1]．もっともよく使用される 3.4 L 型の酸素ボンベとの比較を表 2 に示す．

安全性については，軽量で落下にともなう事故の懸念はなく，流量計もないため破損の心配もない．金属を使用しないため MRI 室でも使用可能

**表2　ボンベとの比較**

| | | 3.4L型酸素ボンベ | バルン型酸素投与装置 |
|---|---|---|---|
| 仕様 | 容量 | • 約500L | • 直径30cm：約14L<br>• 直径50cm：約65L |
| | 流量調節 | • 流量計 | • 接続チューブの長さと径<br>• 用手圧迫 |
| | 大きさ・重さ | • 10×65cm<br>• 7kg | • 直径30cm～50cm<br>• ＜500g |
| 安全性 | 残量の確認 | • 計算が必要※ | • 一目瞭然 |
| | 取扱 | • 習熟が必要 | • 極めて簡単 |
| | 破損・事故 | • 落下によるバルブ・流量計の破損<br>• 足の骨折　など | • 破損しても修復が容易 |

※　ボンベ容積（3.4L）×圧力計指示値（MPa）×10＝酸素ガス残量
（1気圧＝1013hPa≒0.1MPa）

である．一目で残量が分かり，用手圧迫で投与するため，酸素の残量が空であったり，流量が「0」であったりする恐れもない．バルンの内容が酸素であることは確認できないが，小型のパルスオキシメータで $SpO_2$ を測定しながら使用すれば安全性も確保できる．

仕様が単純であるため，使用法は極めて容易であり，誰でも操作可能である．また，万が一不具合 (バルンの穴，チューブの閉塞など) があっても原因は即座に判明し修復も迅速である．また，単純であるがゆえに軽量で安価である．

単純・軽量・安価であり，病院内だけでなく，山岳医療のような病院外の医療現場でも有用性が期待できる．また，災害時の外傷者の同時・多数発生時や，パンデミック時の病院への多数患者搬送時への対応も容易である．このようなときには液体酸素が用いられることもあるが特殊な装置が必要であり，充填がやや困難でもある [2]．リザーバ付のマスク，アンビューバッグ，順次ガス供給装置 [3] などとともに用いれば持続時間をさらに延長できる可能性もある．

高濃度酸素による引火のおそれを最小限にするため，材質や形状の検討，実際の臨床現場での検討が必要であるが，パルスオキシメータが広く使用される現在において，酸素の投与時間が限定されている状況においては，この単純な酸素供給装置でも十分に安全に使用できるものと考えられる．

**本研究の要旨は，第 33 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 (2015.11. 高松) において発表した．**

## 引用文献

1. Bower JS, Brook CJ, Zimmer K, Davis D. Performance of a demand oxygen saver system during rest, exercise, and sleep in hypoxemic patients. Chest. 94: 77-80, 1988.
2. Ritz RH, Previtera JE. Oxygen supplies during a mass casualty situation. Respir Care. 53:215-24, 2008.
3. Slessarev M, Somogyi R, Preiss D, Vesely A, Sasano H, Fisher JA. Efficiency of oxygen administration: sequential gas delivery versus "flow into a cone" methods. Crit Care Med. 34:829-34, 2006.

### ABSTRACT

Development of a balloon type
oxygen delivery device
Takafumi Azami

Oxygen cylinders are usually used for movement of a patient in a hospital. However, incidents and accidents of the oxygen cylinders related to the weight, the shape, the materials, the opening of the valve, or the flowmeter are not a little reported. We made a new oxygen delivery device and examined a part of the validity, which consists of a balloon and a tube, and which is used by manual squeezing when oxygen is given to patients.

Materials and methods:

A balloon (vinyl ball) of 30 cm in diameter connected a tube (gastric tube) of 5.3 mm or 3.3 mm in diameter and 120 cm or 90 cm in length were used for measuring oxygen flow rate. The balloon was squeezed so that a weight scale indicated around 2.5 kg when the balloon was pressed to the scale. The oxygen-filling time was measured using oxygen flash valve or 6 L/min of flowmeter.

Results:

Flow rate of 5.3 mm in diameter and 120 cm in length, 5.3 mm and 90 cm, 3.3 mm and 120 cm, and 3.3 mm and 90 cm were 3.8 L/min, 4.7 L/min, 0.7 L/min, and 0.9 L/min respectively. The oxygen-filling time was 19.5 seconds from a flash valve and 135 seconds from 6 L/min of flowmeter.

Discussion and conclusions:

Oxygen flow rate can be regulated by diameter and length of the tube, and the squeezing pressure of the balloon. The duration of the flow can be extended using a balloon with larger diameter. The device could be used in emergency and outside of hospitals. Accidents related to falling never happen because of the weight, those related to flow hardly happen because of the simplicity of the specification. If only a pulse oximeter is used, its safety will be secured.

**Key words:**
oxygen cylinder, oxygen delivery system

*Department of Pathophysiology (Anesthesiology)*
*School of Nursing / Graduate School of Nursing*
*Nagoya City University*

# カフ圧自動調節器カフキーパーの自動調節範囲

余語 久則

## はじめに

気管チューブのカフ圧は 30 $cmH_2O$ を超えると気管粘膜の血流を阻害する[1] とされる一方，20 $cmH_2O$ 以下に下がると分泌物等の誤嚥による人工呼吸器関連肺炎のリスクが高くなる[2] ことが指摘されており，20〜30 $cmH_2O$ に保つことが推奨されている[3]．そえゆえ繰り返しカフ圧を調整することが必要とされているが，カフはエアーを注入しても経時的に少しずつ抜けてしまう上，調整のためにカフ圧計を接続する際にカフ圧が低下することが報告されている[4]．近年，使用可能となったカフ圧自動調節器カフキーパー (徳器技研工業株式会社，大分) は電源不要で，手動のポンプ駆動ハンドルを用いてエアーを充填・排出するカフ圧自動制御装置であり，適切なカフ圧管理を可能とすることが期待される．今回，その精度と自動調節能の範囲について検討した．

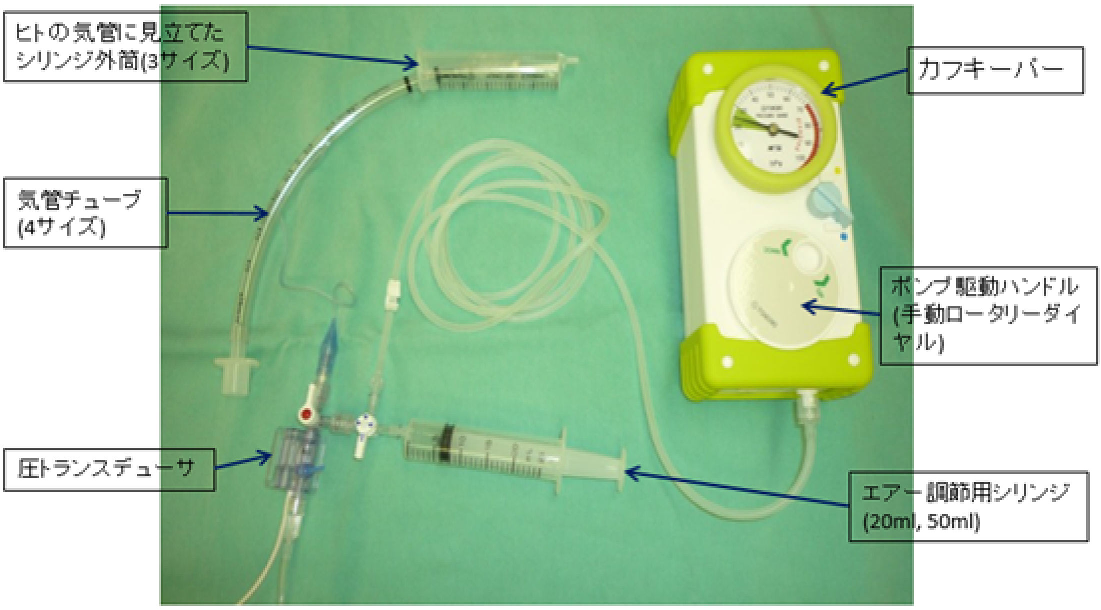



**図 1 実験回路図**
2 つの三方活栓は実験に合わせて向きを変更

## 方　法

1．カフキーパーと圧トランスデューサ (エドワーズライフサイエンス，東京) を接続し，ポンプ駆動ハンドルで大気圧から 10 hPa ずつ 60 hPa まで加圧してトランスデューサから得られる圧 (mmHg) と比較 (図 1)．

2．カフキーパーと圧トランスデューサおよびエアー注入用の 50 ml シリンジを接続し，大気圧から 10 ml ずつ 120 ml までエアーを注入して圧を測定．

3．気管チューブのカフ部をヒトの気管に見立てたシリンジの外筒の中に入れ，カフキーパーと気管チューブとカフのエアー調整用の 20 ml あるいは 50 ml シリンジを接続し，カフ圧が 24 hPa

豊見城中央病院　麻酔科

となるよう設定．エアー調整用のシリンジを用いて 20 ml までは 1 ml ずつ，その後は 5 ml ずつエアーを増量あるいは減量した時の圧を測定．気管チューブはテーパーガード (コヴィディエンジャパン) の 4 サイズ (6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm)，気管に立てたシリンジ (テルモ) は 3 サイズ (10 ml ＝内径 15.8 mm，20 ml ＝内径 20.2 mm，30 ml ＝内径 23.1 mm) を用い，6 種類の組み合わせで測定.

## 結　果

1. カフキーパーのアナログ表示の圧 (hPa) とトランスデューサから得られるデジタル表示の圧 (mmHg) は単位を換算すると一致していて，カフキーパーの示す圧が信頼できる数値であることが示された (図 2).

2. エアーの注入量が 30 ml から 60 ml の範囲で，カフキーパーが示す圧とトランスデューサから得られる圧は一致して適切とされる 20〜30 $cmH_2O$(　hPa) のカフ圧を示した (図 3).

3. 気管チューブとシリンジの組み合わせ合計 6 種類で測定をしたが, どの組み合わせでもエアーの増減が 16 ml 以内であればカフ圧は 20〜30 $cmH_2O$ の範囲内に維持された．また 2〜3 ml のエアー増減であればカフ圧は 24 $cmH_2O$ を維持した (図 4).

## 考　察

通常，成人の気管チューブのカフ圧はエアーの注入量の 1 ml の増減でも少なからず変動するが，カフキーパーはカフ圧を適切とされる範囲内に維持できるエアー注入量の変化範囲を最大 30 ml とすることができるカフ圧自動制御装置であった．通常，成人で用いる気管チューブサイズと病的でない気管内径の組み合わせであれば，カフキーパーを用いると，カフ圧の初期設定を 24 $cmH_2O$ とすれば，16 ml 以内のエアーの増加や減少が起きてもカフ圧が容易に望ましい範囲に自動調節される可能性が示唆された.

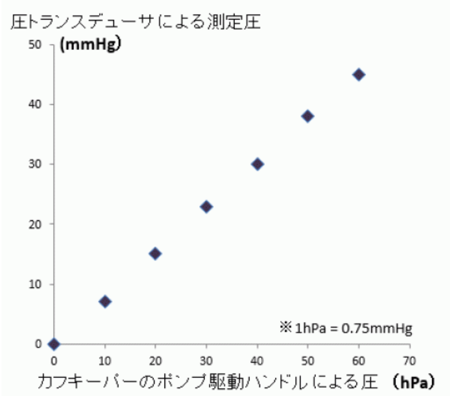



**図 2．ポンプ駆動ハンドルで 10 hPa ずつ加圧した時の圧トランスデューサによる測定圧**

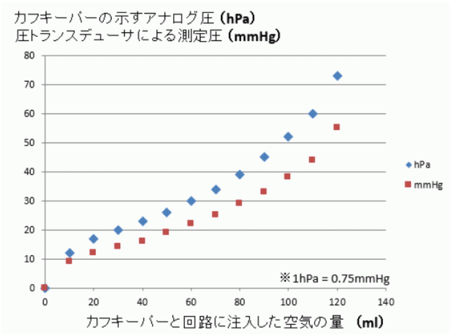



**図 3 カフキーパーに 10 ml ずつエアーを注入した時のカフキーパーの示す圧と圧トランスデューサ測定圧**

近年の研究で集中治療室において適正範囲外となるカフ圧の変動が日常的に起きていること [5] や，体位変換によりカフ圧が上昇すること [6] などが証明されている．一方，カフ圧の持続モニタリングは，人工呼吸管理を 48 時間以上受けた患者で人工呼吸器関連肺炎をほぼ半分に減らし [7]，間歇的なモニタリングに比べても人工呼吸器関連肺炎を減らした [8] と報告されていることから，カフキーパーが人工呼吸管理されている患者の合併症軽減に貢献することが期待される．特に電源を必要とせず，どこでも手軽に用いることができるたという特徴を持つゆえ，電源の不安定な国・地域で有用かもしれない.

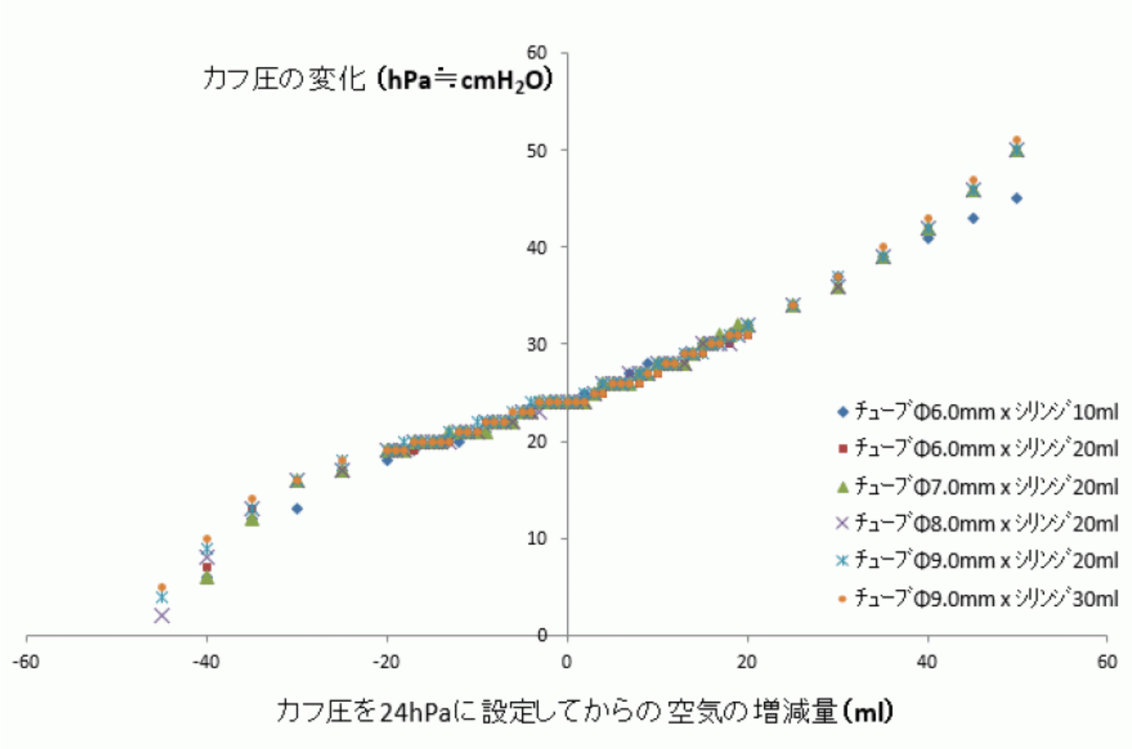



**図 4 カフキーパー使用時のエアーの増減による気管チューブのカフ圧の変化**

しかしながら，自動調節と言ってもカフ圧を一定に保つ構造ではなく，ある程度の範囲でカフ圧の変化を吸収して適切とされるカフ圧の範囲内に保とうとする装置であるゆえ，その自動調節能には限界がある．また，今回の研究はヒトの気管に見立てたプラスチックの筒を用いており，実際のヒトの器官とはエアーの量や圧の変化による影響が異なる可能性がある．さらにカフ圧の急激な変化に追随するのに必要な時間は不明であり，今後，臨床上の有用性を確認していく必要がある．

## まとめ

一般的に，気管チューブのカフは経時的に少しずつエアーが抜けたり，体動で圧が変化したりするとされているために定期的な調節が必要とされているが，カフ圧自動調節器カフキーパーを用いるとポンプ駆動ハンドルによる簡便な手動操作でカフ圧が容易に望ましい範囲に自動調節される可能性が示唆された．

## 引用文献


1. Seegobin RD, et al. Endotracheal cuff pressure and tracheal mucosal blood flow: endoscopic study of effects of four large volume cuffs. Br Med J (Clin Res Ed). 1984;288(6422):965-8.
2. Rello J, et al. Risk factors for developing pneumonia within 48 hours of intubation. Am J Respir Crit Care Med. 1999;159(6):1742-6.
3. American Thoracic S, et al. Guidelines for the management of adults with hospital-acquired, ventilator-associated, and healthcare-associated pneumonia. Am J Respir Crit Care Med. 2005;171(4):388-416.
4. Asai S, et al. Decrease in cuff pressure during the measurement procedure: an experimental study. Journal of intensive care. 2014;2(1):34.

5. Nseir S, et al. Variations in endotracheal cuff pressure in intubated critically ill patients: prevalence and risk factors. European journal of anaesthesiology. 2009;26(3):229-34.
6. Lizy C, et al. Cuff pressure of endotracheal tubes after changes in body position in critically ill patients treated with mechanical ventilation. American journal of critical care : an official publication, American Association of Critical-Care Nurses. 2014;23(1):e1-8.
7. Lorente L, et al. Continuous endotracheal tube cuff pressure control system protects against ventilator-associated pneumonia. Crit Care. 2014;18(2):R77.
8. Nseir S, et al. Continuous control of tracheal cuff pressure and microaspiration of gastric contents in critically ill patients. Am J Respir Crit Care Med. 2011;184(9):1041-7.

## ABSTRACT

Autoregulatory adjustment range of Cuff-Keeper, a new tracheal tube cuff self-regulatory inflator

Hisanoi Yogo

It is recommended to maintain endotracheal tube (ETT) cuff pressure (Pcuff) within range of 20 - 30 cm$H_2O$. CuffKeeper (CK; Tokukigikenkogyo, Oita, Japan) is designed to control Pcuff only by handling rotary dial without electricity.

We analyzed CK pump pressure validation with a pressure transducer (TD) and tested CK auto adjustment function using 4 sizes of ETTs with 3 sizes of sheath of syringe as the simulated plastic tracheal model.

The values from CK and TD consistently matched. With 30 - 60 ml of air infusion by a syringe, both CK and TD showed 20 - 30 hPa which is the appropriate range of Pcuff. We evaluated 6 combinations of ETT size and the tracheal model. Inflation or deflation of 16 ml air maintained the Pcuff within 20 - 30 cm$H_2O$ and CK showed autoregulatory efficacy of Pcuff at 24 hPa with air inflation/deflation within 2 - 3 ml.

These results support potential usefulness of the CuffKeeper, which is easily operated with manual handle, although it is not capable of holding Pcuff strictly at the same pressure. However, its usability when patients cough and move is unclear, which requires further studies to conclude clinical usefulness and limitations of this device.

