

麻酔・集中治療と テクノロジー

2015

●編集

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
社会医療法人 草津総合病院 参与

田中義文

simulation
intranet
software
database
network

麻酔・集中治療と テクノロジー 2015

●編集

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
社会医療法人 草津総合病院 参与

田中義文

序 文

2014 年 12 月 6 日 (土)

このたび第 32 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を主催させていただくことになりました。この場をお借りして皆様に深く感謝申し上げます。

本年の年次集会におけるメインテーマは「テクノロジーを活かす」とさせていただきました。振り返れば本学会が発足した 1983 年には携帯電話もなく、PC8001 が世に出て数年経ち、パソコンという言葉がようやく根づき始めたころでした。たった 16K のメモリしかなかったとはいえ、BASIC、RS-232C などのテクノロジーを利用すれば、それまで一部の上級者しか手が出せないと思われていたことが現場でも応用できると、皆熱く語っていたことを思い出します。翌年に刊行された、「麻酔・集中治療とコンピュータ 1984」には本会の第 1 回の発表内容が掲載されています。その内容は今読ませていただいてもたいへん興味深いものであり、われわれの知的好奇心をくすぐります。ちなみに、本学会の抄録集はこれまで 30 冊の刊行物としてまとめられ、すべて学会ウェブサイトにて公開されています。どの号を見ましても皆様のすばらしい発想、テクノロジーにあふれていますので、ぜひご一読ください。とはいえこのような素晴らしいテクノロジーを真に生かして医学に応用できているのかを真摯に考えるとき、まだまだわれわれに残された課題は多いと言わざるをえません。また、30 年前のあの熱き思いを忘れたのかも知れません。

今回はこの日本、いや世界のトップレベルを走る (!) わが学会に改めて気合いを入れていただき、また皆様に新たなインスピレーションが湧きあがることを祈念して、各方面のテクノロジーの大家をお招きしました。どうかご期待ください。

本学会年次集会が京都で開催されるのは 1997 年以来 17 年ぶり、2 度目となります。冬の京都は底冷えするといわれますが、皆様の熱気あふれる討論でその寒さが吹き飛ぶ会になれば幸いです。皆様のご参加をスタッフ一同、心より御礼申し上げます。

第 32 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

会長 橋本 悟

京都府立医科大学附属病院集中治療部

– MEMO –

目 次

第 32 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

特別講演：

セラミックスに学んだ「物性と仏性」	1
坂部行雄 (東京工業大学)	

特別講演：

パルスオキシメータ	5
鶴川貞二 (日本光電工業株式会社 生体モニタ事業本部)	

ランチョンセミナー：

体表心電図波形統一理論の検証	12
田中義文 (草津総合病院 麻酔科) 他	

一般講演：

筋委縮性側索硬化症患者の腹腔鏡下横隔膜刺激電極埋め込みと麻酔	20
菅井直介 (湘南藤沢徳洲会病院) 他	

BSA の BIS-Bilateral への対応について	23
萩平 哲 (大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学講座) 他	

NoSQL Database eXist version 2.1 による XML 解析の応用	26
佐和貞治 (京都府立医科大学麻酔科学教室・附属病院集中治療部) 他	

データベースソフトを用いた麻酔科学史書の翻訳支援システムの構築	32
岩瀬良範 (埼玉医科大学病院麻酔科) 他	

意識・知・記憶・連想・夢・ファイルリンク	37
諏訪邦夫 (帝京短期大学ライフケア学科臨床工学専攻)	

移動体からの生体情報転送の試み online storage を用いた paperChart [®] 活用	40
森 信一郎 (宮崎大学医学部麻酔生体管理学教室) 他	

paperChart からビッグデータへのアプローチ	45
岩瀬良範 (埼玉医科大学病院麻酔科) 他	

診療支援統合システム Yahgee [®] を利用した新しい麻酔科術前診察記録システム	49
山口春子 (手稲溪仁会病院麻酔科・集中治療室) 他	

ト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—	55
横山博俊 (金沢医療センター 麻酔科)	

左心室大動脈結合状態と一回拍出量から左心室拡張末期容量を算定する方法.....	65
早渕光代 (福井大学医学部器官制御医学講座麻酔・蘇生学領域) 他	
自発呼吸下で肺胞換気量を一定に保つ方法と麻酔回路との比較からわかること.....	70
薊 隆文 (名古屋市立大学看護学部)	
特別寄稿：二酸化炭素ポンベ誤用事故一事故の原因解析の問題点とその経緯 (4)	74
佐藤 暢 (鳥取大学名誉教授)	
第 32 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会抄録抜粋.....	81
編集後記	86

セラミックスに学んだ「物性と仏性」

坂部行雄

1. ある言葉との出会い

山ばかりの丹波で育った私は小学校に入るまで海を見たことがなかった。話には聞いていたがどんなに大きいのか、水はどんなに塩辛いのか想像を巡らせていた。真っ暗な田舎、満天の夜空は言いうような美しさで、宇宙の果ては？ 等々自然に興味と疑問を抱く、空想好きな理科少年であった。小学校からよく整備された理科教材と優れた理科の先生に恵まれ、わくわくして先生の実験に見入った。難解な質問を準備し先生を困らせる問題児でもあった。化学のように理屈もなしでただ反応式を覚えるだけは性に合わず、理詰めで積み上げていけば自ら答えが出てくる物理が好きで、迷いもなく理学部物理学科に入学した。

大学1年の時、北陸線急行電車の向かい席に居合わせた老紳士が「君は何を勉強していますか」と尋ねられた。暫くの会話の後で「物理と仏教、最後のところ同じにたどり着くよ」との言葉を残された。仏教にあまり関心が無かったため、その意味は分からなかったが、以降何時とはなく思い出され、気にかかる言葉として残った。

2. 不思議な石ころ「チタン酸バリウム」

大学2年の物理実験でチタン酸バリウムの静電容量温度特性を測定した。初めて見る円板状のセラミックス試料であった。スライダックを回してシリコンオイル槽の温度を調整し、手動ブリッジで静電容量と誘電損失を測った。120℃近くまで昇温した時、ブリッジの針は激しく動きをはじめ、到底手動で平衡が取れなくなった。「この石は生きている!」、何か生命力のあるものが内部に居て動き出したと思われた。チタン酸バリウム結晶が温度によって相転移した為であった。これが不

思議な石ころチタン酸バリウムと私の半世紀におよぶ付き合いの始まりとなった。

3. セラミックコンデンサの開発

チタン酸バリウムが縁でコンデンサメーカーの村田製作所京都本社に入社した。4年間チタン酸バリウム系半導体を開発した後コンデンサ材料の開発を始めた。今では常識となっているニッケル電極の積層コンデンサ用誘電体を他社に先駆けて1974年春から始めた。還元雰囲気中で焼成しても半導体化しないチタン酸バリウムを開発せよとの指示であったが、当時は非常識と思えるようなテーマであった。しかしそれまでの半導体開発時の経験が大きなヒントになり、僅か3週間で「耐還元性チタン酸バリウム」は開発できた。

だがこれから先は苦難の連続であった。工場移管まで8年を、利益が出るまで15年を要してしまった。従来品の生産コストに比べて1/5と安いコストメリットは大きかったが工程トラブルが頻発し、事業部の風当たりは強かった。1995年デジタル機器拡大期に合わせて生産は急速に拡大し、海外生産展開も始められた。昨年は全世界で2兆4千億個も生産される成長ぶりである。しかし初期は難題に耐えられず会社を去る技術者もいて辛い時期であった。

4. 松原泰道老師著「私の般若心経」

事業責任者として新製品の安定生産、市場投入、品質、コスト等々まだ課題は山積し、重圧で潰され、自分を見失いそうになっていた1992年の秋、京都駅新幹線ホームの売店で偶然、松原老師の般若心経の解説書が目にとまった。優しい語り口で読みやすく解説されており、東京に着くまでにほぼ読み終わった。その後どこに行くのも携帯し、

何度も読み返した。仏教の解説書でありながら量子論の本質を説いている。「これはおもしろい！物理と仏教 その辿り着くところは？」をもっと知りたくなった。ブッダの生きた紀元前 500 年ごろ既に量子論にも劣らない論理が構築され、玄奘三蔵によって 262 字に濃縮され現在に伝わっていることに感銘した。これによる気分転換で心労は少しずつ癒されていった。

5. 「仏教の空」と「量子論の空」

般若心経の「空」の概念について松原泰道老師は「すべてのものの帰着するところであり、また一切が生まれるところでもあります。さらにすべてこの世にあるものはさまざまな要素が係り合っ初めて存在できるのです。この道理を仏教思想で「空」と呼びます」と説かれている。

一方量子論における空、真空とはいかなるものかを 1988 年ごろ当時京都大学教授であった益川敏英先生 (2008 年ノーベル物理学受賞者) にお尋ねした。「真空とは何も存在しない無の空間ではなく、物質の基本である粒子と反粒子がセットになって生成と消滅をたえず繰り返している空間である」と話された。「仏教の空と量子論の空」そっくりではないか。また般若心経のフレーズ「不生不滅」「不増不減」これはアインシュタインの相対性理論から導かれる $E = mc^2$ そのもので、全宇宙のエネルギーと物質 (原子) の総和は一定であると双方が説いているのである。

量子論の生みの親の一人ニールス・ボーアは晩年、量子力学と東洋哲学に類似性を見出し、東洋思想こそ量子論の根源を理解する偉大な論理であると言った。また彼は量子の持つ不思議な世界像「相補性」と東洋哲学、仏教の中に酷似性を見出したのである。さらに多くの偉大な物理学者たちも研究の過程で、その道理を東洋思想に求めようとした。湯川秀樹、朝永振一郎両先生も仏教に深い関心を持っておられた。

6. 宗教と科学の発展

仏教は紀元前 563 年ガウダマ・ジッタールタ (釈迦) の悟りを基にして興り、ヒンズー教 (多神教) ではヴィシュヌ神の 9 番目の化身とされている。精神構造の改造により煩惱を滅し、涅槃寂静に至ることを目指した。

我が国に伝来したのは 538 年、大乘仏教として百済からとされている。奈良仏教 (南都 6 宗) から始まり、もっぱら仏教を哲学的対象とし、空海、最澄の平安仏教 (山岳密教) を経て鎌倉大衆仏教、室町新興仏教時代へと継がれていった。