**Key words:** Cuff-Keeper, cuff inflator, tracheal tube cuff, cuff pressure

*Dept of Anesthesiology, Tomishiro Central Hospital 25 Ueta, Tomigusuku, Okinawa, 901-0243 Japan*

# ソフトバッグ用簡易輸液残量アラームの試作

井本 眞帆，小川 雅巳，山崎 康夫，福島 弘子

## はじめに

手術中の輸液の管理は難しい．どの製剤を選び，どのくらいの速度で入れるかも難しいが，輸液を絶やさないという事も，案外難しい．注意している間は中々無くならないのに，油断して少し目を離すと，すぐに空になってしまう．

当院では脊椎の手術ではMEPのモニターを行うため，筋弛緩薬・吸入麻酔薬の使用を避ける必要があり，TIVAでの管理が必須である．

TIVA中のメインルートの途絶は麻酔薬投与の中断を意味し，術中覚醒の原因となる．また中断した輸液の再開時には，回路内に貯留した麻酔薬が一気に流入して血圧低下などを引き起こす危険もあるので，以前から，特にTIVAの管理のためには輸液途絶警告のアラームが必要と感じていた．

**自作を思い立った動機**

『麻酔・集中治療とテクノロジー2013』で，東兼充先生が『メーカーへの改造依頼により実現した麻酔科医専用点滴アラーム』を報告されていた．メーカーと交渉して製品を改良させるという行動力に感心したが，私の望む機能とは少し違うなと感じた．

執刀前の抗生剤投与や，大量出血時など，滴下速度を速くしている場合，滴下が無いことに気付いても，すでに輸液は空で，回路内まで空気が入ってしまっている．東先生の『てんてきくん』は滴下筒にセンサーを取り付ける形式であり，うまく作動しても輸液の交換が間に合わず，回路内まで空気が入ってしまうことが予想される．滴下筒より下の回路内まで空気が入った場合，空気を抜く操作が必要になり，アラームの意義が半減してしまう．

また，今後の課題として挙げられているが，滴下筒が水滴で曇ると正しく滴下を認識できないとのこと．当院では輸液製剤は保温庫で加温しており，滴下筒はすぐに曇ってしまうので，正しく作動しない可能性が高い．また，滴下監視すきま窓がせまいということで，滴下の目視がしにくいようであるが，個人的には滴下筒が見えないと滴下速度の調節がしにくく，好ましくないと感じる．

やはり，輸液の流れではなく，輸液の残量不足それ自体を知らせてくれるアラームが必要だと思

**図1．3 × 10 cmのプラ板と洗濯挟み**

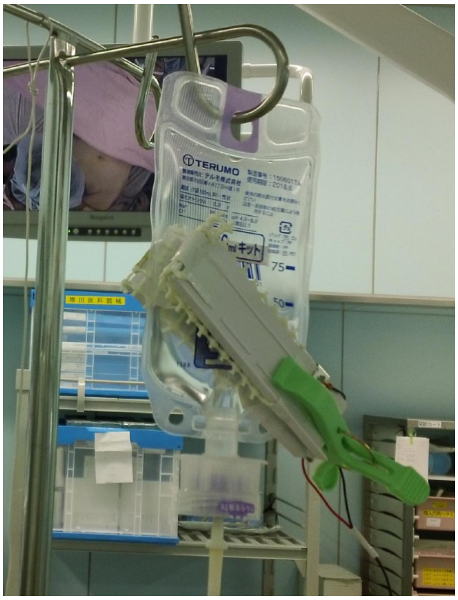



**図2．図1での簡易輸液残料アラーム**

草津総合病院 麻酔科

い捜してみたが，適当な製品が見つけられなかったので，やむを得ず自分で作ることにした．簡単に，かつ安価にとのコンセプトで試作した．

## 方　法

### アラーム音源

最初の問題はアラームの通知方法であった．通電して電球を点灯するだけなら容易であるが，やはり音を出さなければアラームとしては役に立たない．適当な音源を捜し求めて行き着いたのが100円均一ショップの目覚まし時計及び防犯ブザーであった．

電池のマイナス極に導線をビニールテープで固定することで絶縁も兼ね，電池受けの電極にも導線を当てて電池を挿入した．絶縁の状態にやや不安があったが，導線の先を接触させたときのみ通電することが確認できた．

この方法であれば通電している間しか電池を消費しないのでエコロジーにも優れている．注意点としては，目覚まし時計の時刻を合わせる必要は無いものの，通電すると針が進んでいくので，時々はアラームをセットしなおす必要がある．

### 圧センサー

当院の採用する輸液製剤はすべてソフトバッグなので，今回はソフトバッグの製剤専用とし，内圧をチェックすることで残量を検出する方法を考えた．簡便に内圧を計る方法として，電極をつけたクリップで輸液製剤を挟み，クリップが閉じ，電極が接触したら通電してアラームを鳴らすクリップ式のセンサーを考案した．

### 試作１号機　図１，２

実際に輸液バッグを挟む事で残量に応じた内圧を反映するのか，また，どの程度の力で挟むのが適当かを探るための実験用として製作した．

挟む圧を分散するため 3 × 10 cm 程度のプラスチック板を２枚用意し，蝶番代わりのビニールテープで連結した．内面には100均で購入した滑り止めを貼り，連結側の根元にアラーム電極を取り付けた．

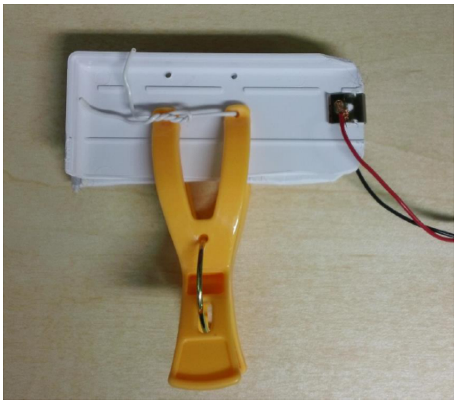


**図３．横長のプラ板で，挟み方を直角に変更**

**図４．プラ板を加工し，挟みと一体化**

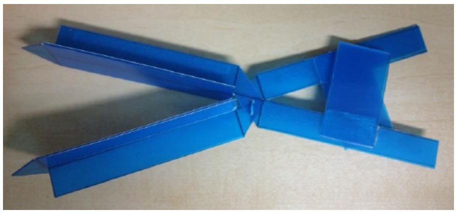


**図５．自作の挟み**

**図６．自作の挟みの実装**

２枚のプラ板で輸液を挟み，その上から洗濯ばさみで挟むことで圧を加えた．プラ板での挟み方や洗濯ばさみの種類や数を変えて実験をし，上手くいけば 100ml，500ml の両方の製剤で残量 20 ml～50 ml 程度で作動することを確認した．

**試作２号機　図３**

１号機は取り付けに手間がかかり，不安定であったので，構造を単純化するため，横長のプラ板で輸液バッグを下から挟む形状にし，センサー電極を横に取り付けた．機能としてはまずまずであったが，電極がぎりぎりバッグにかからない程度に中央寄りに付けなければうまく作動せず，点滴ボトルの差込口に洗濯ばさみが来て邪魔になった．

**試作３号機　図４**

スリム化を目指し，より細いプラ板を使用した，電極を後方に取り付けるようにしたが，構造が複雑になりスムーズに動かず，目指した性能は得られなかった．

**試作４号機　図５，６**

３号機の改良型として，100 均で購入したプラスティック板で鋏型のクリップを製作し，後方に電極を取り付けた．輸液への取り付け時に両手で開く必要があり，また大きくなりすぎたため材料が脆弱で形状が保てず断念した．

**試作５号機　図７，８**

電極を後方に取り付けるモデルが２点ともうまく行かなかったので，電極をクリップ先端に取り付けた．クリップ部分の大きさ，強度を得るため，100 均で購入したプラスチック板を三角形の筒状に加工し，大型の洗濯ばさみを取り付けた．検出の成績はよいが，嵩張る点と，噛み方が浅いと電極が輸液バッグに掛かってしまい，作動しない点が難点であった．

**試作６号機　図９，10**

コンパクトにするためには，電極はやはり後方につける必要があると考えた．取り扱いも片手で出来なければ使いにくいので，洗濯ばさみの様に持ち手部分を摘んで開くことができる構造を考えた．プラスチック板の加工では無理だったので，挿管チューブに付属してくる使い捨てのスタイレットを曲げて試作した．

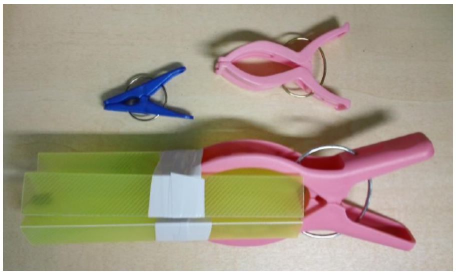


**図７．自作の挟みの実装**

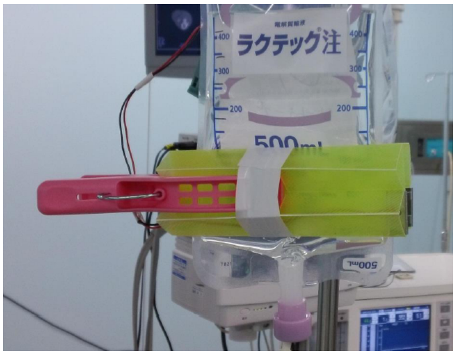



**図８．自作の挟みの実装**

**図９．スタイレットを加工して輸液挟みを作成**

構造を具体的に検討するための試作だったが，結果的に軽量コンパクトで扱いやすく，十分に腰があって圧に負けることなく輸液バッグを挟みつけることができた．輪ゴムで締め付ける形でクリップを閉じるので，輪ゴムの本数で力を調節することもできる．500ml の製剤には少し小さいかと思ったが，締まる力が強すぎなければ残量があるのに閉じてしまうことも無かった．挟む位置により，どの程度の残量でアラームを鳴らすかもある程度調整できた．

針金細工のようで見た目は良くないが，この試作６号のクリップセンサーで希望する性能はほぼ実現できたと考える．

**図 10．スタイレット挟みの実装**

## まとめ

安価な材料を使って試作した輸液残量アラームなので，見た目は良くないが，一応使用に耐える物ができた．この試作品では，100ml 生食 (抗生剤など) 用は残量がほぼ 0 で反応し，500ml の輸液製剤用は残量 50ml〜100ml 程度で反応している．試作品は取り付けにコツが要るので自分でしか扱えないし，うまく作動しないこともある．また乱暴に扱うと変形して作動しなくなる．

実用に供するためには，誰でも扱えるように，また，100ml 用なら残量 20ml 程度，500ml 用でも残量 50ml 程度で作動するように改良する必要があるが，手作りの限界を感じている．発表後に「面白い」「是非商品化を」などのお言葉も掛けていただいたので，メーカーに企画を持ち込むことも検討したい．

## 引用文献

1. 東兼充，野上俊光：メーカーへの改造依頼により実現した麻酔科医専用点滴アラーム．麻酔・集中治療とテクノロジー 2013：75 − 79, 2015.

# 装着型ディスプレイを用いた超音波ガイド下中心静脈穿刺の可能性

稲野千明，糟谷祐輔，森脇翔太，尾崎　眞

## はじめに

近年，様々な装着型ディスプレイの開発が進んでおり，各社さまざまなデザインのものが商品化されスポーツの分野や，軍事用，エンターテイメントの分野では既に実用化がすすんでいる．医学分野においても装着型ディスプレイは，ロボット支援下手術，遠隔地医療支援や医学教育などでの応用が模索されており，今後広く活用されることが期待されている．装着型ディスプレイ使用により，視線を360度どこに向けても必要な情報が目の前に現れ，ハンズフリーで情報を受けとることができ，さらに視線は作業対象そのままにその他モニターの情報もみることができるのが利点である．　中心静脈穿刺は超音波ガイド下に行う手技が標準的であるが，穿刺を行う術野と超音波画像の両方を同時に完全に視覚範囲に置くことは難しいため，超音波画像を確認する際には一時的に術野から視線が外れるという問題があった．今回，装着型ディスプレイを用いることで，超音波画像を確認しつつ視線は術野に固定したままで穿刺することが可能となるので，より的確に中心静脈穿刺ができるのではないかと考えた．JVCケンウッド社による開発中の「ニア・アイ・ディスプレイ(試作機)」(NED)を用いて，内頸静脈穿刺における装着型ディスプレイの有用性を検討した．本機は装着型ディスプレイの中でも画面が大きく，高画質であり，ディスプレイの外視野も良好なのが特徴である．


**図1 ニアアイディスプレイ**
**JCV ケンウッド社 試作品**

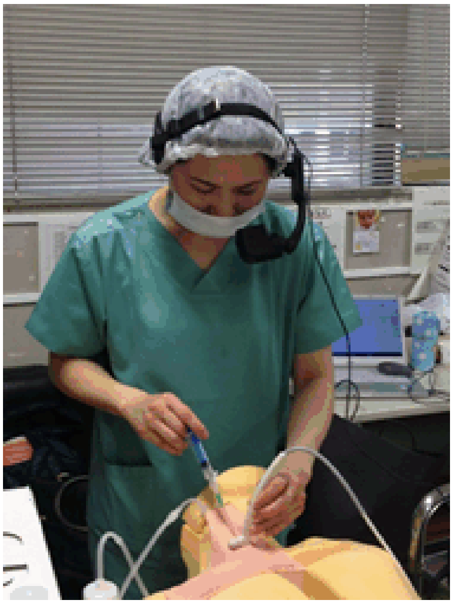


**図2 ニアアイディスプレイを装着して超音波ガイド下中心静脈穿刺を施行している**

## 方　法

内頸静脈穿刺トレーニング用シミュレータ(京都科学)を用いて，汎用型超音波エコー装置(アロカ UST536)を用いて右内頸静脈穿刺のシミュレーションを行った．被験者は内頸静脈穿刺を100例以上経験したことのある麻酔科医を対象とし，交差法による超音波ガイド下で非貫通法による内頸静脈穿刺を通常の方法(コントロール群)と，NEDを装着して行う方法(NED群)を交互に

東京女子医科大学　麻酔科学教室

3回ずつ行った．手技中の術野の映像と超音波画像を録画し，後日割当てを知らない評価者によって動画を解析した．超音波プローベを皮膚に設置してから穿刺を開始するまでの時間をT1，穿刺を開始してからシリンジ内に逆流を確認するまでの時間をT2，そこからガイドワイヤが内頸静脈内に留置されていることを超音波画像で確認するまでの時間をT3と定義し録画映像より時間を計測した．非意図的に貫通法となった割合も比較した．t検定もしくはχ二乗検定を行い$p < 0.05$をもって統計学的有意差ありとした．

## 結　果

被験者11名の各手技3回ずつ，計66手技が施行され解析された．コントロール群とNED群で留置成功率はともに100％であった．要した時間はT1(5.5 ± 2.0, 6.4 ± 2.9　秒 (p=0.13)),T2 (7.2 ± 3.9, 6.7 ± 3.8 秒 (p=0.59)), T3 (18.5 ± 6.3, 17.3 ± 4.8 秒　(p=0.38)), 穿刺合計時間は31.3 ± 8.7, 30.2 ± 7.9 (p=0.61) であった．非意図的に貫通法となった手技はコントロール群で7回，NED群で3回であった (P=0.17).

## 考察・結論

NED使用時には従来の方法とほぼ同じ時間内で手技を行うことが可能であり，成功率も100％であった．非意図的に後壁を貫通してしまう割合は施行数が少ないため有意差を見出すことはできなかったが，NED使用の方が少ない傾向にあり，装着型ディスプレイは貫通のリスクを軽減する可能性がある．今回は従来の方法に十分習熟した被験者による検証であり，しかも全く事前のトレーニングなしに初めて装着型ディスプレイを経験したにもかかわらず，従来の方法とほぼ同等の結果が得られたことは注目に値し，将来のNEDの超音波ガイド下中心静脈穿刺への有用性が示唆された．今後は実際の臨床現場での応用が可能かどうかの検討を行うことが課題である．

**表1 結　果**

| | | 対照群 | NED 群 | p-value |
|---|---|---|---|---|
| T1 | (sec) | 5.5±2.0 | 6.4±2.9 | 0.13 |
| T2 | (sec) | 7.2±3.9 | 6.7±3.8 | 0.59 |
| T3 | (sec) | 18.5±6.3 | 17.3±4.8 | 0.38 |
| 合計 | (sec) | 31.3±8.7 | 30.2±7.9 | 0.61 |
| 後壁貫通 | | 7/33 (21%) | 3/33 (9%) | 0.17 |

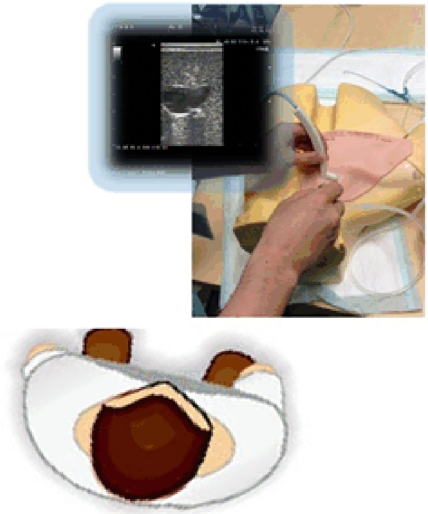


**図3 ニアアイディスプレイを装着した際の視覚のイメージ図**

## 参考文献


1. Lamperti M, Bodenham AR, Pittiruti M. International evidence-based recommendations on ultrasound-guided vascular access. Intensive care medicine 2012;38:1105-17.
2. Clemmesen L, Knudsen L. Dynamic needle tip positioning - ultrasound guidance for peripheral vascular access. A randomized, controlled and blinded study in phantoms performed by ultrasound novices. Ultraschall in der Medizin 2012;33:E321-5.
3. Takeshita H, Kihara K. et al. Clinical application of a modern high-definition head-mounted display in sonography. Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine 2014;33:1499-504.
4. Ishioka J, Kihara K, et al. New head-mounted display system applied to endoscopic management of upper urinary tract carcinomas. International braz j urol : official journal of the Brazilian Society of Urology 2014;40:842-5.

# 特別寄稿：　二酸化炭素ボンベ誤用事故 (5)
# 特に従来の対応と医薬品ラベル等の問題点

佐藤　暢

## 今までの経過と従来の対応

平成 23 年 7 月 13 日の深夜，神戸市立医療センター中央市民病院で腹部大動脈瘤切迫破裂の緊急手術終了直後に搬送用の小型酸素ボンベ (医療用小型酸素ボンベ⇒**A** と略す) が予期したように準備されてなくて，同じ手術室内にあった緑塗色の小型二酸化炭素 ($CO_2$) ボンベ (医療用小型液化炭酸ガスボンベ⇒**B** と略す) を見た看護師や麻酔科医が，同じ外形の **A** と勘違いして誤用した致死的事故が起きたとの記事が同年 7 月 21 日に新聞報道されてから既に 5 年半が過ぎた．

ここに示す**表 1**(次頁参照) は，当該事故が起きた 6 日後に再度心停止を来し再蘇生して心肺補助装置を装着した 7 月 20 日の夜に，事故についての記者発表をした際の資料である．そこでは，14 日の 0：37 に術後患者の移動準備開始とあるが，その経緯は，平成 23 年 9 月 30 日付の同病院事故調査委員会報告書 [1) ]によると，「(患者を病棟ベッドに移した後) の時点で，麻酔科医はボンベに繋いだリザーバー付アンビューバッグによる用手換気を開始した．0：38 に酸素飽和度の急激な低下，心電図モニターの表示の変化に気づき，原因を探っていたが，両股動脈・頸動脈触知不可になり，0：41 心停止と診断し」とあるので，0：39 分の心停止を記載した時刻と心停止と診断した時刻との間に 2 分間の差があるが，いずれにしても事故の発生から心停止までには約 2 分間の非常に急激な変化であったことが判る．これは明らかに単純窒息性と言われている心停止よりもかなり早い急性二酸化炭素中毒の特徴的な心停止ではないかと思われる [2,3,18, 追記 3)]．

当該事故の対応策について日本産業・医療ガス協会 (JIMGA)，日本医療ガス学会 (JSMG)，日本麻酔科学会 (JSA) の三者は，平成 25 年 5 月吉日付で「搬送時に使用する小型酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの誤認事故防止対策について」1 回目を公表し，更に本年 4 月 22 日になって従来の対応に加えて新たに次の 3 項目を三者合同会議合意事項 (2 回目) として挙げている．

I.　医薬品ラベル確認励行
II.　医療用小型ガスボンベに対する医薬品ラベルの指針制定
III.　医療ガス教育の推進

なお，そこでは従来の対応について以下の 3 点を確認したとの記載がある．

1)　ボンベの塗色に関しては高圧ガス保安法に従う．
2)　工業用二酸化炭素ボンベについては診療現場からの排除を継続して推進する．
3)　医療用小型酸素ボンベバルブのガス種別特定化については広報を進める．

これで見ると，平成 25 年 5 月吉日提言の事故防止対策 (1 回目) の 3 項目は，従来の対応に含まれてはいないが，このような進め方 (後述参照) は 1 回目の 5 月吉日提言についての学理的反省や訂正が全く見られないので極めて不条理である．

具体的に言えば，5 月吉日提言の冒頭に「(現場に無かった) **A** (を誤認の対象としたのは誤りで，現場で認識の対象になったボンベは **B** のみで他のボンベに関する記録は一切無い) 誤認事故を受けて」に始まり，提言の標題が「搬送時に使用する **A** (は現場に無かったのでそれを誤認するはずがないのに) と **B** の誤認事故防止対策について」と **A** と **B** との間の誤認のように誤って記載している (**B** を **A** と勘違いした事故と書けば解りやすいが，

鳥取大学名誉教授, 元日本工業調査会 麻酔器・医療ガス配管設備等専門委員会長，元医療ガス問題検討委員会委員長
掲載許可日 2016 年 12 月 20 日

記者発表資料（平成２３年７月２０日）
地方独立行政法人神戸市民病院機構
神戸市立医療センター中央市民病院　事務局庶務課　藤原，長谷川
ＴＥＬ：０７８−３０２−４４６３

## 医療事故の発生について

１．事故の概要

| | |
|---|---|
| (1) 発生日時 | 平成２３年７月１４日（木）　０時３０分ごろ |
| (2) 発生場所 | 神戸市立医療センター中央市民病院　手術室 |
| (3) 患　者 | ８０歳代　男性，神戸市在住 |
| (4) 事故内容 | 腹部大動脈瘤切迫破裂に対する緊急手術後に一時心停止となったが，心肺蘇生法等の処置により自己心拍を再開した。<br>患者移動のために酸素ボンベを接続すべきところ，誤って二酸化炭素のボンベを接続したため，心停止を起こした可能性が高いと考えられる。 |

２．事故発生の経緯

平成２３年７月１３日（水）

| | |
|---|---|
| １７時２１分 | 救急外来受診 |
| １７時４４分 | 入院指示 |
| １９時５８分 | 手術開始『腹部大動脈瘤切迫破裂に対する緊急手術』 |

平成２３年７月１４日（木）

| | |
|---|---|
| ０時２６分 | 手術終了 |
| ０時３７分 | 手術室退室準備開始 |
| ０時３９分 | 心停止 |
| ０時４１分 | 心肺蘇生法開始 |
| ０時５２分 | 自己心拍再開 |

平成２３年７月１５日（金）〜１９日（火）

集中治療室にて治療を継続し改善傾向が見られた

平成２３年７月２０日（水）

１２時過ぎ　心停止を来たしたため，蘇生を行い，心肺補助装置を装着

３．家族対応

７月１４日３時４９分，家族に対して状況説明を行い，誤って二酸化炭素のボンベを接続したことにより一時心停止を来たしたと考えられることを報告。

４．現在の状況

現在，集中治療室にて最大限の治療を続けており，症状の回復に全力を挙げている。

５．今後の予定

医療事故調査委員会を設置し，本件事案の事故原因を調査究明するとともに，再発防止に努める。

**表 1．二酸化炭素ボンベ誤用事故から 6 日後 2011 年 7 月 20 日 (水) での記者発表用資料**

内容については本文参照．発表が時間的に翌日の朝刊締切に間に合わなかったので，ほとんどの新聞で大阪版か神戸版にしか記事に載らなかったと後で聞いた．当時著者が住んでいた鳥取県米子市でこの事故を記事に載せたのは毎日新聞だけであった (鳥取大学医学部図書館での調査による).