キリスト教は紀元前 2 - 7 年ユダヤ教 (一神教) の分派としてイエス・キリストに始まり、信教者はこの世の創造主による天地創造の神の意志の確認に重点を置いた。

一方イスラム教 (一神教) は比較的新しく、ムハンマドによって西暦 870 年に興り、「個人と唯一絶対の神との契りで幸せな来世を信じる」ことを最重点にしている。

東洋思想は自然をそのまま受け入れ同化し、穏やかな精神構造を完成させて後世に繋げて来た。外界の営みに対しあまり疑念を抱かず、科学的摂理を解明することには長らく関心を持たなかった。

一方西洋ではキリスト教会の力は絶大で神の意向に反する理論はガリレーの様に宗教裁判で裁かれる羽目になった。あのアイザック・ニュートンでさえキリスト教の信教者であり宗教に関する多くの著書を残している。かたや彼の物理・数学的才能はニュートン力学を完成させ 19 世紀末まで物理学の頂点を極めていた。

7. 摩訶不思議な量子像

1905 年アルバート・アインシュタインは量子仮説、相対性理論等量子論の根幹となる研究論文を世に出し、ニュートン力学に代わる量子力学を誕生させた。ニールス・ボーアも電子が安定に原子核軌道を回ることを量子論的に解明し、量子力学のもう一人の親と称された。しかしあまりにも摩訶不思議な挙動のコペインハーゲン学派にアインシュタインは生涯疑念を持ち、ボーアに矛盾点を

正し続けた。確率でしか答えない量子論、光と波の2重性による観測の問題、所謂「シュレーディンガーの半死半生の猫」、観測が未来を決定付けるとする量子論にアインシュタインは「量子論はまだ不完全である」と言わしめた。観測されなかった一方の性質は観測行為で消えたのか？

これに対し1957年エベットは多元世界解釈を提唱した。「観測後は2つの状態とも残って、分岐した世界をつくる」とした。実空間と虚空間、この世とあの世のようなものなのか。

「粒子もつれ」も不可思議な性質であるが実証され、近い将来量子コンピュータとして実現が期待されている。

「100年を要した「神の数式」標準理論」が昨年NHKから放映された。万物を結びつける因縁の式 即ち「基本粒子」「電磁気力」「弱い核力」「強い核力」「重力の起源ビッグス粒子」この5つの式が昨年ようやく完成した。ワインバーグと若き共同研究者シャークの超弦理論研究の過程で幾度も数字496が現れた。「その時、神に近づきすぎたのか雷鳴が轟き神の怒りを感じた」と彼は話した。この496は古代ギリシャ人が天地創造の神の数字と崇めていた神秘的な数、完全数であった。更に彼は「宗教や哲学と物理学の間には人間の根源に関わる深い関係があるのかもしれない」とも語った。

8. 東洋思想と西洋科学

インドに起源する東洋思想にはこの世は苦であるとし、死後も輪廻で再びこの苦の世を生きなければならぬと考えた。従って如何に輪廻を断ち切るかが重要命題であり、ひたすら精神修養に向かった。そして物質界は全て侵しがたい個々の精神を持ち、中身まで立ち入らず自然のままを受け入れ融合した美意識とやすらぎを得ようとした。

一方の西洋科学はまず神ありき、神の存在の探求、神が創造した物質世界の秩序を知ることが神の意志を確認することであると考へ科学が進歩した。アインシュタインでさえ完璧な美しさ(対称

性)を持つ数式こそ「神の存在の証し」と言った。しかし生物学のダーウィンは「種の中で唯一生き延びることができるのは変化できるものである」とし、(1859年種の起源)神の介入を認めなかった。また宇宙物理の天才スティーブン・ホーキングスは「宇宙を生成して発展させるのに神に訴える必要はない」とし、科学や宇宙論では神の存在を否定してしまった。仏教では元から絶対的な神などいないとし、純粋な理論のもと真理を探究してきた。従って近代科学者が理論の行き詰まりで仏教(東洋思想)に教を乞うのは自然なことと思われる。天才たちが最後は人間の思考の限界を感じているからかもしれない。

9. 「物性と仏性」最後の到達点は

「最終的にたどり着くところは同じだ」と聞いた50年前の話に対し、この一年間双方を勉強し直した。精神世界の法則を求め「涅槃寂靜」を目的とする仏教と、物質世界の法則を求めて飽くなき知的好奇心で発展してきた科学。この両者の最終点が一致するのかまだ分からない。しかしその過程で双方に重要な類似点があることを学んだ。人類の科学的知能が限界を超えた領域に達した時、宗教の真髄に活路を求める科学者の姿はごく自然である。これから仏教が科学進歩のアドバイザーとして役立つことを祈るのみである。

参考図書

1. わたしの般若心経 松原泰道
2. 百差で説く般若心経 松原泰道
3. わたしの歎異抄入門 松原泰道
4. 父母恩重教を読む 松原泰道
5. 生物学者と仏教学者の七つの対論 斎藤成也、佐々木閑
6. あらすじとイラストでわかる密教 イースト・プレス
7. 心の密教を説く 横山紘一
8. 仏教って何ですか 池上彰
9. 仏教誕生 宮元啓一
10. 仏教の智慧心の知恵 花山勝友
11. 仏教超入門 白鳥晴彦
12. いのちの日記 柳沢桂子

13. 生きて死ぬ智慧 柳沢桂子
14. ブッダが教える損する人生得する人生 アルボムッレ・スマナサーラ
15. 人間・釈迦 集い来る縁生の弟子たち 高橋信治
16. いのち楽しむ 内山興正
17. だれでもわかるお経の本 花山勝友
18. 開運招福 般若心経 薮内佐斗司
19. 多生の縁 玄侑宗久
20. 人生の目的 五木寛之
21. 在家主義仏教のすすめ 久保継成
22. 一篇その鮮烈な生涯 望月宏二
23. 人生は雨の日の托鉢 松野宗純
24. 京のみ仏 京都散策シリーズ
25. 仏像がよくわかる本 瓜生 中
26. キュリー婦人伝 エーヴ・キュリー
27. 電子と原子核の発見—20世紀物理学を築いた人々 スティーブン・ワインバーグ
28. 量子論を楽しむ本 佐藤勝彦
29. 量子力学的世界像 朝永振一郎
30. 量子力学入門 カンパニエーツ
31. 図解雑学 量子力学 佐藤健二
32. 新しい物性物理 伊達宗行
33. 物理法則はいかにして発見されたか ファイマン
34. 物理学はいかに造られたか アインシュタイン
35. アインシュタイン伝 矢野健太郎
36. アインシュタインまるかじり 志村忠夫
37. アインシュタインのロマン NHK スペシャルDVD
38. 空海とアインシュタイン、宗教と科学の対話 広瀬立成
39. 相対性理論を楽しむ本 佐藤勝彦
40. 相対論がもたらした時空の奇妙な幾何学 A.D. アクゼル
41. 相対性理論 菅野礼司、市瀬和義
42. わかってしまう量子論 福井和之
43. 不思議な量子をあやつる 日経サイエンス
44. 重力の再発見 ジョン・W・モファット
45. 死ぬまでに学びたい5つの物理学 山口栄一
46. 神の数式 NHK アーカイブDVD 完全版2巻
47. 膨張する宇宙 他 日経サイエンス 2006/6, 2014/3/, 6
48. 物理学天才列伝 上下 ウイリアム・クロッパー
49. 銀河宇宙オデッセイ NHK サイエンススペシャル6巻

パルスオキシメータ

鵜川 貞二

はじめに

パルスオキシメータはセンサーを装着するだけで、無侵襲、連続的かつリアルタイムに動脈血の酸素化を測定する装置である。しかも校正不要であり、生体情報モニタリング装置として求められる特性をすべて備えていると言える。パルスオキシメータは、日本光電工業(株)の青柳卓雄により発明された。本稿では、その誕生から普及までを辿る。

パルスオキシメータの発明

1970年代初頭に青柳は、人工呼吸器の自動制御を視野に入れ、動脈血酸素飽和度の無侵襲連続計測の研究に着手した¹⁾。採血による血液ガス分析装置が、ようやく自動化され始めたのがこの時期である²⁾。後述するWood方式³⁾の改良により動脈血酸素飽和度の連続測定を試みたが、安定測定という課題が解決できなかった。

そこで、Wood方式を用いた血中色素濃度測定の可能性に着目し、色素希釈法による心拍出量測定の開発を手掛けた。色素や熱など血液内に拡散する物質を静脈に注入し、動脈での濃度変化から心拍出量を測定する方法を指示薬希釈法という。色素を指示薬とした場合が色素希釈法である。当時は、心拍出量測定の重要性が注目されはじめていた。1970年代初めにSwanとGanzらが、バルーン付肺動脈カテーテルによる熱希釈法心拍出量測定の臨床応用を発表している^{4,5,6)}。その後共同研究者であるForresterは、心係数と肺動脈楔入圧による心機能分類法(Forrester Subset)を1976年に発表している⁷⁾。Swanらの熱希釈法による心拍出量測定研究のリファレンスとして用い

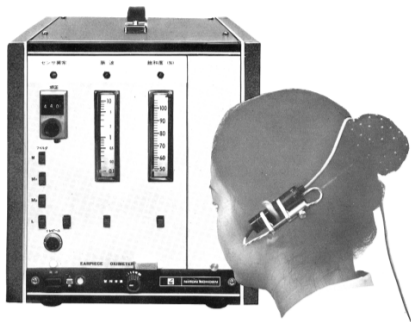
られたのが、キュベット法と呼ばれる色素希釈法である。キュベット法は、静脈内に色素(インドシアニングリーン ICG)を注入すると同時に、動脈血を体外に連続的に吸引し、分光分析による色素濃度測定を連続的に行うものである。高い精度が得られるが、侵襲が大きいため臨床で普及するには至っていなかった。