それでも正確ではなく，緑塗色の**B**を見て勘違いしたのは黒色の**A**ではなくて，国内では存在するはずのない緑色の**A**というボンベの幻影であった) 誤認事故防止対策に「**A**と大きさが酷似している**B**を無くすることを目的に，現時点で可能な対応として以下の 3 項目を提言する.」として,「1. 大容量二酸化炭素ボンベを用い，**B**を可能な限り使用しない.」2.「二酸化炭素供給を中央配管に切り替え，**B**を使用しないでよい環境を整える.」と続くが，結局は気腹用などの使用に最も適して需要の多い**B**が医療現場で増加を続けている現状から見て，2 回目の II. で**B**の橙色のラベルの指針制定が特に重要となったのであるから，**B**を現場から無くすることを 目的に(ではなくて 目標にと言うべき) という無謀な目標から転じて，何故**B**のラベル標識性向上が特に重要になったのか，目的 (むしろ目標) を変更した理由やその間の矛盾についてまず釈明しないと筋が通らない.

また, 3.「酸素投与下での患者搬送にはパルスオキシメータを装着し，モニターを行う.」については，術後の患者搬送準備開始に当たり，酸素の吸入を継続しようとした際に $CO_2$ 吸入にうっかり間違って変えてしまってもそれに気がつかないという事故の防止対策に，パルスオキシメータのモニターがどうして役立つと言うのか．事故の実態は緑塗色の**B**を見てそれを幻の緑色の酸素ボンベだと勘違い (誤認) して誤用するというヒューマンエラーを防止するのに，パルスオキシメータのモニターに現れる生体現象上の結果を表示する警報が時間をさかのぼって有効に予告することは絶対にあり得ないので，全くもって不条理な周知項目である.

酸素投与下の患者に装着したパルスオキシメータが低酸素血症を知らせる警報では，呼吸管が外れたとか，気管チューブが抜けたとかの事故のような場合でも，事故の発生を防止するのではなくて，事故が起きた後での生体現象 ($SpO_2$ と脈拍数) の異常に気がついて早めに旨く対処すれば事故の結果の深刻化を防止できる可能性があるに過ぎない．まして，予期しない純 $CO_2$ 誤吸入による急性劇症 $CO_2$ 中毒，すなわち極度の呼吸性アシドシスにより 0.5〜2 分間で急激に起こる高度の不整脈や心停止による $SpO_2$ と脈拍数の変化をモニターするパルスオキシメータの警報を過信していると，当該事故での対応が当然手遅れになると懸念される．このような高度な急性 $CO_2$ 中毒による急激な心停止は，一義的には低酸素血症によるものではなくて，極度の二酸化炭素血症による非常に早い変化であることが解っている [2) ] からである．その因果関係と時系列の順序から見ても，パルスオキシメータ等の生体モニターが当該事故の防止に役立たないのは明らかであるが，それでも $CO_2$ の誤吸入に際してはカプノメータで呼吸気を直接にモニターする方が，患者の生体に著しく悪影響する前に異常を直接検出できるので余程有利である点から見ても，パルスオキシメータが酸素投与下の安全対策モニターとして常に役立つかのように過信する風潮，またそれを助長するように広報する行為には厳しく警告しなければならない．このように合理的な適応のない効用 3. を，医療事故防止対策の場を借りて周知させるとは，誇大広告との感を免れず，医薬品医療機器等法第 66 条の趣旨に違反するものとさえ懸念する．現にパルスオキシメータに頼って手遅れになった事故は色々と報道されているだけでも少なくないのではないか.

このように従来の経緯を見ると，学術公益団体としてあってはならない利益相反行為と言えば疑い過ぎであってくれよと願いはするが，本来医療ガスの値段を少しでも高くしたい業界団体と，医薬品の単価を下げて医療費の節減を要望すべき立場の学術公益団体とが長期にわたって談合するという異例の経過とその結果を見ると，論理性，透明性，公正度などの厳しい検証に耐えるとはとても思えない．学術研究の世界では業界・企業の人を共同研究者に入れるだけでも大変厳しい規律と検証が要求される昨今である．これは TPP 交渉のような政治的問題ではなくて，学会はあくまで

も学術的見地に立って自らの案を公表して，それをもって当局に要望するなり，業界を指導する姿勢を矜持するべきものではあるまいか．

繰り返しになるが，当該事故は，**B**の緑塗色が医療機器・施設の上では‘酸素’を示す識別色と同じ緑色であるから混同しやすい職場環境において，‘酸素は緑’に慣れた看護師や医師等がつい誤って**B**の内容を酸素と勘違いする認知エラーであって[4,16,17]，**A**・**B**両者間の誤認や取り違えではないので，平成 25 年 5 月吉日の提言 (1 回目) を従来の対応からキッパリと取り消してからでないと，今回の三者合意事項 (2 回目) には合理的に繋がらない．しかるに，日本麻酔科学会の安全委員会が本年 4 月 22 日の三者合意事項についての同日付前書きの中で，5 月吉日提言の標題と URL をホームページ上で紹介して，従来の対応に新たに加えた合意事項 (2 回目) として 5 月吉日付の合意事項と資料 (1 回目) を再度公開したのは，極めて不条理と言わざるを得ない．

重ねて留意すべきは, 事故現場に在って誤認の対象になったのは緑塗色の小型 $CO_2$ ボンベ (**B**) だけであったことである．しかるに 5 月吉日提言の「搬送時に使用する小型酸素ボンベと 二酸化炭素ボンベの誤認事故防止対策について」という標題，また今回の標題「医療ガス(ボンベが抜けている)誤認事故防止 に関する合意事項について」にしても，当該事故の現場で認識できないものを誤認の対象に挙げているので，誠にがさつな誤り続きと言う他はない．今まさに学会関係諸氏の学理上の見識が厳しく問われている誠に深刻な事態ではあるまいか．

## 両種ボンベ間の取り違えではなくて緑色の勘違いによる事故

辞書 (岩波国語辞典) で「取り違える」を見ると「① 間違って他の物を取る． ② 間違って解する．違った意味にとる．」とあり，他の多くの辞書を見ても同意であった．一方で「勘違い」を引くと「物事をうっかり間違って思い込むこと．思いちがい．考えちがい．」とあるので，これは ② に近い[4]．

**甲**と**乙** 2 物相互間の取り違え ① の典型として乳児間の取り違えを挙げるが，その場合，事故の現場で**甲**を**乙**と見分けがつかずに取り違えても気がつかないと自動的に**乙**は**甲**となるので，**甲**・**乙**相互間の取り違えとしてどちらが先であろうと同じこと，つまり結果は**A**＝**B**と思い違いしたものではないかと懸念する．しかし，実際には**甲**と**乙**それぞれの将来を別々に決める極めて深刻な事故であって取り返しがつかない結果となる．

また，自分 (**甲**) の靴を他人 (**乙**) の靴と誤認して取り違えても気づかずにそのままで帰ったというような事故でも，**甲**・**乙**両者の靴が現場に在ったことが前提かつ必須要件であり，**甲**が**乙**の靴を誤って手に取ると，替わりに**甲**の靴が自動的に**乙**の靴として残るという相互取り違えの様に，**B**の誤認事故を**A**の誤認事故と混同・錯覚したのが「酸素ボンベ (の) 誤認事故」という誤った記載になったものと考える．

当該 **B**の誤認・誤用事故 のことを「酸素ボンベ(**A**)誤認事故」と冒頭に書いた 5 月吉日提言や，2014 年 4 月吉日付「二酸化炭素ボンベに関するアンケートのお願い」の冒頭にある「酸素ボンベ(**A**)の誤認事故」という記載は，**甲**・**乙**両乳児間の区別がつかずに取り違えてもそれにも気がつかない状態と同様な錯覚による混同と思われる．しかし，**A**の誤用では酸素を吸うことになるが，**B**の誤用では純 $CO_2$ を誤って吸い，数分以内に致死的事故になるので，取り違えの結果を考えてみれば混同するはずはない．何故このような勘違いを重要文書の冒頭に書いたのだろうか?　これが三者のまともな合議文書だとすれば，なんとしたことか?　その責任は恥の上塗りですむ問題ではないはずである．

実際には黒塗色の**A**は現場に無かったので誤認や取り違えの対象になるはずがない．現場で認識されたボンベは**B**だけであって，その緑塗色の表示を見てその意味を $CO_2$ ではなくて‘酸

素 ' と取り間違えて認識したまま誤用して，致死的事故に直結した．このような判別さえ出来ない事故防止対策は根底から見直さなければならない．

ヒューマンエラーの正確な原因分析には，学術的に Root Cause Analysis(RCA: 根本原因分析) のような厳密な状況解析とスイス・チーズ・モデル (SCM) に基づく多重防護壁のような総合的事故防止対策が必要であって，粗雑な妥協や誤認・誤解は決して許されない．ヒューマンエラーの起因となるリスクが解消されないからである．現に今回問題の緑塗色 ボンベの取り違え事故(神戸市) は，**B**のガス別特定接続の普及徹底で解決済みのように説いた [5,6] 安全神話の結果であることについての反省が見られない．そもそも**B**の緑塗色による**A**との誤認は，**B**のガス別特定接続では予防できないのであって，誤って**A**と思って**B**と取り違えてから**A**用レギュレータと機械的に接続できない段階になって誤用を防止出来る．ところが実際には，現場になかった**A**との取り違えではなくて，流量計付レギュレータが正しく付いたままの**B**を緑色の**A**だと誤認してそのまま誤用して事故に直結したのであるから，**B**の緑塗色の意味を ' 酸素 ' と誤認するヒューマンエラーを防止するには，**B**の緑塗色の改善・工夫から始めることが当該事故防止対策の最初の防護壁として当然最重要課題となるはずである．

一方で，厚労省の「取り違えることによるリスクの高い医薬品に関する安全対策について」(医薬品・医療用具等安全情報 202 号, 2004 年 6 月) 等に見られる医薬品**甲**と**乙**の販売名や表示・外観等が類似していることに起因する**甲**・**乙**相互間の取り違え事故では，**甲**と**乙**の類似した現物が現場に在ることを前提としており，**甲**を**乙**と，または**乙**を**甲**とを取り違える事故として前記の取り違え ① に該当すると思われる．

ところが，**甲**と思って**乙**を手に取って誤認・誤用する事故の場合に，**甲**の存在を前提にしながらも，実際には現場で**甲**の存在を確認せずに**乙**を類似した**甲**と誤認 (勘違い) したまま誤用する事故とすると，② に当たるとも言えるのではないか．頭の中では取り違えて ① と変わらないが，実際には**乙**を**甲**と勘違いした ② だけで，**甲**・**乙**相互間の取り違え ① には到っていない．この辺りの曖昧さが事故の原因解析を困難にしていることは否めないが，いずれにしても類似物 (**甲**と**乙**) 間の (視覚，または聴覚上の) 錯覚によるヒューマンエラーである．

ところが，当該 $CO_2$ ボンベ誤認・誤用事故では，予期に反して**A**が現場に準備されてなくて，同じ手術室内にあった緑塗色の**B**を見た看護師や麻酔科医は緑色のボンベを見ながら，本邦には在るはずのない同サイズの**A** (の幻影) と勘違いして違和感もなく誤用した致死的事故なので，**B**の緑塗色の意味を ' 酸素 (が詰まっている) ' ボンベと無意識に取り間違えたヒューマンエラーであるので ② に当たるが，黒色の**A**と緑色の**B**とは塗色で後述 (**表 2** 参照) のようにはっきりと識別されているので，類似品相互間ではない．換言すれば，取り違えた対象は，**A**という物ではなくて，**B** ($CO_2$ ボンベ) の緑塗色が表示する意味 (高圧ガスの種類) を $CO_2$ ではなくて ' 酸素 ' と誤認した認知エラーである．

高圧ガス容器 (ボンベ) は高圧ガス保安法の容器保安規則により充填する高圧ガスの種類により塗色が決められており，**A**は黒塗色，**B**は緑塗色と判然と色分けされているので，**A**と**B**はサイズや形状が同じであっても，類似物相互間の取り違えとは思えない．しかも，**B**の緑塗色を見ながら手に取った物は，黒塗色の**A**ではなくて，本邦では存在するはずのない緑塗色の**A**の幻影としての**B**であった．すなわち，緑塗色の**B**を見て，黒塗色の**A**ではなくて緑塗色の**A** (同じサイズの小型酸素ボンベ) の幻影を見ている思い違い ② であるから，一般に " 安全・進行を意味する緑色が " 酸素は緑 " に慣れた職場環境で結びついて起こり易いヒューマンエラー (勘違い) である．つまり，**B**の緑塗色を見ながら同じサイズのボンベ**A**と

錯覚するとは，**A**と思って見ている**B**の色は**A**の黒色ではなくて**B**の緑色であるから，物と色の二重の錯覚によって折角色分けしてある**A**と**B**の間の誤認が**B**という同一物の上で起きている．しかもそれが無意識のうちに瞬時に起きるから手品のように誰もが気がつかない．その時には，黒色の**A**も緑色の**B**も頭の中になくて，緑色の安全な‘ 酸素 ’(ボンベ) という幻影が頭の中を一瞬のうちに占拠したものと理解する．この手品の絡繰りを明かすことこそ有効な事故防止対策になるというのが本論文の趣旨でもある．

その誘因には，米国製麻酔器等の影響で JIS T 7201「麻酔器」–1976 の改正に当たり‘ 酸素は緑 ’と決めて以来，医療機器や医療ガス配管設備の上で酸素の識別色が緑であることに医師や看護師等が慣れてきた．その半面で同じ緑色に塗られた見慣れぬボンベ**B**には酸素ではなくて $CO_2$ が詰まっているとの認識がないまま, 安全・進行を示す緑色信号と同じ緑色が‘ 酸素 ’を示す医療職場の環境で看護師等が働いている．そこで彼らは**B**の緑塗色を見て**A**だと勘違いしやすいというリスク，つまりボンベの緑信号は安全な酸素でなくて大変危険な炭酸ガスだ．直ちに**ＳＴＯＰ！**と判断しなければならないという本邦特有のリスクを負うことが根本的な問題なのである [15,16,17]．

このリスクを解消するには，法規による**B**の緑塗色の上に，容器保安規則の許す範囲内で JIS T 7101「医療ガス配管設備」と JIS T 7111「ホースアセンブリー」で医療用二酸化炭素 (炭酸ガス) の識別色である橙色を加えた 2 色塗りとして，その橙色がボンベの弁 (バルブ) 側から見えるように [4),1] ボンベの上端から首部・肩部を含む約 1/3 の表面積の外面に塗る工夫が最も施行しやすいデザインとして推薦されてきた [9,10)]．これは，1993 年に当時の厚生省の肝いりで (財) 医療機器センターに置かれた医療ガス問題検討委員会で決められた方針であり [8)]，九州地方を中心に長らく施行してきて実効上の問題は全く起きていない[2]．また，鳥取，島根両県ではほぼ完全にこのデザインを**B**に施行して 3 年になるが，ユーザーに安心感を与えて満足すべき結果を得ている．

しかし, 一方で, 上記のような本邦特有の**B**の緑塗色によるリスクを無視して，専ら**B**のガス別特定接続の完全施行に頼る平成 21(2009) 年 3 月 3 日付厚労省医政局指導課長通知 (医政指第 0303001 号) が，**B**が**A**を始め他のガス用の機材に誤接続する事故を機械的に防止するガス別特定化接続方式を指導して, JIMGA が特に**B**のガス別特定接続を積極的に推進して，かつボンベ接続部に互換性のある工業用ボンベを診療現場に持ち込まないことを徹底すれば，**A**と**B**との間の取り違えによる事故はもう起こらないという安全神話が支配した風潮があった [5,6)]．平成 21 年 10 月に医薬品医療機器総合機構から出た PMDA 医療安全情報 No.13 も同様の趣旨によるもので，ボンベの取り違えの要因として，**B**の緑塗色が医療用酸素の識別色と同じ色であることのリスクには触れないまま，工業用ボンベとの混在，**A**と**B**とが混在した (薄暗い) 保管状態での取り違え，レギュレータ・接続の互換性などを挙げている．この段階で，2011 年 7 月に神戸市立医療センター中央市民病院での腹

[1] 医療用ボンベの識別色を決めた国際規格 ISO 32(引用文献 7) では，「酸素は白色，亜酸化窒素は青色，二酸化炭素は灰色，窒素は黒色，チクロプロパンはオレンジ色，空気は成分ガスを表す白色と黒色のまだら模様などを，ボンベのバルブ側からよく見えるように塗る.」と決めて，その色分けを麻酔器などの医療器具や医療ガス配管設備などの上でも識別色として広く採用しているが，それに先立って本邦では高圧ガス保安法に基づく容器保安規則が，医療用も含めて全てのボンベの色を，酸素は黒色，二酸化炭素は緑色などと決めていたが，そこには医療用ガスの識別について特別な配慮はないので，高圧ガス容器を除く医療機器・設備での医療ガスの識別色には，酸素は緑色，医療用空気 (AIR) は黄色と米国 (CGA) 方式に，亜酸化窒素は ISO 32 通りの青色，二酸化炭素はチクロプロパンが医薬品として使用されなくなった後での橙色を採用し，窒素は容器則の灰色のままなどと JIS T 7101, JIS T 7111 等で決めた．この間の詳しい経緯は，引用文献 8,9,10 を参照されたい．

[2] JIMGA による 2013 年のアンケート調査で，全国平均で 1 割，九州地方で 4 割の医療用二酸化炭素ボンベに橙色塗装が加えられていたとの記録がある．

部大動脈瘤切迫破裂の緊急手術後に，**A**と思って**B**を誤用した事故が起きたのであるが，誤用した**B**の接続口はガス別特定化してあったヨーク弁型であった[1,11,12]．

しかも，この事故の後で厚労省が発出した平成 23 年 7 月 25 日付医政総発 0725 第 3 号，薬食安発 0725 第 1 号の両課長通知では「酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違え」を 4 回も繰り返しているが，なぜ**A**と思って取ってきたのが**B**との取り違えになったのかというヒューマンエラーの原因については全く関知していない．そこでは「酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違えに起因する健康被害の防止対策の徹底について」という標題からして，ボンベの取り違えというヒューマンエラー自体が即事故であって，健康被害の防止に先立って，まずは取り違えを防止する対策が問われていることの認識に欠けている．そこでは，**B**の緑塗色が医療用酸素の識別色と同じ緑色であることに起因して**B**を**A**と誤認・誤用した事故になったヒューマンエラーの誘因解析の姿勢が全く見られない．しかも，**A**が現場になかったことが事故の誘因であるのに，現場になかった黒色の**A**と現場に在った緑塗色の**B**とをどうして麻酔科医が取り違えたというのであろうか．これでは，誠に不勉強としか言いようがないが，厚労省の課長通知としての責任と社会的影響は非常に大きいので，敢えて本年 8 月 28 日から E メールをもって厚労省医政局総務課医療安全推進室を通じて交渉しているので，その文書を公開すべきではないかと考えている．なお，他に，同課長通知の本文中の記 3．の不都合については，文献 15 の p80 の追記を参照されたい．

## ボンベの塗色と医薬品ラベルの問題点

2016 年 4 月 22 日付の三者合同会議合意事項には，I．医薬品ラベル確認励行，II．医療用小型ガスボンベに対する医薬品ラベルの指針制定，III．医療ガス教育の推進の 3 項目に加えて，「ボンベの塗色に関しては高圧ガス保安法に従う．」との方針を確認している．

**表 2.　容器則第十条第一号の表**

| 高圧ガスの種類 | 塗色の区分 |
|---|---|
| 酸素ガス | 黒色 |
| 水素ガス | 赤色 |
| 液化炭酸ガス | 緑色 |
| 液化アンモニア | 白色 |
| 液化塩素 | 黄色 |
| アセチレンガス | かつ色 |
| その他の種類の高圧ガス | ねずみ色 |

ボンベの塗色については，「高圧ガス保安法の容器保安規則 (通産省令第 50 号) の第十条第一項 (表示の方式)」の「第一号 次の表の上欄に掲げる高圧ガスの種類に応じて，それぞれ同表の下欄に掲げる塗色をその容器の外面の見やすい箇所に，容器の表面積の二分の一以上について行うものとする．」とある (**表 2** 参照).

従って，残余の外面には，ボンベの表面積の約 1/3 に亘って前記の表にある規定塗色にはない他の色を塗っても，またはラベルを貼っても，或いはペンキで字や印章を書いても，紛らわしくないデザインにすればよいものと理解される．ただ，外面の見やすい箇所については，規定塗色の場所に適用されるのは勿論であるが，医療用を示す他の塗色やラベルも見やすくないと役立たないので，両方の表示がそれぞれの立場から見えやすいようなデザインにする必要がある．また，ラベルなどの表示が規定塗色など他の表示を覆い隠すなど妨害干渉しない配慮が必要なのは当然のことである．

具体的に言えば，前記第十条第一号により**A**では黒，**B**では緑の塗色を容器表面積全体の半分以上について見やすい箇所に行う必要がある．実際には小型ボンベの全外面を，**A**では黒塗色，**B**では緑塗色に，一気に塗る方が行い易いので，一旦は全面塗りしてもかまわないが，その後に**B**ではボンベの上端から首，肩にかけて約 1/3 の外面を橙色に塗る．それには，境界線をきれいにするためのマスキングをぐるりと 1 周行う．その後に

「第二号　容器の外面に充填することができる高圧ガスの名称を明示する．第三号　容器の外面に容器の所有者 (当該容器の管理業務を委託している場合にあっては容器の所有者又は当該管理業務受託者) の氏名又は名称，住所及び電話番号を告示で定めるところに従って明示するものとする．」をペンキ書きしても，規定の緑塗色の面積が余裕をもって容器表面積全体の半分以上に保たれるようにすればよい．これで緑色と橙色の 2 色塗装 (two-tone color) の**B**となるが，これは 1993 年に当時の厚生省の肝いりで (財) 医療機器センターに設置された医療ガス問題検討委員会で決めて以来の方針である[8,9]．そこでは当時の日本麻酔学会の代表 (3 人)，日本医用機器工業会 (2 人)，日本医療ガス協会，高圧ガス保安協会，日本医用光学機器工業会，日本高圧ガスバルブ工業会，日本炭酸ガス工業会の代表計 10 人で炭酸ガスボンベ誤用対策を中心に検討して，その方針は厚生省にも報告した．

この 2 色方式を具体的にデザインして実施するべく私は直接業界に提案して[9,10] かなりの賛同を得た．JIMGA の豊田昌洋会長からも“先生のお考えはごもっともです．当協会としては，現況を踏まえ，また学会の先生方のご意見を拝聴しながら，平成 21 年に改訂した『医療ガス容器表示基準』の内容を検討して参りたい．”との返事を受け取った (平成 24 年 10 月 15 日付書簡)．そしてこの提案は，豊田会長のご意向と日本医療ガス学会の武田理事長からの要請もあり，JIMGA-MD の総務委員会 (2012 年 10 月 22 日) では検討することに決まったが，技術委員会では“過去に充分検討を重ねた”と自画自賛している『医療ガス容器表示基準』改訂 1 (2009 年 10 月) に固執して，専ら医薬品ラベルでの薬品名表示とそれによる確認を主張して，塗色の変更を拒んできた経緯がある．また，日本麻酔科学会はその 2012 年度第 2 回理事会 (2012 年 8 月 25 日) の議事録に「安全委員会より，医療用 $CO_2$ ボンベ色分けについて．前川安全委員長より，安全委員会で $CO_2$ ボンベの配色について，関連学会と協働して上部 1/2 以下をオレンジ色に塗るデザインを検討中との答申あり，満場一致で承認された．」とある．これが緑色と橙色の 2 色塗装方式であり，法規上の問題もなく，費用も比較的少なく，手間もかからないから，公益社団法人日本麻酔科学会がその会員や看護師たち同僚が職場に潜む緑色ボンベの落し穴に陥らないように，同時に患者さんの安全をも確保する公益に資するために積極的に普及を助成すべき最適の事業ではないかと考えて提案してきた次第である (**写真 1**，右)[10,14]．


**写真 1 小型医療用二酸化炭素ボンベの従来からの緑色＋橙色の 2 色塗装 (右，文献 10 から) と三者合議事項の【資料①】の橙色ラベル (左 3 本) との視認性の比較 (合成写真)**
左では橙色のラベルに緑塗色が透けて土褐色に見えるが，右では日本薬局方を示すラベルを貼っても規定の緑塗色を覆い隠さない (本文参照)．

この方式には，以前から医療用液化亜酸化窒素 ($N_2O$, 笑気) のボンベで，前述の容器則第十条第一項で決める鼠塗色の上に，ボンベの首から肩部辺りまでの外面を全表面積の約 1/3 まで JIS T 7201「麻酔器」–1976 改正で決まった医療用 $N_2O$ の青色を塗る 2 色塗装 (two-tone color) 方式が本邦では標準化して，産業用液化亜酸化窒素ボンベ


**写真 2 炭酸ガス消火器の緑色＋赤色の 2 色塗装**
二酸化炭素ボンベの法規色である緑色に消火器の赤色で用途を示す 2 色塗装で，炭酸ガスの噴出で消火をしても後で周りの食品を傷めないので食品工場などで広く使用されている．これでは、製造会社名や使用法などをラベル様に印刷してあったと記憶する (本文参照).

からのみならず，窒素，空気，ヘリウム，酸素と笑気の混合ガスなどを含む数多くの「その他の種類の高圧ガス」の鼠色ボンベからも容易に識別できるように成功した良い前例があり，JIMGA-MD も『医療ガス容器表示基準 改定 1』の中でデファクト規格 (de facto standard) として採用しているので，医療用液化炭酸ガスボンベ **B** にも同様に適用するのに反対する理由はないはずである．また，炭酸ガス消火器では，$CO_2$ ボンベの緑塗色に消火器の赤塗色を加えた 2 色塗装によって用途を示す例もあるが，この場合は 1 回使用であり，上部のバルブに接続するレギュレータの接続を要しないためか，下部を消火器の赤色とした 2 色塗装となっている (**写真 2**).

但し，同じ 2 色塗装のシステムを医療用酸素ボンベ (**A**) に適用すると，医療機器の上で医療用酸素の識別色である緑塗色が **A** の上部に適用されるので，**B** の緑塗色と紛らわしいとの指摘があった[8]．そこで私は委員長として紛らわしくないデザインに工夫することも考えたが，手間と費用が嵩むのが実用上の難点だと悟った．本来当該事故は **A** と **B** 両者間の取り違え事故ではなくて，**B** の緑塗装を見て同じ緑色の **A** の幻影と勘違いすることから考えて，黒色の **A** は直接関係がないので，**B** の緑塗装の上約 1/3 の表面を橙色にする 2 色塗装により **B** の識別性向上を果たす上で特別な効果があり，本邦特有の法規による **B** の緑塗色と JIS による医療用酸素の緑色が同じであるから非常に紛らわしい問題に対する最適な解決法であることに変わりはないはずである．

しかるに，本年 4 月 22 日に公開された三者合意事項の【資料①】(2) 参考添付方法の写真 (**写真 1**, 左) では，**B** の緑塗色の上に橙色の大きなラベルを貼って橙塗色の代わりとしている．その写真では，ラベルの橙色に背景の緑塗色が透けて薄汚く変色して土色ないし褐色に見えるので明らかに不適当である．また，3 方向からの合成写真 (**写真 1**, 左) のうち右端の 1 本では「塗色の区分」で決められた法定塗色の緑塗色の方が，ラベルの両端に挟まれて背景化して見える上に，高圧ガス保安法の容器保安規則による緑塗色をラベルの下に覆い隠すので，‘ 法規に従う ’ ことを第一原則とする趣旨に沿っているとは思えない．

ボンベの塗色表示方式では，高圧ガスの種類を示す塗色の区分をボンベの表面積の 1/2 以上について施行する (容器則第十条第一項) に従い，残りの外面部分を活用して医療用などボンベの用途を示す塗色の工夫をすることができる．そこで，第十条第一号の表に定める塗色のない外面で，JIS T 7101 等で定める医療用二酸化炭素の識別色である橙色で表示するのが ‘ 法規に従う ’ 方式となる．つまり，塗色そのものを変えることにより法規による塗色を覆い隠すことはなく，ボンベの塗色から来る問題を塗色の工夫で解決する原則を貫くことができ，当然ながら最良の方法となる (**写真

**1**, 右).

一方で，高圧ガス保安法の容器保安規則には，ラベル表示に関する規定はないが，刻印，塗色，その上にペンキによる文字表示などが詳しく規定されているので，これら法規による表示を覆い隠すラベル貼りは法規に抵触すると思われる．従って，三者合議事項の【資料①】【資料②】のように容器則が規定する規定塗色の表示を覆い隠すようなラベル貼りは，法規違反となるはずである．しかし，容器保安規則違反には罰則がないためか，色々なラベルがボンベ外面に自由勝手に貼られている実状がある．また，容器保安規則の第十条第三項に「容器の外面に容器の所有者の氏名又は名称，住所及び電話番号を明示するものとする.」とあるのに，住所や電話番号が明示してないことが多いなど，法規違反に問われることがないのが実状のようである．それは，容器保安規則に元々ラベルに関する規定は無いし，ボンベの検査はラベルの無い状態で行うので許されているのかもしれないが，ラベルをボンベに貼って医療用ガスの確認に利用すること自体が，この法規にとって新しい事態なのであろう．本来，ボンベの種別の見分けは，容器則第十条第一項，第一号の塗色で行い，その後に充填することができるガスの種別を第二号のイによりボンベ表面に大きく書いてある高圧ガスの名称を見て確認する．これが高圧ガス保安法の容器保安規則の趣旨に従う原則となるはずである．

ところが，JIMGA-MD では，医療ガス (ボンベ) の取り違え事故を未然に防ぐために『医療ガス容器表示基準』を作り，「医療ガスは医薬品であるので，ガス名すなわち医薬品の名称は薬事法で規定する医薬品ラベルで確認する」として，二酸化炭素ボンベ**B**の緑塗色が医療用酸素の識別色と同じ緑色であることに起因する**B** (の内容) を‘酸素’と誤認・誤用する事故防止対策に塗色の工夫 (橙色との 2 色塗装化) を拒んだ．この制約の下に 3 者が合議したのが平成 25 年 5 月吉日 (1 回目) 提言であった．そこで「現時点で可能な対応として」の中に，従来からの方針に従って既に一部で行われていた緑色＋橙色の 2 色塗装を挙げてないという無理を犯したわけである (77 頁脚注 2 参照).

そもそも『医療ガス容器表示基準』では，**B**の容器表面積の全体を緑色と決めているので，その上にラベルを貼るべき表面積は残されていない．また，亜酸化窒素 50 %＋酸素 50 %の混合ガスでは，医療用亜酸化窒素の割合 (50 %) を示す青色が容器表面積の 1/2 と決めながらも，規定色の鼠色が容器表面積の 1/2 を“超える”面積となることを要求しているので，計算上不可能となる矛盾がある．

医薬品医療機器等法 (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) にも，ラベルの記載は見られないが，第五十条 (直接の容器等の記載事項) に，「医薬品は，その直接の容器又は直接の被包に，1. 製造販売業者の名称及び住所，2. 名称 (日本薬局方に定めた名称)，3. 製造記号，4. 重量，容量—-などの事項が記載されていなければならない.」とある．実際には，医薬品のアンプル等でラベルによる表示が普及しているが，それはラベルに記載して貼る方が便利でかつ読みやすいので，直接ガラス製やプラスチック製容器の表面に印刷・記載する代わりに容器の表面に印刷・記載したラベルを直接貼り付ける．このようなラベルを使うのは，アンプル，バイアル，バッグなど使い捨て医薬品容器ばかりであるが，製品の製造時に一回だけ直に塗色のない容器表面に貼るので，他の表示の上に貼って覆い隠すことはない. 直接の容器に記載するとは，容器そのものに直接記載することで，その代わりにラベルを直接容器の外面に貼る場合には，他の表示を覆い隠さないのは勿論，ラベルの重ね貼りなどによる表示の改変・隠蔽を禁じるのは当然のことである．

耐久性のある高圧ガス容器 (ボンベ) にラベル貼りで表示をする場合には，再充填する度に以前のラベルを完全に剥がした後で，新しい製造番号のラベルを他の表示を覆い隠すことなくボンベ外

面に直接張り替えねばならないので，規定の塗色 (緑) でボンベの表面積の半分以上を色分けしてある外面を避けて貼れるように塗り残した所か，法規色と紛らわしくない他の色の塗色 (例えば橙色) にしておいてそこに貼るべきである．その場合に，ラベルも含めた全ての表示がそれぞれ見やすい箇所にあることが望ましいが，そのデザインが法規に触れないことは最低限必要である．しかし，本来は法規違反に問われるか否か以前のラベリングが元の表示に干渉しないというマナーの問題であり，重要なのは**B**の緑塗色が‘酸素’と紛らわしくなくなり誤認事故防止に有効・適切なデザインであるかどうかの問題なのではあるまいか．

ボンベの塗色は，まずボンベの種類を見分けて取りに行く，或いは手を出して取るための選別用であり，次にボンベを手で廻して「充填することができる高圧ガスの名称」をボンベ表面に大きく書いてあるのを読んで確認を行うことと，2 段構えになっている．本件**B**の緑色＋橙色の 2 色塗装は，医療用 $CO_2$ ボンベであることを見分けるのが目的であって，医療用 $N_2O$ ボンベにおける規定の鼠色＋ JIS の医療ガス識別色である青色の 2 色塗装の前例を参考にしたデザインである．それは，医療用ボンベが，緑塗色だけ，鼠塗色だけ 1 色であることが特別に不便で危険でさえあったので，医療用ボンベを見分けやすくする必要が特別にあるからである [13]．その後に医薬品を手に取ってその名称を確認するのに，医薬品の外面に直接ラベルを貼ってその表示を読むことを加えることには賛成であるが，大きな白字でボンベ外面に明示してある内容ガスの名称さえも，いざという時には目に留まらない，或いはうっかりして読まないゆえのヒューマンエラーに対して，どの位有効であるのか疑問が残る．そこで，ラベル上の医薬品の名称を出来るだけ読み易くすることが重要であり，ボンベ管理用のバー・コードや，注意書き，製造番号などは，別のラベルにする方が貼り替えやすくて便利ではないかと愚考する．肝心なのは，スイス・チーズ・モデル (SCM) の異なる防護壁を重ねて貫通するミスを防ぐことにあるので，鮮明な 2 色組合わせ塗装による医療用ボンベの種別の見分けを第 1 防護壁，次にはボンベ上の大きな字を読んでの充填ガス名の確認を第 2 防護壁，さらにボンベを手に取ってラベル上の医薬品名を読んで確認する操作の第 3 防護壁，それでもミスが通り抜けた場合に備えてのガス別接続方式によるボンベとレギュレータ間の誤接続防御を第 4 防護壁として総合的に適切な事故防止対策を構築するべきものである．なぜなら、第 4 防護壁でボンベとレギュレータが一緒に誤認された場合のように単独では無力になるリスクが残るからである．

## おわりに

問題の神戸市の事故では，**B**の緑塗色を見て‘酸素’の表示と誤認したので，第 1 防護壁が無かったばかりか，むしろ緑塗色が誘因となっているので，そこを 2 色組み合わせて識別性を補強することが特別に重要であることは，他の防護壁が役に立っていないから事故になったことからも明らかである．しかるに，本年 4 月 22 日付三者合意事項では，当該事故の原因解析について，酷似したサイズのボンベを‘酸素ボンベ’と‘炭酸ガスボンベ’の間で誤認して取り違えた以上に説明もなく，橙色の色付けを含む全ての表示を 250 × 65 mm の横長ラベル 1 枚に纏めて，法規による**B**の緑塗色の上にぐるりと貼り付けるという策になった．何故に**B**の緑色が医療用酸素の緑色と勘違いしやすい塗色の問題解決に，塗色の工夫ではなくて，法規定の表示である緑塗色の上に貼る橙色の横長いラベル 1 枚に纏める方式案だけが推奨されるのか?　JIMGA-MD の技術委員会が自ら作った「医療ガス容器表示基準」改訂 1 (2009 年) に固執して，医療用**B**の外面を 100 %緑色に塗ることを要求するので，**B**の識別性を高めるために橙色との 2 色塗装方式が使えず，止む無く大きいラベルを橙色にして，緑の規定塗色の上に貼ることで 2 色塗装の代わりとする一歩前進策で談合した

結果であると思われる．

容器則第十条第一項の許す範囲内でボンベを塗色して，その上にラベルを貼るにしても法規に抵触しない範囲でなければならない．ラベルを規定塗色の上に貼れば，その下に隠蔽される面積だけは規定の緑塗色でなくなるので，予めラベルが直に貼れるだけの規定塗色でない枠をボンベ外面に準備しておき，その中にきちんと納まるように貼らねばならない．また，解説【資料①】【資料③】が示す製造販売元として JIMGA を挙げているのは明らかに不適切であり，各小売店がその名前を入れたかなり大きいラベルを予め印刷しておいて，それを 1 枚ずつボンベの再充填の度に製造番号を記入して貼り替える負担が過大となる小売店が出る心配がある．

医療用 $N_2O$ ボンベの良い前例を参考にした $CO_2$ ボンベ用の 2 色塗装を，なぜか今回は医薬品ラベルの表示に塗色にまでも固執して推奨しないという愚策に捕らわれることを止めて，任意に両方の方式を推奨して実用上の比較をすれば，どちらが合理的か自ずから明らかになるので，無理に三者合意だけを推奨して，従来からの緑色＋橙色の 2 色塗装を続けたい企業，さらに積極的に推進しようとする企業を抑圧・妨害する愚行を早く止めて頂きたいものと切望する．

せめて，前述の日本麻酔科学会 2012 年度第 2 回理事会 (2012 年 8 月 25 日) の議事録にある「安全委員会で $CO_2$ ボンベの配色について，関連学会と協働して上部 1/2 以下をオレンジ色に塗るデザインを検討中との答申あり，満場一致で承認された.」を完全施行して，その事業を推進して貰いたいものである．

## 追記

### 1．$CO_2$ 配管用アダプタが無くて $CO_2$ 配管が当分使用できなかった件について

神戸市立医療センター中央市民病院の事故調査委員会報告書 (**文献 1**) には，「施設や運用の問題」の中に「(病院新設により) 中央配管で $CO_2$ の配管があるが，アダプタの納入が遅れており使用できない状態であった.」の記載がある.「このことは，移転直前の 6 月末に行った手術のリハーサルで判明した．そのため，移転後も二酸化炭素ボンベを使わざるを得なかったのである.」との記載は**文献 11,12** にある．