青柳は酸素飽和度測定においてWoodがとった方式を、色素濃度測定に応用することを考えた¹⁾。ここで、Wood方式の酸素飽和度測定について説明する。生体を透過した光の分光分析による酸素飽和度測定は、1942年にMillikanらにより提案されている³⁾。血中ヘモグロビンが酸素と結合すると鮮やかな赤色に、酸素を放出すると暗赤色になる。Millikanの方法は、体表から色の変化を測定するものであるが、血液の情報だけを選択的に測定することはできなかった。そこでWoodは、血液による減光だけを選択的に取り出すために、耳朶を測定部位として、次のような改善方法をとった。まず耳朶を圧迫して虚血状態にした時の透過光強度を測定する。次に圧迫を解いて血液が戻ってから、透過光強度を連続測定する。後者から前者を引けば、血液による減光だけを選択的に連続測定できる。これを酸素飽和度測定に適した2波長で求めて、両者の比をとることに加えて、静脈血の影響を軽減させるために測定部位を加温した。得られた減光特性から、動脈血酸素飽和度を求めた³⁾。この方法は、耳への装着状態がずれると再度虚血操作を行う必要があり、長時間の測定には適さないという欠点があった。しかし、色素希釈法の際の色素濃度測定は数十秒で完了するので、虚血法を用いることに大きな問題はなかった。虚血操作により得られた血液の減光特性を色

あたらしい呼吸監視用モニタ登場!!

イヤオキシメータ

model OLV-5100



本装置は、脈波型イヤピースを耳介にセットするだけで、血中の酸素飽和度を連続的に測定できるオキシメータです。呼吸不全、あるいは症候群などの呼吸管理を重点としたIRCUなどでは、酸素飽和度を連続的に監視するモニタとして最適です。

特長

① 取扱いが簡単——

ベッドサイドモニタとして最適

イヤピースを選択し、警報をセットすれば、あとは長時間安定して測定を続けられます。測定中調整や、異常が検出したりしてイヤピースの位置合わせが多少ズレても、再調整の必要がありません。ナースにも安心して使用できますので、低価格・高性能などのベッドサイドモニタとして最適です。

② 虚血操作不要——

校正はたった簡単

従来のイヤピースオキシメータと原理を異にし、脈動している血液（動脈血）の酸素飽和度を連続的に測定する方式ですので、耳を圧迫して虚血状態を校正したり、耳道を動かし直したりする必要はありません。

③ 警報機能を内蔵——

IRCUへのセット化が可能

警報は測定条件が悪くなった時（イヤピースのずれ、脈動している血液の減少、イヤピースの位置合わせがうまくいかない）アラームランプで警報を知らせます。また心臓ペースメーカー（ペースメーカー）を装着している患者さんに、脈動が弱くなる場合があります。さらに、歯科治療や手術中など（Model OLV-5100）とくみあわせてご使用になります。IRCU専用モニタとしてより高度な呼吸監視に役立てることができます。

FRUITING
LINE UP
WITH
ELECTRONICS



パネル面



規格（交付品）

- イヤピース
フィルタ透過光長 680nm 900nm
重 量 30g
- 酸素飽和度
メータ指示範囲 50～100%
応 答 速 度 10秒以内
測 定 精 度 ±3%以内（100%近くにて）
±5%以内（60%近くにて）
±10%以内（50%近くにて）
- 脈波
許容脈波範囲 2 decade
メータ指示範囲 2 decade
心 拍 数 30～300回/分
警 報 下 限 任意設定可
寸 法・重 量 幅220mm 高さ250mm 奥行400mm 11kg
電 圧 AC100V±10% 50/60Hz 20VA
付 属 品 電源コード1、アース線2、本体カバー1、ヒューズ（スローブロー1）
A) 2、イヤピース用ランプBP47X 1、イヤピース取替器具1、

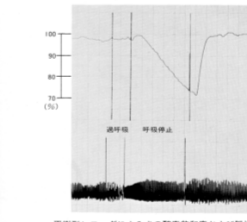
■オプション

心拍数メータ 本体内にそのまま組み込むことができます。また心拍数の上下限にアラームをセットできます。

■関連装置

レ コーダ 酸素飽和度曲線と脈波を記録するためのもので2チャンネルもしくは1チャンネルの平面型レコーダを用意しています。くわしくは営業員までお問い合わせください。

換気量モニタ 胸部の左右にとりつけた2個の同心円型極（4電極方式）利用したインピーダンス法によって1回換気量と胸部インピーダンスとを連続的に測定するモニタ装置です。