医療ガス配管設備 (JIS T 7101) に $CO_2$ 配管が加わったのは 1997 年の改正からであったが，医療ガスホースアセンブリ (JIS T 7111) では 1993 年の制定時から ISO 5359-1989 (Hose assemblies for use with medical gas systems) に準じて二酸化炭素用ねじ式コネクタを規定していた． そのガス別特定接続方式には，米国 (CGA) 由来の DISS(Diameter Index Safety System)，または欧州式の NIST(Non-Interchangeable Screw-Threaded) system の両方式を JIS 規格に採用した．これは当時の ISO 7396(Medical gas pipeline systems) などによる國際的動向に従ったものである．つまり，国別に発達した迅速継手式ソケットアセンブリ (壁取付式配管端末器) については本邦ではピン方式とシュレーダ方式を酸素，笑気，空気，吸引用にそれぞれ独自に JIS T 7101 で規格化したが，$CO_2$ 配管については手術器械駆動用空気 (STA) や窒素 ($N_2$) の配管と同じようにホース取付式接合で規格化したので DISS 又は NIST という国際的なねじ式コネクタを採用したものである (JIS T 7101 の**表 3**)．その理由は，$CO_2$ 配管とホースアセンブリの使用は，患者の頭部側からの麻酔用とは別に，もっぱら手術用に患者の下肢側から区別して設置を考えたからである．従って，手術室で下半身に近い下肢側の壁に DISS または NIST 方式のおねじ側コネクタを設置しておき，めねじ側コネクタを両端につけたホースアセンブリで気腹器などに繋いで使用することを想定した．その場合 $CO_2$ 配管では，必ずしも自動開閉機構を要せず，STA や家庭用ガスのように壁に取り付けたコックを手動で遮断弁を切り替える形でもよいと，当時医療ガス配管規格委員会 (JISC) 委員会長を務めていた著者は納得していた覚えがある．つまり，$CO_2$ 配管専用のアダプタ (詳しくは，ソケットアセンブリ (メス) とアダプタプラグ (オス) からなるソケットアセンブリ) は，JIS T 7101 と JIS T 7111 のなかで 1997 年以来用意されていたのに，2011 年完成の新築工事において何故にアダプタが無いから繋げない状態で契約し，また繋げない状態で完工検査を終えていたのか，誠に不可解の思いが強い．

実際には，アダプタプラグをソケットアセンブリに装着すると自動的に $CO_2$ の通路が開き，脱着すれば自動的に閉まる迅速継手式配管端末器を求めたことから，その製品化が出来上がるまで工事が完成しなかったという不都合が生じて，事故に繋がったものと思われるのは残念である．因みに，$CO_2$ 配管の識別色が橙色と決まったのは 1997 年の JIS T 7101 の改正，橙色の $CO_2$ ホースアセンブリが規格化されたのは 2006 年の JIS T 7111 改正であったのに，それも知らずに 2013 年の当該事故からかなり後になっても黒色の $CO_2$ ホースアセンブリを配管業者が持ってきたと聞いた時には唖然とした覚えがある．何故にこのような不都合が起

きたのか．当の JIS T 7101, JIS T 7111 の原案作成団体は 2006 年以前に JIMGA−MD(日本産業医療ガス協会・医療ガス部門) の前身である日本医療ガス協会に移ったはずである．では何故に「対応国際規格である ISO 5359 に従って $CO_2$ 配管用アダプタは，ねじ式コネクタで，しかも DISS 方式の 1080 −Aが望ましい (対応迅速継手に記載なし)」と，JIS T 7111-2006 の**付表 1** で自ら関与して決めておきながら，これを無視して対応アダプタ無し・ホースアセンブリ無しの未完成工事のままの状態で当該事故を招いてしまったのであろうか．

因みに，診療用 $CO_2$ の使用量は，酸素に較べて比較にならないほど少ないので，$CO_2$ 配管を本格的に中央配管化するメリットは意外と少ない場合が多い．特に中小病院で複数の $CO_2$ 大型 (26.8 kg) ボンベをマニフォールドに連結すると，ボンベの回転が余りにも遅くなって管理上困るとの声がある．換言すれば，医療用 $CO_2$ ボンベの識別と連結さえ間違えなければ，その使用様態から見て小型 (2.2 kg) ボンベ 1 本の直接連結で実用上支障がない場合が殆どだと言えるのではあるまいか．それが国際的な実情であるからこそ，本邦特有な $CO_2$ ボンベの緑塗色による‘ 酸素 ’との誤認リスクを 2 色塗装の工夫により見分けを容易・確実にする意義があり，その上で医薬品名の表示を読んでの確認，更にそれでもミスが通り抜けた場合に酸素用など他のガス用器具との接続を不可能にして $CO_2$ ボンベの誤用を避ける SCM 方式の事故防止策が必要となる訳である．

一方で，最近余り使用しなくなった青色の亜酸化窒素 ($N_2O$) 配管を $CO_2$ 配管に転用する迷案があるやに聞くが，それにはかなり無理があるのではあるまいか．なぜならば，ボンベからマニフォールドへの高圧接続器具をガス別特定接続で取り換えねばならないに始まって，配管端末器ではガス別特定接続での取り替えは勿論，その設置場所も患者頭部に近い麻酔用から下肢側の手術用に付け替えまで必要になる上に，両者を繋ぐ送気配管も全ルートを橙色の熱収縮性合成樹脂で被覆した銅管に取り替える必要がある (JIS T 7101) ので，新しく $CO_2$ 配管を中央配管に加える工事をするのとあまり変わらない大工事となる．古い送気配管のままで幾重にも隔壁を貫通する送気配管に別の用途から転用する配管を混ぜる工事をすると，配管の関連を識別用被覆で保証する手段を失って工事ミスを誘発するリスクが避けがたいからである．

## 2. 「工業用二酸化炭素ボンベについては診療現場からの排除を継続して推進する」方針の件について

工業用ボンベは危険と叫んで診療現場から一律に排除するのが正義のように言うのはなぜか．前回 (2013 年 5 月吉日提言) では，「小型二酸化炭素ボンベを無くすることを目的に」と唱えたのに加えて恐怖感を煽るが，およそ無鉄砲な話ではないか．

Cryosurgery 用の Probe を含む冷凍手術器を始め，液化 $CO_2$ を冷媒として用いる場合，それが医療用であっても，また医療機器を構成する部分であっても，医薬品としての使用ではなくて産業用 $CO_2$ ボンベを用いることになる．Deep Freezer など病院内で医療用の機器で液化炭酸ガスを冷媒として使う場合も少なくないが，その場合まで産業用ボンベを一律に排除されては困る．この場合には直接ボンベを連結して現場で液化ガスを気化させる必要があるからである．

二酸化炭素には，産業用，食品添加用，医療用 (医薬品) の 3 種があって，それぞれ JIS 規格，食品衛生法，薬事法[3] で決められた規格が異なるが，いずれも純度 99.5 v %以上であり，法律上は別々に認可・登録された工場で製造されるが，後 2 者は一緒に製造運搬されることが多く，最終のボンベ充填の段階で使用目的に合わせて 3 種に区別された製品として供給される．従って，食添用 $CO_2$ も日本薬局方 $CO_2$ も本質的には変わらない．つまり，3 種の $CO_2$ は法令によって使いわけされるが，食添用を医療用に使っても健康被害事故は起きないというのが実情であると考える．

問題は，かつて小型ボンベのバルブの充填・排出孔の形状が酸素用も炭酸ガス用も同じであったので，レギュレータが相互に接続できて, 酸素吸入用に小型 $CO_2$ ボンベを誤用して致死的事故になった．酸素ボンベは黒色，$CO_2$ ボンベは緑色と塗装で識別するようにしてあっても，医療機器の上では酸素の識別色として緑色が普及しているので，それに慣れた看護師等がつい緑塗色のボンベには酸素が詰まっていると錯覚・誤認するからである．そこで，このヒューマンエラーを防ぐために，1) 医療用小型 $CO_2$ ボンベを緑色＋オレンジ色の 2 色塗装にして見分けを確実にする．2) 医薬品名の表示をはっきり読んで内容を確認する．3) 万一ボンベの種類を間違っても，医療用 $CO_2$ ボンベは $CO_2$ 用レギュレータにしか連結できない構造にして酸素との誤用を防ぐ．の少なくとも 3 段階の事故防護壁構築の普及・徹底とこれに関する教育の推進を図って $CO_2$ の誤吸入による重大事故を防止するプロゼクトにおいて，工業用の範囲は不明であるが，医薬品用でないボンベを総括して工業用というにしても，工業用ボンベを診療の現場から排除する意義は何処にあるのであろうか．Cryosurgery に支障はないか? 冷凍保存に支障はないか? など，利便性や経済上の問題も含めて色々な配慮や工夫が必要である．現実的には，医薬品 $CO_2$ と食品添加用 $CO_2$ との差は，法規上と価格の差が主であることを鑑みると，JIMGA-MD が唱えるのは理解できるが，学会までも一緒になって推進するべき事柄なのであろうか．

[3] 旧薬事法は，2013 年 11 月 27 日から「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」略称：医薬品医療機器等法に改正された．

確かに，ヒューマンエラー対策において原因の除去は一番に有効である．しかし，例えば，自転車については，深刻な健康被害を招く事故を起こすからと路上からの排除を継続して推進すると，その利便性，経済性などの効用は失われてしまうから現実的でなく，使用上の工夫などによる総合的な事故防止対策となる．事故の原因は，路上に存在する自転車そのものよりも，主にその使用法などヒューマンエラーに注目した工夫で安全性の向上を図る．今回の小型 $CO_2$ ボンベの誤用事故対策においても，事故の原因は，診療現場に存在する小型 $CO_2$ ボンベ自体よりも，主にボンベの緑塗色を医療用酸素の緑色と勘違いするヒューマンエラーに注目して，高圧ガス容器則による $CO_2$ ボンベ の緑塗色に JIS 規格による医療用 $CO_2$ の橙色を加える塗装上の工夫によって，医療現場における医療用 $CO_2$ ボンベの識別性を向上させて酸素と錯覚するヒューマンエラーを防止することに価値がある．

### 3. 医療用ボンベに用いるラベルの表示事項の件について

本年 4 月 22 日の三者合同会議合意事項のなかで，医療用小型ボンベに使う医薬品ラベルの指針制定に関わるラベルの記載事項例として示した【資料①】【資料②】において，製造販売元として JIMGA を挙げているのは明らかに過誤である．ここで製造販売元に当たる者は，各ボンベに最終的に医療用高圧ガスを充填して製品化して販売・供給する企業名とその住所であるべきあり，製造販売した製品に対しての責任の所在を明らかに示すためである．従って，もし【資料①】【資料②】を参考にしてそのまま製造販売元 JIMGA とその住所を印刷したラベルを使ったとすれば，虚偽記載になるから，なぜ三者が参考ラベルとして過誤の記載を示したのか理解に苦しむ．三者の合議結果を公表したものとしては，余りにも単純なミスではないか．これでは，学会三者 の名において JIMGA-MD 作成の書類を公表し，その事業を支援しているのと変わらないのではないか．

一方で, 本年 6 月 1 日付の JIMGA 会長から JIMGA-MD 会員各位に対する「医療用ガスボンベ誤認と防止に関する取り組みの徹底について」と題する指導文書では,「製造販売元と明示した上で，製造販売業者の名称，住所を記載する.」とした上で,「二酸化炭素ラベルの某社作成例を別途示します.【作成例　別紙 4 参考】」とある.【別紙 4】の作成例では，製造発売元　〇〇〇株式会社　とその住所の例が示された他に，日本薬局方二酸化炭素 2.2kg 容器医薬品ラベル【資料①】と違う点は，元は横長ラベルの両側余白で橙色であったスペースを活用して，取扱上の注意の箇条書と，警告・注意，高圧ガス，単純窒息性をそれぞれ示すシンボル・マークを載せている．すなわち，三者の合議結果の一部に過誤が認められ，三者合議結果以外の文書が施行されているという事実である．

そこでの問題は, 高濃度の $CO_2$ を吸入した場合に起こる急性劇症 $CO_2$ 中毒の病状は明らかに窒素などの不活性ガスが過剰濃度になった場合の低酸素血症とは違うのに，未だに高濃度 $CO_2$ 混入が引き起こす空気中の酸素濃度の低下による障害とする誤った見方が社会で通用しているという事実であり，それが的確に $CO_2$ 吸入の事故防止対策を立て，また急性劇症 $CO_2$ 中毒の正しい治療の障害になってはいないかということである．その経緯を内藤は下記のように説明している (引用文献 18 参照).

「旧労働省安全衛生部労働衛生課の ‘ 酸素欠乏危険作業主任者テキスト ’ によると，$CO_2$ は，ヘリウム，窒素，アルゴン，フロンと並んで不活性ガスとされた．そこで，‘ 不活性 ’ を ‘ 無毒 ’ と見なし，$CO_2$ を使って酸素欠乏の実験を行った．すなわち，ネズミを入れた箱の中に $CO_2$ を放出し，ネズミが倒れる酸素濃度を測定したところ，酸素濃度が 18 %になったところでネズミが倒れた．そこで酸素濃度 18 %以下は危険と判定し，現在の規則 (著者注：単純窒息性のマーク) ができた．しかし，ネズミが倒れたのは酸素欠乏のためではなく，その時の $CO_2$ 濃度 (13.9 %) によってである.」

なお，ヒトの $CO_2$ 最小致死濃度は 10 %・1 分，9 %・5 分 (化学物質毒性登録 RTECS) だそうである．

### 4．医療用二酸化炭素ボンベの添付文書の記載事項の件について

今回，本年 4 月 22 日付三者合同会議合意に付随した【資料④】【資料⑤】【資料⑥】で，医療用二酸化炭素ボンベに添付する文書の記載事項を読んで，そのまま誤って当医薬品を吸った場合の非常に高い危険性などに関する禁忌・用法・用量に関連する使用上の注意情報が不足しており，これでは当ボンベの安全使用に繋がらないのではないかと危惧するので，大幅な改正を希望しながら，これを学会側の安全委員会が積極的に指導できる絶好の立場にあるのではないかと提案する．

まず，医療用二酸化炭素ボンベの添付文書が対象とする医薬品は，日本薬局方の二酸化炭素であり，それは気体である炭酸ガスに限られるべきではないか．それは，当該ボンベから使用する医薬品は気体に限られるからである．しかるに，本品は，気体でもあり，液体でもあるように書いてある．確かに本品を高圧ガス容器 (ボンベ) の中に充填した状態では液化しているが，その状態で医薬品になることはなく，必ず日本薬局方の二酸化炭素は気体として使用されるから，炭酸ガスとも呼ばれている．また，高圧ガス容器 (ボンベ) とは無関係のドライアイスは，別の製品であり，当ボンベに添付する文書に含めるべきではないと考える．

次に，医薬品として使用する場合の濃度における危険性情報ないし禁忌の記載がないことである．唯一ガス漏洩時の注意として，二酸化炭素の許容濃度は 5000ppm(0.5 %) という記載があるが，これは 8 時間/日，40 時間/週での作業環境における許容濃度 (長期安全限界，米国産業衛生専門家会議) であり，そのお

よそ 200 倍も濃い濃度の医薬品：日本薬局方二酸化炭素の猛烈な毒性につては，全く触れていない．せめて，15 % KCl 点滴液の添付文書の冒頭に見られるような赤字，赤枠で，必ず守らねばならぬ使用上の注意，禁忌事項の記載などが必要だと考えるので，全面的な見直しが推奨される．

## 引用文献


1. 事故調査委員会報告書 ($CO_2$ 誤換気事故) 神戸市立医療センター中央市民病院 事故調査委員会 委員長 多田恵一 平成 23 年 9 月 30 日．
2. Ikeda N, Takahashi H, Umetsu K, Suzuki T: The course of respiration and circulation in death by carbon dioxide poisoning. Forensic Sci Int 41: 93-99, 1989.
3. 黒木 尚長, 山崎 元彦ら：二酸化炭素中毒の 1 剖検とその発症のメカニズム．法医病理 7:46-53, 2001.
4. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー何故まだ繰り返されるのかーその経緯 (3)．麻酔・集中治療とテクノロジー 2013, p1-8, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会　京都 2015. (http://www.jsta.net/pic/kanchigai.pdf)
5. 医療機器センター編：全訂増補 医療ガス保安ハンドブック．ぎょうせい 東京，p5, 2010.
6. 釘宮 豊城：編集後記．Medical Gases 13(1): 2011.
7. ISO 32:　Gas cylinders for medical use—Marking for identification of content.　1st edition, International Organization for Standardization．Geneva, 1977.
8. 佐藤　暢：医療ガス問題，最近の話題．麻酔 43(9):1406-1411, 1994.
9. 佐藤 暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー何故まだ繰り返されるのかーその経緯 (2)．麻酔・集中治療とテクノロジー 2012, p1-11, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会　京都 2013. (http://www.jsta.net/pic/kangae.pdf)
10. 佐藤 暢：医療用二酸化炭素 (炭酸ガス) ボンベを使っている方々へ (緊急提言)2013 年 8 月 2 日　(http://www.jsta.net/pic/sato10.pdf)
11. 出河 雅彦：医療用ガス取り違え事故の背景に高圧ガス識別色の不統一．Astand(Web マガジン)Asahi Judiciary 朝日新聞社 2012 年 2 月 3 日．
12. 出河 雅彦：ルポ 医療犯罪．朝日新書 479 第 5 章 ヒューマンエラーから患者を守るために・ミス招くガス識別色ー医療用ガス誤認事故．p278-291, 朝日新聞出版 東京, 2014.
13. 佐藤　暢：医療ガスボンベの識別色について．日本医事新報 No.3891 76-78, 1998.
14. 佐藤 暢：医療用二酸化炭素ボンベの誤認事故防止への緊急提案．Gas Medicina vol.17, p14-15．2012．(上記文献 9 の p10-11 に別紙 2 として掲載)
15. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー事故の原因解析の問題点とその経緯 (4)．麻酔・集中治療とテクノロジー 2015, p74 -80, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都 2016. (http://www.jsta.net/pic/co2jikogenin-2.pdf)
16. 佐藤 暢：編集者への手紙　二酸化炭素ボンベの誤用は本当に酸素ボンベの酸素ボンベの取り違え事故なのか？　日医雑誌 142(7)：1522, 2014.
17. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベを酸素ボンベと誤認した事故を両ボンベ間の取り違え事故と見るのは誤りではないか　2014 年 28 日. (http://www.jsta.net/pic/sato12.pdf)
18. 内藤 裕史：中毒百科 (改訂第 2 版) 43 二酸化炭素．p181-186, 南山堂 東京 2001.