平面型レコーダによる大の酸素飽和度および脈波の記録例 記録速度2cm/分

日本光電工業株式会社

本社：工場/東京都新宿区西町1-31-4 西町1-31-4 西町1-31-4 西町1-31-4

東京営業所	TEL 03-3355-1000	大阪営業所	TEL 06-5251-1000	名古屋営業所	TEL 052-531-1000	福岡営業所	TEL 092-531-1000
神奈川営業所	TEL 044-531-1000	京都営業所	TEL 075-531-1000	広島営業所	TEL 082-531-1000	仙台営業所	TEL 022-531-1000
新潟営業所	TEL 025-531-1000	金沢営業所	TEL 076-531-1000	札幌営業所	TEL 011-531-1000	旭川営業所	TEL 0142-531-1000
青森営業所	TEL 017-531-1000	秋田営業所	TEL 018-531-1000	岩手営業所	TEL 019-531-1000	宮城営業所	TEL 023-531-1000
山形営業所	TEL 023-531-1000	福島営業所	TEL 024-531-1000	茨城営業所	TEL 029-531-1000	栃木営業所	TEL 028-531-1000
群馬営業所	TEL 027-531-1000	埼玉営業所	TEL 048-531-1000	千葉営業所	TEL 043-531-1000	東京営業所	TEL 03-531-1000
神奈川営業所	TEL 044-531-1000	大阪営業所	TEL 06-531-1000	名古屋営業所	TEL 052-531-1000	福岡営業所	TEL 092-531-1000
神奈川営業所	TEL 044-531-1000	大阪営業所	TEL 06-531-1000	名古屋営業所	TEL 052-531-1000	福岡営業所	TEL 092-531-1000
神奈川営業所	TEL 044-531-1000	大阪営業所	TEL 06-531-1000	名古屋営業所	TEL 052-531-1000	福岡営業所	TEL 092-531-1000
神奈川営業所	TEL 044-531-1000	大阪営業所	TEL 06-531-1000	名古屋営業所	TEL 052-531-1000	福岡営業所	TEL 092-531-1000

CAT. NO. 750-215

30, 9, 5K, 113, C

図1 世界初のパルスオキシメータ（1975）

素濃度の基準点とし、色素注入を行った後の減光特性の変化から、無侵襲連続に得られた色素濃度曲線を用いた心拍出量計を作製した。この心拍出量計は、「色素希釈式心拍出量計 デルタック MLC4100」として、日本光電工業（株）より商品化された。

ところで、各波長で求めた透過光信号には動脈拍動による脈動が重畳している。色素希釈曲線に脈動が重畳することにより、正確な心拍出量測定が妨げられることを、青柳は危惧した。しかし数式的検討をしてみると、脈動の重畳した2つの波形の比を求めることにより、脈波が消えてきれいな色素希釈曲線が得られることが予想された。そして実際にそれを実験で確かめたときに、拍動による減光は虚血操作による減光と同じ血液情報をもっていることを確信した。つまり虚血操作と同じことが、自然の生理的な拍動で起きているということである。この考えを用いれば、Woodの方

法で解決できなかった安定連続測定が実現できる。また拍動している動脈血だけを選択的に測定できるので、加温は不要である。Dr. Severinghausは著書の中で、この着想に至る過程を 'One man's noise is another man's signal' と表現している²⁾。

こうして誕生したパルスオキシメータは、1974年のME学会で発表され、翌1975年に「イヤオキシメータ OLV-5100」として、日本光電工業（株）から商品化された（図1）。パルスオキシメータはCPUや光学素子など電子デバイスの発展に伴って、改良を積みかさねて今日に至っているが、基本コンセプトは誕生当初から全く変わっていない。

脈波の持つ情報と意義

パルスオキシメータで得られる脈波波形の持つ情報について、工学的な側面から解説する。指などの比較的薄い組織に光を照射し透過光強度を測

定すると、心臓の拍動による動脈内の血液量の変化により透過光強度も増減する。透過光強度の平均を I_{mean} 、透過光強度の変動を ΔI 、血液量の変化を ΔD 、 E を血液の吸光係数、 C を血液の濃度であるすると、それらの関係は Lambert-Beer の法則により 1 式で表現できる。

$$\begin{aligned} EC \Delta D &= \log(I_{\text{mean}} - \Delta I/2) - \log(I_{\text{mean}} + \Delta I/2) \\ &= \log(1 - \Delta I/2I_{\text{mean}}) - \log(1 + \Delta I/2I_{\text{mean}}) + \log I \\ &= \log(1 - \Delta I/2I_{\text{mean}}) - \log(1 + \Delta I/2I_{\text{mean}}) \quad \dots 1 \end{aligned}$$

ΔI は I_{mean} に比べて十分小さいので、2 次項までのマクローリン展開により、実用上十分な近似精度が得られる。マクローリン展開の一般式と、2 次項までの近似式を以下に示す。

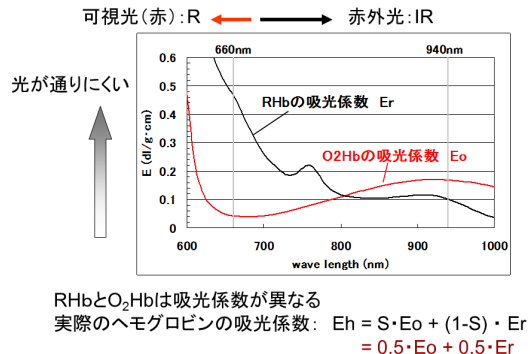
$$\begin{aligned} \log(1+x) &= x - x^2/2 + x^3/3 - x^4/4 + \dots + (-1)^{n-1} x^n/n \\ \log(1 - \Delta I/2I_{\text{mean}}) &\approx -\Delta I/2I_{\text{mean}} - (\Delta I/2I_{\text{mean}})^2/2 \quad \dots 2 \\ \log(1 + \Delta I/2I_{\text{mean}}) &\approx \Delta I/2I_{\text{mean}} - (\Delta I/2I_{\text{mean}})^2/2 \quad \dots 3 \end{aligned}$$

2, 3 式を 1 式に代入すると、4 式が得られる

$$EC \Delta D \approx -\Delta I/I_{\text{mean}} \quad \dots 4$$

血液の吸光係数 E や濃度 C は、脈波の周期に比較してゆっくり変化する。したがって ΔD が測定部位の脈動による血液量変化とすれば、4 式右辺は ΔD と相似形を示す。動脈血の厚み変化 ΔD は動脈圧の脈圧によって引き起こされることから、脈波波形は動脈圧波形に近い形を示す。SpO₂ 計算には、血液に対して異なる吸光特性を持つ赤色光と赤外光を用いる。図 2 からわかる通り、赤色光に比べて赤外光は、脈波振幅に対する酸素飽和度の影響が小さい。そのため脈波表示には、赤外光により得られる波形を用いることが多い。

脈波波形として得られる血液量の変動は、末梢血管のうち細動脈から毛細血管に至るまでの、血流制御に大きく寄与する部位で生じる。Kim らは手指近傍の静脈圧に重畳する動脈性脈圧と脈波振幅の関係から、脈波波形は動静脈吻合部の血流が支配的であると推定している⁸⁾。動静脈吻合は毛細血管を介さず動脈側から静脈側へ血液を送る短絡路であり、指尖、鼻尖など身体の出っ張った部分の皮下の細動脈と細静脈の間に形成される⁹⁾。動静脈吻合を含む末梢血管の収縮拡張は、局所の



2波長の吸光係数の比がわかれば酸素飽和度が求まる

図 2 ヘモグロビンの吸光特性

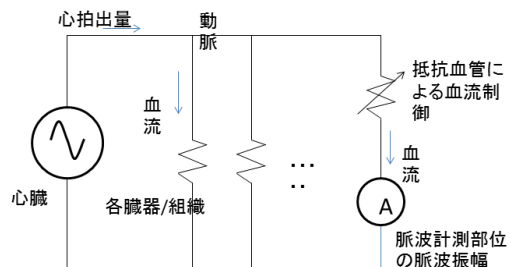


図 3 末梢循環の血流制御と脈波振幅

体温や血管抵抗の調節に関与する。したがって得られる脈波振幅は、痛みや温度など外的要因の影響を強く受ける^{10,11)}。言い換えれば、脈波波形は動脈圧波形に似た形状を示すが、その振幅は交感神経などによる末梢血管制御の情報を含んでいる¹²⁾。動脈圧と末梢血管抵抗により脈波計測部位の血流が決定することを、図 3 に模式図として示した。

パルスオキシメータを用いた循環動態モニタリング

脈拍検出

生体情報モニタに搭載されているパルスオキシメータは、SpO₂ 値表示に加えて光電容積脈波の表示と脈拍数計測機能を標準的に有している。図 4 に、不整脈が現れた時の血圧波形と脈波波形例を示す。この例から分かる通り、脈波波形は動脈血圧波形の形を反映する。また不整脈の場合、脈拍数は心拍数と乖離がみられることがある。心室

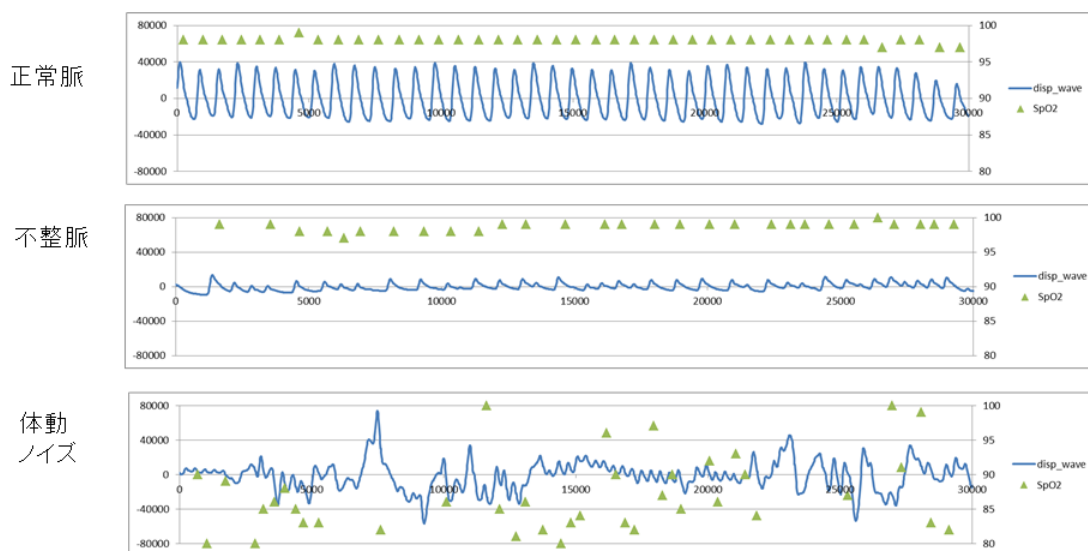


図4 脈波波形と拍毎のSpO2

充満時間が短縮すると、一回拍出量が減少する。それに伴い動脈圧の脈圧も減少し、結果として脈波も低振幅を示す。心電図では心拍を検出しているが、脈拍が十分な振幅を持たない場合、心拍数と脈拍数が乖離する。Frey らは心拍数と脈拍数が乖離した事例を報告する中で、ペースメーカが capture していないことの検出、心電図だけでは判別の難しい交互脈の検出などに、脈波波形のモニタリングが有用であったとしている¹³⁾。