**Key Words:**

取り違え，勘違い，医療用ボンベ，塗色，2 色塗装，Root Cause Analysis (RCA: 根本原因分析)，スイス・チーズ・モデル (SCM)，医薬品医療機器等法, 高圧ガス保安法, 容器保安規則, 日本産業・医療ガス協会 (JIMGA), 医療ガス容器表示基準

連絡先：satotoru@orange.plala.or.jp

# 特別寄稿： 厚労省も陥ったか，ヒューマンエラーと二酸化炭素中毒事故にまつわる謎

佐藤 暢*，飯野 守男‡

## 第 1 部 小型ボンベのマジックによるヒューマンエラー

### これまでの経緯と事故原因分析

著者* は 2016 年に本誌に寄稿した二酸化炭素ボンベ誤用事故の論文 (5)[1] 等のなかで，一般に酸素ボンベと二酸化炭素ボンベ[1] の取り違えと言われている致死的事故は，炭酸ガスボンベの緑塗色を見た医師や看護師等が，本邦では酸素ボンベが黒いことをつい失念して，緑色の酸素ボンベの幻影を見て勘違いした事故ではないかと繰り返し書いてきた[1–3,6,9]．

もともと酸素ボンベが現場に無かったから起きた事故なので，両ボンベ間の取り違え事故でないのは明らかである．にもかかわらず，現場にあった酸素ボンベを取り違えたかのような記載が未だに絶えない．もし酸素ボンベが現場近くにあったとしてもそれを認識して使おうとした人が現場に居なかった場合には，酸素ボンベが現場に無かったのと同じことになるのではないか．それでも，なお殆どの人が酸素ボンベの（または、酸素ボンベとの）「取り違え」と書くのはなぜなのか．これについては，二酸化炭素ボンベ誤用事故の論文 (4)[2] の「取り違え」4 事件の再検証などで詳しく書いてきた．酸素ボンベは黒塗色，炭酸ガスボンベは緑塗色で識別すると法令で決まっているのに，厚労省，医薬品医療機器総合機構 (PMDA)，学会，業界と皆揃って両ボンベ間の「取り違え」と書いてきたのは何故だろうかと著者* は真剣に悩んできた結果，これはまさに手品ではないかと気が付いた次第である．

黒塗色の酸素ボンベと緑塗色の炭酸ガスボンベは識別色で容易に判別できるはずなのに，同じサイズで外形が同じというだけで，どうして類似した物同士のように取り違えたというのであろうか．黒色も緑色も同じに見える色覚異常や色覚失認の人がそんなに多いのであろうか．いや，実際には現場で見たボンベは緑色の小型炭酸ガスボンベだけであったのに，酸素ボンベと炭酸ガスボンベを取り違えたと厚労省の課長さんが 2 人連名で 4 回も繰り返し書いている課長通知：平成 23 年 7 月 25 日付 医政総発 0725 第 3 号/薬食安発 0725 第 1 号，「酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違えに起因する健康被害の防止対策の徹底について」[2] の強い影響からか，事故の現場には黒塗色の酸素ボンベが存在してそれを緑塗色の炭酸ガスボンベと取り違えたという幻想をもつ人が何と多いことか．緑塗色のボンベを目前にしながら黒塗色の酸素ボンベと取り違えたとすれば，まるでお化け屋敷での出来事のようであるが，手品というよりむしろマジックに騙されたと思えば皆も納得できるのではないかと気が付いた次第である．

炭酸ガスボンベの緑塗色を見ながらも，本邦では (航空機内設備の酸素ボンベを除いて) 存在するはずのない「緑塗色の酸素ボンベ」と勘違いするのは何故なのか．麻酔科医や看護師等は平素か

---

* 鳥取大学名誉教授 元 JIS 麻酔器・医療ガス配管設備等専門委員会委員会長
‡ 鳥取大学医学部社会医学講座法医学分野教授

1 日本薬局方 二酸化炭素は冒頭に「本品の性状は無色のガス」と明記しているので，ここでは「炭酸ガス」と書き，その高圧ガス容器 (ボンベ) は「液化炭酸ガスボンベ」と記載すべきところを簡略化して「炭酸ガスボンベ」と書くことにする．ボンベ内に充填された状態での液化炭酸ガスや固形のドライアイスとの区別を明瞭にするためである．

掲載許可日 2017 年 3 月 10 日

ら麻酔器等の医療機器や医療ガス配管設備の上で「緑色は酸素」という環境で診療に従事している．その上，労働安全の旗や標示においても緑色のものが多く，また日常生活における交通青信号も緑色なので，「緑色は安全」「緑色は酸素」だと判断しやすいと考える．その反面，緑色の炭酸ガスボンベを見て，「それには炭酸ガスが詰まっているから誤吸入すれば非常に危険」と認識している人は稀である[3]．そういった医療従事者たちが，炭酸ガスボンベの緑塗色を見た際に，つい無意識に“安全な酸素”と誤認しないようにこの論文を書くことにした．

### 緑塗色のボンベを何と取り違えたのか

繰り返しになるが，緑色のボンベには直接吸うと大変危険な炭酸ガスが詰まっているから，直ちにSTOP！と判断しなければならない．実は，万一誤吸入すれば大変危険な炭酸ガスが詰まっているボンベが緑色でかつ医療用酸素の識別色と同じであるのは日本だけの特殊事情である．米国などでは医療用ボンベも医療機器・設備の上でも酸素の識別色は緑色に統一されているので安心である．

著者* は医学部卒業直後から米国で臨床研修 (Internship 等) を受けたので，未だに眼を閉じると緑色の酸素ボンベが浮かび上がってくる．当時は米国でも医療ガス配管が行き渡っておらず，病院でも緑色の酸素ボンベを日常使ったものである．米国で研修した医師は多いので，帰国後には緑色のボンベを酸素と感じる人は少なくないに違いない．このような背景の下に本邦で医療用酸素の識別色が緑色と決められたのは 1976 (昭和 51) 年の日本工業標準調査会 (JISC) における JIS T 7201「麻酔器」の改正であるが[3]，当時は本邦でも米国仕様の医療器具，医療ガス配管の普及とともに医療用酸素の識別色は緑色との認識は次第に病院内に広がった．また，酸素吸入用マスク，チューブなどの部品類や，流量計などにも緑色標識のものが多く，酸素にふさわしい緑色のデザインが浸透していった．そして，1993 年の JIS T 7011「医療ガス配管設備」と JIS T 7111「医療ガスホースアセンブリ」の制定で，医療施設の上でも酸素の識別色は緑色，2006 年の改正で炭酸ガスの識別色は橙色と決まったのであるが，本邦では以前から高圧ガス容器の識別色として酸素ボンベは経済産業省令　高圧ガス保安法　容器保安規則[4] で黒色，液化炭酸ガスボンベは緑色と決められており，医療用ボンベの色もこれに従っている．

しかし，厚生労働省や PMDA からの通知には，主務を (当時) 厚生大臣として制定されたこれら JIS の識別色に関して全く触れていないのは何故か．単に担当官の不勉強や縦割り行政のためによるヒューマンエラーだとは思えない何か因縁があるように著者* は感じており，当局から納得できるような説明を求めるのも当論文を公表する目的である．何故ならば，これら該当 JIS が規定する医療機器・医療施設上の「酸素は緑」の識別色が，経済産業省令「高圧ガス保安法」に基づく「容器保安規則」が規定する液化炭酸ガスボンベの緑塗色と一致していることこそ，「酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違えに起因する健康被害」の原因であり，この問題解決のキーポイントと確信するからである．但し，ここで取り違えとは，両ボンベ間では無く，炭酸ガスボンベの緑色の意味を酸素と取り間違えたことになる．

一方で，EU を中心とした国際標準化機構 (ISO) や欧州標準化委員会 (CEN) では，識別色は医療用ボンベを基に酸素は白色，炭酸ガスは灰色と決めており，医療機器や設備にも適用されている．このような経緯については，当時 JISC (Japanese Industrial Standards Committee:日本工業標準調査会) の専門委員会の委員会長を務めてきた著者* がこれまでに述べてきた通りであるが[3,5,6]，とても複雑に絡んで整理・統一できそうにもない現状である．何しろ，はっきりと識別に使えるような色は赤，青，緑など 7 色程しかない．そこで，2 色塗装 (two-tone color) で医療用ボンベを産業用ボンベから区別をする工夫が必要になってくる．すなわち，灰色と青色の 2 色塗装で医療用亜酸化窒素 ($N_2O$, 笑気) ボンベを標示してきたのに倣っ

て，緑色と橙色の 2 色塗装で医療用炭酸ガスボンベを標示する方法である．つまり，炭酸ガスボンベの緑塗色が示す意味を‘ 酸素 ’と取り違える認識上のエラーに陥らないように，医療用炭酸ガスの識別色であるのに加えて警戒色でもある鮮やかな橙塗色を目立つように加えた two-tone color が，安全な酸素でなくて大変危険な医療用炭酸ガスボンベだと警告する手段として重要な働きをすることになる．

## ボンベ取り違えの絡繰りは手品というよりもマジックであって，皆が騙された！

問題は，このような識別色の中で，小型炭酸ガスボンベの緑塗色を見ながらなぜ同サイズの黒塗色の酸素ボンベと勘違いするのかという点である．このヒューマンエラーのプロセスを，著者* は「酸素ボンベと思って見ている炭酸ガスボンベは，酸素ボンベの黒色ではなくて緑色であるから，物と色との二重の錯覚によって折角色分けしてある酸素ボンベと炭酸ガスボンベとの間の誤認 (認知エラー) が，炭酸ガスボンベという同一物の上で無意識のうちに瞬時に起きるので，まさに手品のように誰も気が付かない．その時は，黒色の酸素ボンベも緑色の炭酸ガスボンベも眼中になくて，緑色の酸素ボンベという幻影が頭の中を一瞬のうちに占拠したものと理解する．」と書いた [1)]．このような手品というよりもマジックの種明かしをするとすっきり解るし，このヒューマンエラーへの適切な対策を考える上での重要なキーポイントとなる．

つまり，現場に無かった黒色の酸素ボンベと現場にあった緑色の炭酸ガスボンベとが無意識のうちにすり替わった錯覚が，前述の厚労省の課長通知 [1)]，医療安全情報 PMDA No.13[7)] を始め，著者* を含めて [8)] 殆どの関係者が大勢で緑色の「炭酸ガスボンベの誤認」事故を，両ボンベ間の「取り違え」と少なくとも一度や二度は書いた事実，更には「酸素ボンベの取り違え」「酸素ボンベの取り扱い」や「酸素ボンベ誤認」事故と反対に書いた諸氏は，皆 [9)] まさか目前で緑色ボンベのマジックが公然と一瞬のうちに行われて炭酸ガスボンベが酸素ボンベにすり替わったとは気が付かなかったに違いない．また，マジックとの認識もなかったので無意識の内に騙されたのではないかと思われ，このようにマジックの種を明かしてしまうと，お互いに解り合える気持ちになるのは私だけであろうか．

その上で，当該事故の原因と防止対策について「本邦では炭酸ガスボンベの緑塗色が平素見慣れた医療用酸素の識別色と同じ緑色であるから，酸素ボンベが黒色であることを忘れて，ついうっかりと緑色の酸素ボンベと誤認 (勘違い) したまま使用してしまうヒューマンエラー (認知エラー) であるので，特別に注意喚起を行い，事故防止対策を周知徹底する必要がある」と書くと至極分り易い．

これ以外に，炭酸ガスボンベに‘ ○○酸器 ’とメーカー名が記載してあったのを「酸素」と読み違えたと看護師が事故の原因を説明したとの報告 [2)] もあるが，白くペンキで書かれた文字を読む前には炭酸ガスボンベの全面的緑塗色を見た筈であり，その時にまず無意識のうちに安全とか酸素とかを感じた上で読み違えたものと推定される．或いは，まずボンベの緑塗装を見て酸素ボンベと勘違いしたヒューマンエラーを無意識に犯した後で‘ ○○酸器 ’の白ペンキ文字を酸素と読み違えた原因だと勘違いして説明したとも考えられる．いずれにしても黒塗色の酸素ボンベは現場に無かったのであるから，それを使用できなかったから起きた事故を，緑塗色のボンベを見て黒色の酸素ボンベと取り違えたと記載したのは，緑色のボンベを見ている内に酸素ボンベにすり替わったマジックに気が付かなかったとしか言いようがないのではないか．

## 取り違えに起因する結果と健康被害防止対策

特筆すべきは，この厚労省課長通知の「酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違えに起因する健康被害の防止対策の徹底について」という標題では，両ボンベ間の取り違えというヒューマンエラーの原因を追求する事故防止対策ではなくて，両ボン

べ間の取り違えというエラーに起因する健康被害を防止する対策を徹底すると読める[2]．これではヒューマンエラーの原因分析による事故防止対策ではなくて，炭酸ガスの誤吸入を招いた両ボンベ間の取り違え事故に起因する健康被害を防止する対策を厚労省が周知徹底することになり，致死的事故に起因して死亡か瀕死の重症になった後の対策では one stage 手遅れではないかと，別の疑問が湧いてくる．

しかも，その対策は，**記**の「2．医療用ガスボンベについては，使用時のみボンベとレギュレーター等を接続し，保存時にはボンベからレギュレーター等を外すことを徹底する等」と書いてある．これでは，医療用ガスの代表である酸素ボンベのバルブを開けての空ふかしは大丈夫か，所定のパッキンはあるか，レギュレーターを付けた後で漏れはないか，発火しないか等と毎回緊張して作業している手順をご存知でないのではないか．大体何のためにこんな危険な苦労を使用の度に繰り返す必要があるのか．著者* の経験では，無事に使用できたレギュレーター付ボンベは正しく接続して安全に使えた証拠として，そのままバルブを閉じるだけで片付けておき，次に使用する時には点検するだけですぐに安全に使用できるので慌てる必要もなく，ガスの残量に注意しながらボンベを一本ずつ使い切る (空にまでするのではない) というのが，医療用ガスボンベに限らず，常識ではないかと思われる．このような使い方が一般に便利で，空ふかしテストの必要もなく安全でかつ効率的であるのに，特に在宅酸素や救急車など酸素ボンベ以外に似たようなボンベのない場所で取扱い指針どおりの操作を使用の度に行うことは，接続時の危険なプロセスを繰り返すことになり，却ってガス洩れなど使用開始時の事故を増やしはしないかと心配になってくる．

## 第 2 部　日本薬局方解説では炭酸ガスも窒素と同じという怪<br>—単純窒息か中毒か?—

著者* は 2016 年末に**文献 1**[1] において，2016 年 6 月 1 日付で日本産業・医療ガス協会 (JIMGA) が会長名で出した指導文書[10] の中の【別紙 4】「二酸化炭素ラベルの作成例」のガスの性質を示すシンボル・マークのなかの単純窒息性マークに着目した．単純窒息性とは，それ自体には有毒性はなく十分な濃度の酸素があれば重大な生理学的影響を与えず，酸素との置換が進み過ぎることによってはじめて酸素が減少し過ぎて窒息に至るという性質である．すなわち，急性劇症炭酸ガス中毒は窒素等の不活性ガスが過剰濃度になった場合の低酸素血症とは大きく異なるのに，未だに高濃度炭酸ガス混入が引き起こす空気中の酸素濃度の低下による障害だとする誤った見方が社会で通用しているという事実がある[1]．

法医学領域において国内外でこれまで多くの炭酸ガス中毒事例が報告され，高濃度炭酸ガスの危険性が具体的に指摘されていることからもその強い中毒性は明らかである．まず，高濃度炭酸ガスが引き起こした大規模災害事例として，1986 年に発生したカメルーンのニオス湖の湖水爆発があり，約 1,700 名が死亡した[11,12]．この事案において，地域住民は火山ガスの主成分である高濃度 (8〜10 %) 炭酸ガスを吸入したとされる．

高濃度炭酸ガスによる死亡例の報告でもっとも多いのは労働災害である．ドライアイスを用いた保冷車の冷凍庫内での死亡例において，炭酸ガス濃度は 17.1〜18.6 %であり，当時の酸素濃度は 17.1〜17.4 %であった[13,14]．このほかにもドライアイスを入れた冷凍庫内での死亡例 (炭酸ガス 40 %)[15]，換気装置のない実験室でドライアイスを使用し死亡した研究者の例 (炭酸ガス最大 20.5 %) と閉鎖空間で炭酸ガス消火装置が誤作動し死亡した事例[16]，発酵タンク内での死亡例 (炭酸ガ

ス 8 %，酸素 18.5 %)[17] や船倉タンク内での死亡例 (炭酸ガス 約 8 %，酸素約 19 %)[18]，さらには死亡例ではないものの一時的に多量の炭酸ガスが放出された製氷工場において 25 名の負傷者を出した事例[19] がある．そのほか，ドライアイスや食添用炭酸ガスボンベを用いた自殺事例や二酸化炭素消火器を用いた心中事例の報告など多数ある[20−22]．

高濃度炭酸ガスの有毒性については，動物 (犬) 実験モデルにおいて証明されており[23]，高濃度炭酸ガスは致死レベルではない酸素濃度投与下において 1〜数分間で死に至らしめるため，単純窒息性ではなく強い中毒性があると結論付けられている．炭酸ガス単体での危険性については，国内における二酸化炭素消火設備の誤動作による死亡事例を受け，消防庁から通知がなされた[24]．その中で，「二酸化炭素が有する人体に対する毒性により，生命に危険を与えることがある」とされ，「気中濃度 10 %以上では数分以内に意識喪失し，放置すれば急速に呼吸停止を経て死に至る」「気中濃度 30 %では 8〜12 呼吸で意識を喪失する」と強い危険性が指摘されている．しかし一方で，当時の労働省からは同じ事故および類似の事故をまとめて「二酸化炭素消火設備における酸素欠乏症」として通知[25] するなど一貫性に欠けるのは，縦割り行政での重大欠陥とも思われる．

つまるところ，高濃度の炭酸ガスの誤吸入ないし誤換気による急性中毒は，酸素濃度の低下したガスを吸入または換気されることによる酸欠事故，窒息事故とは明らかに異なるにも関わらず，医療においては，今でも炭酸ガスは不活性ガスで，窒素と同じく毒性がない，副作用がないとされて，窒息事故や酸欠事故と同じように思われているのではないか[1]．この問題の原因は，日本薬局方解説書に　日本薬局方 (**JP**) 二酸化炭素の【副作用】に「特別なものは知られていない」と記載されているからであろうか[26]．

## 炭酸ガスの副作用に特別なものは知られていない

詳しくは，2016 年 7 月に改正発行された 第 17 改正　日本薬局方解説書[26] における「**二酸化炭素**　Carbon Dioxide 炭酸ガス」の項目での記載は以下の通りである．2011 年 6 月発行の第 16 改正の同解説書「二酸化炭素」も調べて見ると，日本語の物質名が 17 版では英語になって短くなった以外，変更点は全くない．

——————

日本薬局方

**二酸化炭素**　Carbon Dioxide 炭酸ガス

(C-3716 頁)

本品は定量するとき，二酸化炭素 ($CO_2$)99.5 vol %以上を含む.

**性状**

本品は室温, 大気圧下においては無色のガスで, においはない．(途中省略)

—解説—　　　(C-3718〜3719 頁) には,

【本質】医療材料，置換用ガス (途中省略)

【薬効薬理】呼吸中枢は動脈血の二酸化炭素量の増加により興奮する．その結果，呼吸が速くかつ大きくなって，肺胞内におけるガス交換が活性化される．動脈血内の二酸化炭素量を減じようとする自律性の機構である．血中二酸化炭素量の増加はまた循環系にも影響を及ぼし，脳の血管中枢に働いて全身の血管の収縮を起こすが，脳血管は拡張して血流の増加をきたす．心拍動数及び刺激伝導は抑制されるが拍出量は増加する．

【副作用】特別なものは知られていない.

【適用】酸素吸入の際に酸素単独に比べ二酸化炭素を併用する方が効果的である場合，高山病における呼吸困難，麻酔時における覚醒と手術後の肺拡張不全の予防，一酸化炭素，モルヒネ，シアン化合物などの中毒時における呼吸中枢の興奮性低下に対して用いる．酸素吸入に併用する場合には，純酸素に対して 5〜10 vol %を混合する．

—————

以上であるが，麻酔時における覚醒としてこのような使い方をしたのは，呼吸を刺激する良い医薬品が他になかった，本邦で言えば臨終期にビタカンファー注射を頻用したビタカン時代までであ

ろう．当時私が米国で研修していた時には確かに 5 % $CO_2$ と 95 % $O_2$ の混合ガスの製品があったが，現在では有効で安全な注射薬が多々手軽に使える上に，むしろ障害された呼吸中枢を医薬品で頻回に刺激して疲弊を早めることは禁忌とも考えられて，適度な人工呼吸を続けて保存的に救命するのが常識となっている．こうなると，前記の日本薬局方解説書の記載は，隔世的な不勉強と言っても過言ではないと思うが，どうであろうか．もし医師や薬剤師の国家試験で，基礎ともなるべき日本薬局方解説をそのまま引用して解答を書いたとしたら，果たして合格点を厚労大臣から戴けるものであろうか[2]．

しかも，厚生労働省からは第 17 改正日本薬局方 (**JP**) 作成基本方針が公表されており (平成 28 年 8 月 25 日 薬事・食品衛生審議会答申)，**JP** は公的・公共・公開の医薬品品質の規範書であり，その作成過程における透明性，国際化，最新の学問・技術を積極的に導入して内容の質的向上を図るとか，説明責任を果たす役割が求められるとの記載がある．**JP** 自体はインターネット上に公開されているが，その解説書は日本薬局方解説書編集委員会編で廣川書店から発売されているものの高価 (102,600 円) な大部であるので，図書館や薬局にも蔵書がないことが多い．臨床的には，専ら薬学的な **JP** 本体よりも，薬効薬理，副作用や適用が記載されている解説書の方が余程有用な内容を含んでいると思うが，前記のような実情を見ると解説書には安全対策上必要な最近の情報が入っているとはとても言えないのではないか．

一方，日本薬局方　**窒素**　Nitrogen の項を見ると，下記の記載がある．

ーーーーー

“ 本品は空気液化分離法により製造された窒素である．本品は定量するとき，窒素 ($N_2$)99.5 %以上を含む．性状　本品は室温，大気圧において，無色のガスで，においはない．”

に始まって，その—解説—には，

【本質】置換用ガス (途中省略)

【副作用】特別なものは知られていない．

【適用】酸化されやすい薬品の保護ガスとして，注射用アンプル製剤に用いる．液体窒素は固形二酸化炭素 (ドライアイス) と同様に，冷却作用を利用して腐食剤として用いる[3]．(C-3110 頁)

ーーーーー

ここに，炭酸ガスを窒素と同じような不活性ガス (inert gas) と誤解した由縁があるのか．確かに炭酸ガスは熱で分解されず，酸化もされないので，換気さえ十分にすれば後に毒物汚染が残らないので食品工場や倉庫等での消火剤として頻用さ

[2] 日本薬局方　二酸化炭素の添付文書には，各社とも【主要文献】に第 15 改正　日本薬局方解説書，C2935-2940, 2006 と第 16 改正　日本薬局方を挙げている．この事は，添付文書の炭酸ガス漏洩時の注意における許容濃度は 5,000ppm(0.5 %) と 1 日 8 時間，週 40 時間の労働環境における長期安全限界 (米国産業衛生専門家会議) しか示していないので，そのおよそ 200 倍の濃度に到る可能性のある急性炭酸ガス中毒時の致死的猛毒性については全く記載がない[1)]．この添付文書を纏めた JIMGA の技術委員会，これを指導したとされる PMDA は，炭酸ガス誤吸入事故の危険性についての知識も配慮もなく，日本薬局方　二酸化炭素 を医薬品として取り扱っている現状を具体的に示していると思うが，管轄する厚生労働省にこのような事態を報告し，本邦の医療の安全管理上の欠陥を指摘してその責任を告発するのが，本論文を書いた趣旨でもある．

[3] 液体窒素と同様に用いるのは，固形二酸化炭素ではなくて，むしろ液化炭酸ガスではないか? また，腐食剤ではなくて，防腐剤の誤りと思うが，冷却作用を利用する場合には防腐剤とは呼ばないのではないかと思った．ところが，岡山県立図書館で日本薬局方解説書を経年的に調べたところ，第 7 改正 (1961　日本公定書協会編)，第 8 改正 (1971 同)，第 11 改正 (1986 同)，第 15 改正 (2006 日本薬局方編集委員会編)，第 16 改正 (2011 同)，第 17 改正 (2016 同) の記事の比較で，前 2 者では液化窒素をドライアイスと同様に利用して疣を冷却・腐蝕する例 (Savitt：JAMA 155：666,1954) を挙げていたが，1986 年以来はずっと現表現となっていたことが解った．これで最低 50 年間は進歩がなかったことが判った．なお，腐食剤たる硝酸銀を用いていぼを焼灼 (etching, Aetzen(独)) する治療法は古くからよく行われてきたが，ドライアイス（昇華点：−79 ℃）や液体窒素 (沸点：−196 ℃) では，手技は似ていても，皮膚を凍結・壊死させるもので，硝酸銀などの腐食 (erosion, corrosion, caustic) 作用と同一視すべきものではないだろう．

れているが，不用意に人が誤って吸入すると中毒性が大変強い[1)].

つまり，**JP** 解説書の炭酸ガス ($CO_2$) に関する記載が，He, $N_2$, Ar 等と並んで不活性ガス (inert gas) であり，それが無毒と誤解されて，単なる酸欠事故，窒息事故と同じと見なされた結果，急性炭酸ガス中毒についての認識に根本的な間違いを生じ，その特異な危険性，強い中毒性が無視された結果，それについての対応が遅れている原因ではないかと思うに至った．また，それが日本薬局方　二酸化炭素の添付文書にも反映されて，**追記 3．**と **4．**[1)] に述べたような問題を引き起こしているものと考える．

なお，炭酸ガスの中毒性を人体実験で学術的に確認することはできないので，厚労省が医薬品として $CO_2$ の副作用情報を認めないのかもしれないが，余りにも危険性を無視した反社会的な無責任行為ではあるまいか．実話ではないかも知れないが，確か米国映画で炭酸ガスが死刑か毒殺に使われるのを見た覚えがある．はっきりした数字としては，米国の化学物質毒性登録 (RTECS[4]：旧 NIOSH) の「ヒトの炭酸ガス最小致死濃度は 10 % で 1 分間，9 %で 5 分間」というのがある．本邦では，鳥インフルエンザの防疫対策に，何千羽という鶏を一気に処分するのに二酸化炭素が使われている．これも，炭酸ガスの毒性が大量の鶏でも暴れ苦しむ間もないほど極めて迅速かつ強力に働くのに，後に毒性物質が残らないためだと聞いている．

理論的には，吸気中の $CO_2$ 濃度が 100 % 近くまで上昇するのに比例してヒトの血漿中の炭酸ガス分圧が急速に上昇するに従い，Henderson−Hasselbalch equation[5] の＋ log 部分の分母 $P_{CO_2}$ が，生理的範囲の 15〜20 倍までも上昇することにより，炭酸の解離によって成立する血漿 buffer のバランスが崩れて血漿の pH 値が 7.0 以下までにも瞬時にしかも大幅に酸性になる強度な acidosis (アシドーシス) から acidemia (酸血症) となり，心筋細胞を始め全身の細胞の環境が急激に酸性化することによって直ちに細胞膜の機能異常を来して，高度な不整脈から心停止など致死的機能異常が極めて迅速に全身的に起こる上に，赤血球内へモグロビンの酸素親和性が pH の低下とともに増大する Bohr effect (ボーア効果) により組織の低酸素症 (hypoxia) を合併する状態で通常死亡するが，これが高濃度炭酸ガス入り空気を誤吸入した場合に起こる急性劇症炭酸ガス中毒症の典型的病理だと考える．

純炭酸ガス (**JP** 二酸化炭素) を直接吸入した場合，吸気中の酸素濃度低下による二次的な低酸素血症 (hypoxemia) を合併することもあるが，一次的には前述の血漿中の炭酸ガス分圧上昇のために発生する酸血症が心筋細胞等の機能不全をもたらして極めて初期の間に循環停止に至る．直ちに純酸素による人工呼吸や人工肺による換気等で対処すれば，酸欠による脳障害とは違って，肺からの血中炭酸ガスの排出が大変速いので意外に大脳機能の回復等が早期に得られることも期待される．

神戸市での急性劇症炭酸ガス中毒症の事故 (2011 年 7 月) でも，一旦蘇生に成功してその日の内に会話ができたと聞いた程改善したかに見えた 6 日後になって，なぜ再び心停止した[1)] のか疑問も多い．このような経過が通常の酸欠事故との特徴的相違を反映しているとも考えられるが，貴重な症例の治療経過や予後についての報告は全く見られない．総じて本症の病理学的実態は未解明のままであり，人体実験はできなくとも，せめ

[4] RTECS とは，Registry of Toxic Effects of Chemical Substances (化学物質毒性データ総覧) で，2001 年までは National Institute for Occupational Safety and Health(NIOSH:米国国立労働安全衛生研究所) によって管理されていたが，現在は民間企業である Symyx Technologies によって運営されているので，有償の購読制となっている．

[5] Henderson−Hasselbalch 式とは，血漿のような緩衝溶液の pH の計算に用いるもので，血漿中では $\mathrm{pH} = 6.10 + \log \frac{[\mathrm{HCO_3}^-]}{(0.03\mathrm{mM/mmHg}) \times \mathrm{P_{CO_2}}}$ となる (最新医学大辞典第 2 版 医歯薬出版 東京 2001).

てヒトの血液を用いたin vitroでの詳細な実験報告が待たれる所以である[6].

著者* は，現役の研究生活を去って20年にもなる老骨として，血を吐く思いで本論文を書くしかこの問題を社会に訴える力が残っていないことが本当に残念である.

しかるに，“現在では，二酸化炭素吸入による死亡原因は低酸素ではなく「二酸化炭素自体による急速な中毒作用」によることが多くの実験報告で明らかになっています.”との報告が見られ[27]，またそれが現状を表しているかのように感じる程「二酸化炭素自体による急速な中毒作用」による危険性は知られて来てはいるものの，急性炭酸ガス中毒症の本質的な実験研究は殆ど進んでいないというのが実状であろう．その実態をここに警告し，大いなる期待をもって若い諸賢の新しい研究に託することにする．それこそが医療現場における安全対策及び救命治療向上の基礎として必須の要件と信じるからである.

なお，急性炭酸ガス中毒症の病態を，$CO_2$が高い状態から呼吸性アシドーシスに分類するのが一般的であるが，実際には呼吸障害や肺の換気不全とは関係なく，むしろ呼吸で$CO_2$を排出すべき肺を通じて病的に高い分圧で$CO_2$を反対に押し込む人工的な急性炭酸ガス中毒症であるから，その病態を「中毒性アシドーシス」という別の分類を新設して，両者を区別するように提案したい.

[6] 日本光電の青柳卓雄氏からの私信 (2016-01-23 のメール) に「私も，血液を使った実験をさんざんやりましたが，$CO_2$ の脱酸素能が，$N_2$ に比べて格段に強いことを実感しています．パルスオキシメトリの理論を作るには $O_2$Hb および Hb のスペクトルが，信頼できるものでなくてはなりません．(中略) 自分で測定するほかないと考え，○○病院の研究室をお借りして理論の基礎データを取りました．Hb のスペクトルを得るために，血液を $N_2$ の中で撹拌するのは，いくら時間をかけても駄目でした．ところが，$CO_2$ ガスの中で撹拌すると，急速に，$O_2$Hb が減少します.」とあったのを思い出し，ヒトの血液を使う急性炭酸ガス中毒 in vitro 研究へのヒントとして紹介する.

## 追　記

右に示す写真は，2006年6月発行の第15改正日本薬局方解説書からコピーした C-2498 頁の

> 適用　本剤は不活性ガスとして，酸化されやすい薬品の保護用ガスとして注射用アンプル製剤上必要なものである．液体窒素は固形二酸化炭素（ドライアイス）と同様にその冷却作用を利用して腐食剤として利用される.

日本薬局方　窒素の【適用】である．その時には，日本薬局方解説書編集委員会書/編とある．その20年前に編集された第11改正は1986年の発行であるが，標題が【薬効】【適用】と変わっているだけで，その本文は全く同じである (D-636 頁)．その時の編集は，日本公定書協会とあるが，20年間に5回改正を重ねている間に編集者の名前が変わったものの一字も変化がないとは，日本薬局方の窒素は気体であるから，医薬品としての効用は酸化されやすい薬品の保護に注射用アンプル内に詰めるだけであったので，その効用に伴う副作用については「特別なものは知られていない.」と解すれば，間違ってはいないのかも知れない.

しかし，$CO_2$ 99.5 vol %以上という日局 (JP) 二酸化炭素を吸入した場合における副作用，すなわち急激な $CO_2$ 中毒作用は，窒素のような不活性ガスを吸入した場合における単なる酸素欠乏症とは全く違うのに，今でもなお解説書の中で全く解説していないのは，余りにも不勉強ではないか．そして，$CO_2$ の誤吸入事故を防止する上で，JP 二酸化炭素の【副作用】に「特別なものは知られていない」では，JP 二酸化炭素に副作用がないと誤解しやすい形になっているので，社会的に危険であり，反公益的ではないかと告発するのも，本論文を書く理由である．端的に言えば，JP 二酸化炭素そのものは医薬品というよりも毒薬に匹敵するほど危険なことを，行政は社会に知らせる責任があるのではあるまいか.

JP 二酸化炭素の解説では，著しい呼吸刺激作用の適用がある $CO_2$ 濃度を 5〜10 % (酸素中) としているが，国際規格：ISO 7396, ISO 5359 では 7 %未満 $CO_2$ ガスと 7〜100 % $CO_2$ ガスとをガス別特定 (gas-specific) しているのは，両者が用途や使用法が全く違うので，誤って接続しないようにするためである．JIS T 7101 (配

管設備)，JIS T 7111 (ホースアセンブリ) でも ISO に準じているが，本邦ではまだ注目度が低く，専ら JP 二酸化炭素のみが腹腔鏡手術，開心術などに使われている現状である．

日本薬局方解説書では，二酸化炭素の項目で，現在本邦では余り使われていない適用・用法だけを示している．その場合での【副作用】に「特別なものは知られていない」という形になっているのかもしれないが，高濃度の炭酸ガスの致死的に強力な中毒作用を無視して，【副作用】に「特別なものは知られていない」と未だに書いてあるのも編集上のヒューマンエラーであろうか．JP 二酸化炭素の添付文書も同様である．これらを正しく指導・監督しない厚労省や PDMA に果たして本邦の医薬品の安全を指導する資格があるのか．これもまた，マジックのように皆が騙されている社会的なトリックではないのか．いや，むしろすでに慢性習慣病になっているので，皆が鈍くなっている社会的な病根だとすれば，どうしたら学会の諸賢が目を覚まして正してくれるのだろうか．著者* の警告に少しでも注目していただければ幸いである．

最後に，文献 27 については，29 頁の図 15「本件事故に関する検証 (1)」のスライドの下半に「(2) 酸素ボンベと $CO_2$ ボンベを取り違えた状況」のなかには，酸素ボンベの存在を現場の誰かが認識した記録はない．もし，黒色の酸素ボンベを見た人が現場におれば，それを使って事故にはならなかったはずであるから当然のことである．そこにあったのは，緑色のボンベだけであって，それを酸素ボンベだと勘違いして持ってきて使ったら，思いもかけずそれは $CO_2$ ボンベであったが，誰もがその過ち行為に気付いた者はいなかったというのが，実際のストリーであるはずである．それを，現場になかった黒色の酸素ボンベと現場にあった緑色の $CO_2$ ボンベを無意識のうちに取り違えたと現場に居た誰もが思うことこそ，立派なマジックであるとしか言いようがないではないか．そうなると，標題の冒頭に「酸素ボンベ取り扱い事故」とあるのも「二酸化炭素ボンベ取り扱い事故」の間違いであることが明らかになるという次第である．

## 謝　辞

ほぼ 7 年間の長きに渉って終始著者* を支えて下さった本誌編集長 田中義文 京都府立医科大学大学院名誉教授に深甚なる感謝の意を呈する．

## 引用文献


1. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故 (5) 特に従来の反応と医薬品ラベル等の問題点．麻酔・集中治療とテクノロジー 2016, p72-86, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 電子版 2016. http://www.jsta.net/pic/sato-5.pdf
2. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー事故の原因解析の問題点とその経緯 (4)．麻酔・集中治療とテクノロジー 2015, p74 -80, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 2016. http://www.jsta.net/pic/co2jikogenin-2.pdf
3. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー何故まだ繰り返されるのかーその経緯 (2)．麻酔・集中治療とテクノロジー 2012, p1-11, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都, 2013. http://www.jsta.net/pic/kangae.pdf
4. 高圧ガス保安法　容器保安規則　第十条
5. 佐藤　暢：医療ガスボンベの識別色について．日本医事新報 No.3891 76-78, 1998.
6. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー何故まだ繰り返されるのかーその経緯.　麻酔・集中治療とテクノロジー 2011, p26-33, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都 2012. http://www.jsta.net/pic/co2jikogenin-1.pdf
7. ガスボンベの取り違え事故について．PMDA 医療安全情報 No.13. 医薬品医療機器総合機構；2009.
8. 佐藤　暢：医療用二酸化炭素 (炭酸ガス) ボンベを使っている方々へ (緊急提言)2013, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 HP. http://www.jsta.net/pic/sato10.pdf
9. 佐藤　暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故ー何故まだ繰り返されるのかーその経緯 (3)ー緑色のボンベを酸素と誤認した事故を $O_2$ ボンベを $CO_2$ ボンベと取り違えた事故と見るのは誤りではないか? 麻酔・集中治療とテクノロジー 2013, p1-8, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 京都 2014. http://www.jsta.net/pic/kannchigai.pdf
10. 二酸化炭素ラベルの作成例．医療用ガスボンベ誤認防止に関する取組みの徹底について (平成 28 年 6 月 1 日付)．JIMGA 医発第 28-12. 2016.
11. Baxter PJ, Kapila M, Mfonfu D.： Lake Nyos disaster, Cameroon, 1986: the medical effects of large scale emission of carbon dioxide? BMJ. 1989; 298:1437-41.
12. Rice. S. A.：Human Health Risk Assessment of $CO_2$: Survivors of Acute High-Level Exposure and Populations sensitive to Prolonged Low-Level Exposure.ー Third Annual Conference on Carbon Sequestration 2004.
13. 山崎 元彦, Islam Mohammed Nasimul, 小椋 義明, 本田克也, 土橋均, 西岡裕：二酸化炭素中毒の 1 剖検例．日本法医学雑誌 1997. 51；446-451.
14. 黒木 尚長, 山崎 元彦, 中村 正巳, 井上 裕匡, 飯野守男, 的場 梁次　他：二酸化炭素中毒の 1 剖検例と

その発症のメカニズム．法医病理 2001．7；46-53.
15. Dunford JV, Lucas J, Vent N, Clark RF, Cantrell FL： Asphyxiation due to dry ice in a walk-in freezer. J Emerg Med. 2009; 36:353-6.
16. Gill JR, Ely SF, Hua Z： Environmental gas displacement: three accidental deaths in the workplace. Am J Forensic Med Pathol. 2002; 23:26-30.
17. Kettner M, Ramsthaler F, Juhnke C, Bux R, Schmidt P： A fatal case of $CO_2$ intoxication in a fermentation tank. J Forensic Sci. 2013; 58: 556-8.
18. 佐藤 寛晃, 田中 敏子, 笠井 謙多郎, 北 敏郎：船倉タンク内で二酸化炭素中毒により溺死した作業者の剖検例．産業医科大学雑誌 2009; 31．353-358.
19. Halpern P, Raskin Y, Sorkine P, Oganezov A： Exposure to extremely high concentrations of carbon dioxide: a clinical description of a mass casualty incident. Ann Emerg Med. 2004; 43:196-9.
20. Rupp WR, Thierauf A, Nadjem H, Vogt S： Suicide by carbon dioxide. Forensic Sci Int. 2013 ;231: e30-2.
21. Atkinson P, Langlois NE, Adam BJ, Grieve JH： Suicide, carbon dioxide, and suffocation. Lancet 1994 16; 344:192-3.
22. Sautter J, Gapert R, Tsokos M, Oesterhelweg L： Murder-suicide by carbon dioxide ($CO_2$) poisoning: a family case from Berlin, Germany. Forensic Sci Med Pathol. 2014 ;10:97-102.
23. Ikeda N, Takahashi H, Umetsu K, Suzuki T：The course of respiration and circulation in death by carbon dioxide poisoning. Forensic Sci Int. 1989; 41: 93-9.
24. 二酸化炭素消火設備の安全対策について (平成 8 年 9 月 20 日通知)．消防庁予防課長．消防予第 193 号, 消防危第 117 号．1996.
25. 二酸化炭素消火設備による酸素欠乏症の防止について (平成 10 年 10 月 12 日付)．労働省労働基準局安全衛生部労働衛生課長．1998. http://labor.tank.jp/saigai/101007syoukase tubi.html
26. 日本薬局方解説書編集委員会編：二酸化炭素．第 17 改正日本薬局方解説書．C-3716-3719, 廣川書店 東京 2016.
27. 多田恵一：酸素ガスボンベ取り扱い事故：麻酔科学会安全委員における“ $CO_2$ 誤換気事故 ”事故調査委員会報告書をもとに．Medical Gases, 2015.17(1)：26-31.

**Key Words:**
炭酸ガス，二酸化炭素，　高圧ガス容器，ボンベ，取り違え，　勘違い，　医療用ガスボンベ，　緑塗色，　2 色塗装，　単純窒息性，　誤認，厚生労働省，　手品，医薬品医療機器総合機構 (PMDA)，日本薬局方, 高圧ガス保安法，　容器保安規則，　Henderson-Hasselbalch equation, 急性炭酸ガス中毒症，呼吸性アシドーシス, 中毒性アシドーシス, ボーア効果, ヒューマンエラー, 認知エラー，　JIS T 7201, JIS T 7101, JIS T 7111, JISC

連絡先：
satotoru@orange.plala.or.jp
iino@med.tottori-u.ac.jp

第 33 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会
プログラム・抄録集
会長： 白神豪太郎（香川大学医学部麻酔学講座）
会期： 2015 年 11 月 28 日 (土)
会場： かがわ国際会議場・サンポートホール高松

プログラム
8：55 ～ 9：00 開会挨拶
会長 白神豪太郎（香川大学医学部麻酔学講座）

9：00 ～ 10：00 一般演題 1
座長： 内田整（千葉県こども病院）
1-1 複数モデルの同時シミュレーションに対応した Android 端末薬物動態シミュレータ
中島陽平（防衛医科大学校）
1-2 Isolated Forearm Technique サポートツールの試作
萩平 哲（大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学教室）
1-3 情報視覚化言語 Processing を用いたビジレオ?モニターのリアルタイム・二次元データプロッティング
佐和貞治（京都府立医科大学麻酔科学教室）
1-4 iPhone の音声入力と iCloud を用いた原稿作成の試み
讃岐美智義（広島大学病院麻酔科）
1-5 Facebook を利用した知的生産の技法
森本康裕（宇部興産中央病院麻酔科）
1-6 トポロジーによる動脈内流体粒子の軌跡の算出
横山博俊（金沢医療センター麻酔科）

10：10 ～ 11：00 特別講演 1
座長： 岩瀬良範（埼玉医科大学病院麻酔科）
医療安全の考え方
太田吉夫（香川県立中央病院）

11：10 ～ 12：00 特別講演 2
座長： 重見研司（福井大学医学部器官制御医学講座麻酔・蘇生学領域）
超音波診療今昔
千田彰一（徳島文理大学）

12：10 ～ 12：20 総会
12：20 ～ 13：00 ランチタイム

13：00 ～ 13：30 共催セミナー（共催：日本光電株式会社）
座長： 白神豪太郎（香川大学医学部麻酔学講座）
非観血血圧測定技術
臼田孝史（日本光電工業株式会社 生体モニタ事業本部 バイタルセンサ部）

13：40 ～ 14：30 特別講演 3
座長 橋本悟（京都府立医科大学集中治療部）
超小型赤外分光イメージングの医用計測への展開
石丸伊知郎（香川大学工学部知能機械システム工学科）

14：45 ～ 15：35 特別講演 4
座長 増井健一（防衛医科大学校麻酔学講座）
時系列データの利用法 ―数式モデル化から制御まで―
古谷栄光（京都大学大学院工学研究科電気工学専攻）

15：45 ～ 16：45　一般演題 2
座長 片山勝之（手稲渓仁会病院）
2-1 paperChart による 4 年目の自動麻酔記録運用
In house development のシステムだから可能な現実的運用
岩瀬良範（埼玉医科大学病院麻酔科）
2-2 paperChart からビッグデータへのアプローチ 第二報
----麻酔記録のデータ縦覧と評価---
岩瀬良範（埼玉医科大学病院麻酔科）
2-3 電子麻酔記録の二次利用の一例
菅原友道（香川大学医学部附属病院麻酔・ペインクリニック科）
2-4 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
斎藤智彦（岡山労災病院）
2-5 手術部門システムと病院電子カルテシステムとの血液ガス検査のオーダー連携の実現
澤田真如（東海大学医学部医学科外科学系麻酔科）
2-6 正常胸部誘導の心電図波形を考察する.
田中義文（草津総合病院 麻酔科）

16：45 ～ 17：45　一般演題 3
座長 田中克哉（徳島大学 麻酔・疼痛治療医学分野）
3-1 第 4 回 IAMPOV(Innovation and Application of Monitoring Perfusion, Oxygenation and Ventilation)　国際シンポジウムとパルスオキシメータ
菅井直介（湘南藤沢徳洲会病院麻酔科）
3-2 バルン型酸素投与装置の開発
薊隆文（名古屋市立大学看護学部 病態学（麻酔学））
3-3 経験の少ない医師において換気しやすいマスク保持方法と新しく開発したマスクの評価
福田浩平（徳島大学病院 麻酔科）
3-4 カフ圧自動調節器カフキーパーの自動調節範囲
余語久則（豊見城中央病院）
3-5．ソフトバッグ輸液製剤用、簡易輸液残量アラームの試作
井本眞帆（洛和会丸太町病院 麻酔科）
3-6 装着型ディスプレイを用いた超音波ガイド下中心静脈穿刺の可能性
稲野千明（東京女子医科大学 麻酔科）

17:45-17:50 閉会挨拶
会長 白神豪太郎（香川大学医学部麻酔学講座）

**抄録抜粋**

**特別講演**

**超音波診療今昔**

**千田彰一 香川大学名誉教授・徳島文理大学副学長**

約 1 世紀前の 1917 年に、P.Langevin により超音波の生物学的作用に関する報告を嚆矢として、超音波の臨床応用は 1940 年代に治療への応用研究とともに画像診断研究が始められた。1950 年以降、パルス反射法を用いた超音波診断の研究が Edler と C.Hertz により始められ、我が国でも和賀井らにより当初Aモード法から、次いで田中らによるBモード断層法へと、さらに平田らによる M モード法による心臓研究が進められた。1950 年代後半から里村、仁村、金子らにより超音波ドプラ血流測定法の研究が世界に先駆けて行われた。経食道法は、1970 年代後半に機械走査型 PPI 方式が久永により、M モード経食道心エコー法が松崎により臨床応用された。術中モニタとしての応用は、Oka、松本らを先駆けとして研究が進められた。これらは、1970 年代に N.Bom、萩原・入江らによるリニア方式、J.C.Somer、近藤、松尾・千田らによるセクタ方式の電子走査超音波診断装置の開発、さらに 1980 年過ぎに滑川、尾本らによりカラードプラがいずれも世界に先んじて我が国で製品化され、爆発的な臨床応用が展開されるようになった。

工学的発展による画質の向上は画像診断としての地歩を確実に高めたが、本来もっているリアルタイム性の特性が循環器領域において存分に発揮され、機能診断としての重要性が確立されてきている。刻々と変化する循環動態を即時的に計測できて状況把握できる指標は超音波の最も得意な分野であるといえる。今や麻酔科領域での超音波応用はルーチン以外の何物でもないほどになり、先人の業績を偲びつつ、さらなる学問的発展と臨床応用を期待するものである。

**特別講演**

**超小型赤外分光イメージングの医用計測への展開**

**石丸伊知郎 香川大学工学部知能機械システム工学科**

MRI や CT などの病変部位の可視化技術は、現代の医療には必須の極めて重要な画像計測手法になっている。病変部位の形態データは画像診断に不可欠な情報であるが、その構成生体成分の計測データは更に機能的な情報を得ることになる。特定の成分に蛍光を標識する手法も大切な成分可視化技術だが、無標識で成分を計測する分光技術も高いポテンシャルを有する手法である。しかし従来は、研究室に設置された大型の分光装置を用いた基礎的なデータ取得に留まっている。過去に蓄えられてきた膨大な分光データベースを、医療現場での診断に役立てる為には、可搬性の高い手のひらサイズの赤外分光イメージング技術が効果的であると考えている。我々が研究開発した、世界初の超小型広視野分光イメージング装置の医用計測への展開について、ご意見を賜りたい。

手のひらサイズの赤外分光イメージング装置

| 中赤外分光イメージング装置 | 大学試作品 | | 従来装置 |
| --- | --- | --- | --- |
| |  60[mm] 2次元分光画像 |   1次元（1ライン上）分光分布 |  (引用：Telops社　Hyper-Cam) |
| 外観 | 名刺サイズ | 豆粒大（将来） | A2サイズ |
| 質量 | 0.5[kg] | 0.3[kg] | 29[kg] |
| 用途例 | ドローンによる環境計測 | スマートフォン搭載ヘルスケアセンサー | 軍事用途（1億5千万円） |

**一般演題**

**1-1. 複数モデルの同時シミュレーションに対応した Android 端末薬物動態シミュレータ**

**中島陽平[1]、増井健一[2]、風間富栄[2]**
**1 防衛医科大学校（5 年生） 2 防衛医科大学校麻酔学講座**

【背景】全身麻酔時の薬物動態シミュレーションは、日常臨床における投与薬物の血漿濃度や効 果部位濃度を評価に利用されている。現在ではシミュレーションソフトが麻酔情報管理システム (AIMS) にも搭載されており、システム管理者やユーザはシミュレーションに用いる薬物動態モデ ルを選択する必要がある。また、日本でも近年導入される可能性のある Open TCI では、一薬物 に対して複数のモデルが存在する。したがって今後、複数の薬物動態モデルの特徴を知る必要性 が増すと考えられる。そこで今回われわれは、一薬物の血漿濃度および効果部位濃度を、複数の 薬物動態モデルによって同時にリアルタイムでシミュレーションするソフトウェアを、携帯性の 良いハンドヘルド端末を対象として開発した。
【方法】開発は Androidstudio を使用し JAVA にて行った。対象 AndroidOS は Android 4.0(Ice Cream Sandwich) 以上とした。グラフ描画にはオープンソースのライブラリである Android GraphView を利用した。開発の際は、直感的な操作性や処理速度の軽減を重視し、シミュレーシ ョンの敷居を低くすることを目標とした。シミュレーションソフトウェアには次の薬物動態を実 装した。プロポフォール：Original Marsh, Modified Marsh, Schnider, Continez, Short, Katar ia, Paedfusor、レミフェンタニル：Minto, Egan, Rigby-Jones、フェンタニル：Shafer 、ロクロニウ ム：Wierda, Szenohradszky、ケタミン：Clements 250, Ihmsen、デクスメデトミジン：Dyck, Hannivoort
【結果】初め計算間隔を 0.1 秒毎に設定していたが、動作が非常に重くソフトウェアの強制終了 が多発したため、最終的には 10 秒毎に設定した。それでも操作によっては強制終了したため、時 間のかかる処理に関しては AsyncTask による非同期処理を実装し U I スレッドとは別スレッドで 処理させることで強制終了を回避した。計算間隔の修正及び非同期処理実装以降強制終了は殆ど 見られなくなった。開発したソフトウェアを用いて 30 歳、50 kg、170 cm の男性にプロポフォー ル 2mg/kg をボーラスした際の効果部位濃度を Original Marsh モデル、ModifiedMarsh モデル、 Schnider モデルで同時にシミュレーションした。効果部位濃度のピークまでの時間は後二者で投 与後約二分、前者で約四分かかることと、Modified Marsh モデルによる最大濃度は他二者に比べ 2 μ g/mL 強低く評価されていることが、ソフトウェア上のグラフから一目で分かった。
【結語】一薬物の薬物動態シミュレーションを複数のモデルで同時に行えるソフトウェアを開発 した。Android 端末上で問題なく動作した。今後は iOS 端末への対応を検討したい。

**1-2. Isolated Forearm Technique サポートツールの試作**

**萩平 哲[1]、康 紅玲[1]、高階雅紀[2]、森田知孝[1]、森 隆比古[3]**
**1 大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学教室, 2 大阪大学医学部附属病院手術部,**
**3 大阪府立急性期総合医療センター医療情報部**

術中覚醒の有無の確認の方法として手にターニケットを巻いて筋弛緩薬が届かないようにしておき，術中に患者の耳元で患者に指示を与え応答するかどうかを調べるという Isol ated Forearm Technique（IFT）が古くから用いられてきた．この方法は現在でも最も確実に術中の意識の有無を確認できる方法と考えられている．
これまでに研究に用いられてきた方法では，予めテープレコーダに録音された言葉による命令（命令が聞こえたら手を握る）をヘッドホンで被検者に聞かせ，テストを行う人間の手を握るかどうかで確認するといったものであった．しかしながらこの方法では被検者の応答の有無の判断がある程度主観的になってしまう問題がある．そこで，今回我々はこの問題を解決するために IFT をサポートするソフトウェアを試作した．
このソフトウェアは Embarcadero 社の C++BuilderXE8 で開発している．被検者に対する命令は予め録音して音声ファイル化されたものを用いるように作成しており，ソフトウェアから命令用の音声ファイルを選択できように構成した．また被検者の応答に関しては空気で膨らませた風船（もしくは代用できるもの）を握らせておきその内圧をコンピュータに取り込んで記録できるように作成した．風船の内圧は，麻酔モニターの観血的動脈圧の圧トランスデューサを利用することで電圧に変換し，さらにこれを麻酔モニターの外部出力から A/D コンバータでコンピュータに取り込むように作成している．
本ソフトウェアでは被検者にコマンドを聞かせてから一定時間のカフ内圧を 0.1Hz のサンプリングレートで記録できるように作成している．また，麻酔導入前に試験的に風船を握らせた時の内圧をコントロール値とし，これを元にした応答有無の閾値を設定できるオプションも作成しており，より客観的に応答の有無が判別できることを考慮した．さらに，後から詳細な確認ができるように圧力データは全て記録するようにしている．また，コマンドを与える間隔も設定できるように作成した．
現在のところサポートしている A/D コンバータは Ratoc 社の REX5054B と NationalInstrument （NI）社の NI-USB6218-BNC である．NI 社の A/D コンバータには NIDAQmx というライブラ リが提供されており，これを介して A/D コンバータを制御できるようになっている．NI 社の A/D コンバータはどれもこのラ

イブラリで動作するため，今回使用した以外の A/D コンバータでも本 ソフトウェアは動作する．現在 NI 社からは安価な A/D コンバータ（USB-6000 シリーズ）も販 売されており，これらを使用すれば安価な IFT サポートシステムとすることが可能である． 本ソフトウェアの詳細に関して発表したい．

**1-5．Facebook を利用した知的生産の技法**

**森本康裕 宇部興産中央病院麻酔科**

Facebook に代表される social networking service(SNS) の進歩は人々のつながりをより容易にし かも広範囲にしてきた。Facebook はメッセージの掲示板的な機能だけでなく、画像や動画、文書 ファイルの共有、さらに電子メールに相当するメッセージ機能を持っている。Facbook を本や雑 誌の特集の編集に活用してきた。

これまでに Faceook を活用して作製したのは、（本）超音波ガイド下末梢神経ブロック実践 24 症例（メディカルサイエンスインターナショナル） 麻酔科医のための知っておきたいワザ 22（克誠堂）周術期管理の謎 22（克誠堂） （雑誌）超音波ガイド下末梢神経ブロック（初級編）(LiSA2012 年 7 月号) 超音波ガイド下末梢神経ブロック（上級編）(LiSA 2012 年 8 月号) 小児の末梢神経ブロック（LiSA 2014 年 9 月号） アセトアミノフェン（LiSA 2015 年 9 月号）レジデントノート 2014 年 4 月号である。日々の麻酔科領域でのディスカッションつながりを通じて、個々の著者の知識や長所を知ることで適材適所の著者を選択し、編集することができた。また、著者間の連絡にはメッセージ機能が有用であった。

Facebook は麻酔科医同士のつながりをより広げることで、いろいろな共同作業を可能にするツールである。

**2-3．電子麻酔記録の二次利用の一例**

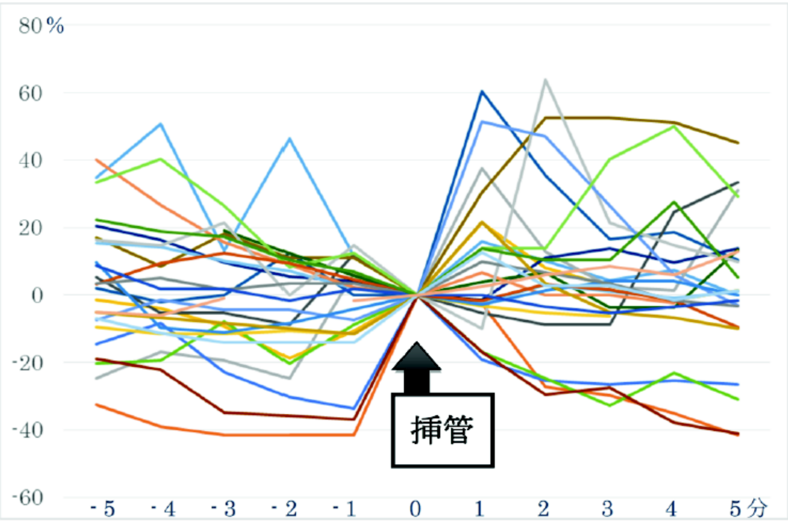
**菅原友道、澤登慶治、白神豪太郎 香川大学医学部附属病院麻酔・ペインクリニック科**

当院では 2010 年に電子麻酔記録システム（ORSYS TETRA ver. 1.0, Philips 社）を導入した。同システムでデータベースから個々の症例データを CSV 形式で出力することが可能である。それは時刻を行頭に記録してフィールドにイベントや生態情報パラメータを列記した 1 症例 1 ファイルのデータ出力である。このデータを患者間で集計して何らかの意味ある解析を行う，いわゆる二次利用をするためには非常に煩雑で膨大な時間を要する。同システムにアプリケーションを追加装備すれば，より簡便にデータの二次利用が可能となるが，高額な費用がかかる。今回われわれは安価にデータ二次利用ができる環境を整備した。

患者 100 名の「挿管」前後 5 分間の心拍数（HR）変化を容易に見ることができるプログラムを作成した。プログラムには Excel VBA を用いた。1）個々の症例 CSV ファイル 100 個を一括抽 出，2）各 CSV から「挿管」と記載された時刻を検出，3）「挿管」時とその前後 5 分の HR 値を抽出，4）「挿管」時の HR 値を基準とした

この例では，キーワードを「挿管」とし，アウトカムを HR としたが，他のキーワードや他の生体情報の組み合わせも容易に可能である。

今回，取り扱ったデータ量は 100 例であるが，1000 例程度であれば同作業は可能だと考えられる。容量が大きくなった場合には Excel VBA では取り扱えない可能性があり、リレーショナルデータベース管理システムの導入を検討する。




＜図．挿管前後の HR 推移。挿管時の HR を基準にパーセントで換算。＞

### 3-3．経験の少ない医師において換気しやすいマスク保持方法と新しく開発したマスクの評価

**福田浩平[1]、村上千晶[1]、里見志帆[1]、田中克哉[2]**
**1 徳島大学病院 麻酔科, 2 徳島大学病院 医歯薬学研究部 麻酔・疼痛治療医学分野**

背景：今回新しいマスク換気方法 Grip & lift 法 (GL) に適した新しいマスクを開発したので有用性 を評価した。（図１）

方法：予定手術患者 102 症例に導入後、研修医が従来マスクによる EC 法 (EC) と GL、新型マス クによる GL 法 (nGL) を、無作為の順で 5 回ずつ換気した。人工鼻および鼻-口アダプターからの カプノグラムを同時に測定、録画した。後日それぞれの波形を点数化し ( 1 プラトーがある波形か ら 5 波形なし)、合計点から各換気法の順位付けを行った (1 = b est,3=worst)。鼻-口の合計点が 10 点以上ある症例をマスク換気困難と定義した。結果：困難症例（n=25）の総合評価で nGL は有意に EC より優れていた (図 2)。同様に、困難症 例の人工鼻の合計点で有意差があった。全体では各マスク換気法に有意な差はなかった。

結語：困難症例では我々が開発したマスクによる GL 法は有用である可能性がある。

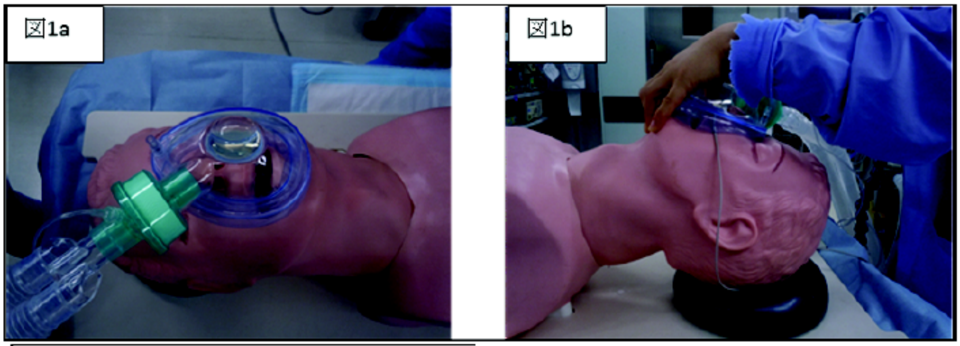



図1a：新しいマスク、図1b：GL法

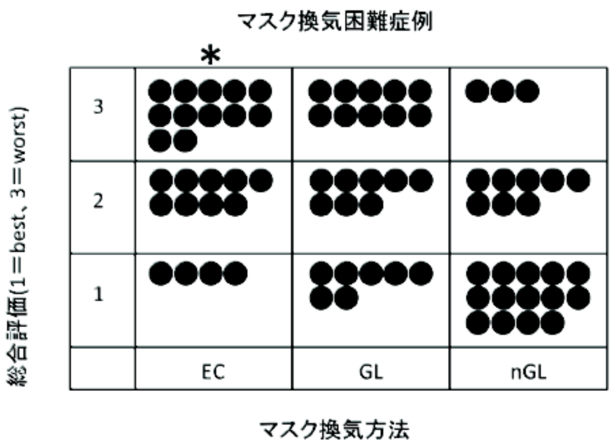



図2

*nGLと有意差あり

## 編集後記

2015 年，高松での第 33 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会冊子が，予定の期限で発行できました．ご協力を感謝します．

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)．公開日は 2016 年 12 月 25 日にしてください．ページは確定しております．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．印刷までに若干の時間があります．投稿される方は至急ご連絡下さい (tanaka@koto.kpu-m.ac.jp)．追加投稿のページは抄録抜粋の前からになります．

2016 年 12 月 20 日，本誌印刷発刊に際し，佐藤 暢 鳥取大学名誉教授より炭酸ガスボンベ事故防止法 (5) について，大変示唆に富む投稿を頂きました．編集長の判断にて掲載させて頂きます．更に，2017 年 3 月 10 日，佐藤 暢，飯野守男教授 (鳥取大学 法医学) 連名で酸素ボンベ誤用の謎，急性炭酸ガス中毒の数々の実例を紹介して戴きました．合わせて特別寄稿として掲載させて戴きます．

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 テーマの報告だと 4〜6p 程度になります．少しまとまった総説だと，6〜10p 程度が適当，系統だった内容だとそれ以上のページになります．冊子は全て PDF でウェブ公開しております (http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm)．それを利用すると，カラーで詳細な図を入手することも可能ですし，また，必要な別冊を独自にカラー印刷することも可能です．

どうぞよろしくお願いいたします．

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．

2017 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









麻酔・集中治療とテクノロジー　2016　〈検印省略〉

電子版：2016年12月25日（http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm）
印刷版：2017年　3月31日　第1版発行

定価（本体 3,000円＋税）

編集者　白　神　豪太郎
　　　　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　㈱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　（本体3,000円＋税）
1923047030009

麻酔・集中治療と
テクノロジー
2016