ただし心臓の収縮間隔が不整であっても動脈血の変動であることには変わりなく、原理的にはSpO2測定に影響を与えない。

脈波振幅の指標化

脈波振幅の指標化について、日本光電製モニタで数値表示されるPI (pulse amplitude index) を例として紹介する。PIの算出方法を、図5により説明する。PIは赤外光における4式右辺の ΔI を脈波1周期の振幅とし、平均透過光強度 I_{mean} で除した結果をパーセント表示したものである。日本光電製モニタでは、脈波波形として4式右辺を表示しており、PIは表示波形の振幅を数値化したものである。

脈波振幅変化の臨床例

$$PI(\%) = \frac{\text{透過光の脈動振幅 } \Delta I}{\text{平均透過光強度 } I_{\text{mean}}} \times 100 = \frac{(a-b)}{\frac{(a+b)}{2}} \times 100$$

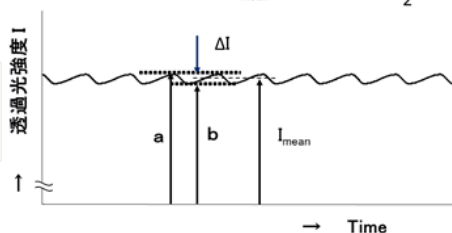


図5 脈波振幅の指標化

PI: pulse amplitude index

前述した通り、脈波振幅は末梢血管の拡張収縮を強く反映する。そこで、脈波振幅をモニタリングに活用する際の考察が多くなされている。脈波振幅の増減に影響を与える因子を、表1に例示する。

Awad らは、指に比べて耳は冷感刺激が脈波振幅に与える影響が小さいと報告している¹⁵⁾。また脈波振幅は薬物の影響を受ける。Nitroprussideなどの血管拡張薬は脈波振幅を増大させ、Phenylephrine, Ephedrineなどの血管収縮薬は脈波振幅を減少させる¹⁴⁾。薬物の影響は測定部位によっても異なる。Jablonka らは、arginine vasopressinによる血管収縮は、指よりも耳と額のほうが大きく現れると報告している¹⁶⁾。

表1 脈波振幅に影響を与える因子

	脈波振幅増大	脈波振幅減少
薬物	Nitropruside	Phenylephrine Ephedrine Epinephrine
生理的因子	血管分布多(例 指) 除脈による脈圧の増大 Warming 鎮静	血管分布少(例 耳) 頻脈による脈圧の減少 Cold 痛感
その他	心臓に対して相対的に高い位置 交感神経ブロック	心臓に対して相対的に低い位置 NIBP同側測定時のカフによる上腕駆血

麻酔中の脈波振幅の活用について、いくつかの報告を紹介する。Mowafi らは、Epinephrine を含む試験薬を静注した場合の脈波振幅変化が、静脈麻酔と硬膜外麻酔を併用する際の、静脈への局所麻酔薬誤注入の検出に有用であるとしている¹⁷⁾。Ginosar らは、硬膜外交感神経ブロック時の反応として、平均血圧低下やつま先の温度上昇よりも、つま先の脈波振幅の増大が明瞭であったと報告している¹⁸⁾。Klodell らは、多汗症治療としての交感神経遮断術の成否の指標として、脈波振幅変化が有用であったと報告している¹⁹⁾。

その他の脈波波形解析

前述の通り、脈波波形は動脈血圧波形を反映する。動脈圧波形と脈波波形の関係を解析する研究について紹介する。Shelley らは、横軸に血圧、縦軸に脈波波形としてグラフ表示したときに、リサージュ波形がループを描き、ヒステリシスを示すことを報告している²⁰⁾。このヒステリシスについて Nakamura らは、血管壁の剛性、粘性・慣性をパラメータとした機械的インピーダンス解析を行い、手術中のストレスに対して粘性が有意な変化を示すことを報告している²¹⁾。

パルスオキシメータの普及と更なる拡大

パルスオキシメトリは、まず麻酔中の事故防止の目的で、米国で普及した。1986 年に Harvard Medical School におけるモニタリングスタンダードが発表された。それを契機に急速に普及し、1990 年に米国麻酔学会 (ASA) のスタンダードにパルス

オキシメータの使用が盛り込まれた。パルスオキシメトリの有効性を裏付けるデータとして、1975 年から 2000 年までの間に麻酔が原因で生じた賠償請求に関して、全米 35 社以上の保険会社のデータを ASA closed claims project が解析した²²⁾。これによると SpO₂ のモニタリングは、1986 年を境に、呼吸に関連する事故は減少している。また Keenan らは、1969 年から 1983 年までの 15 年間に起きた麻酔中の心停止について、1000 床以上の大学病院を対象に調査した。その結果、換気に起因する心停止が大きな比率を占めており、パルスオキシメトリがその予防に有効であることを示唆した²³⁾。米国をはじめ、我が国を含む多くの国の麻酔中のモニタリングのガイドラインに、パルスオキシメトリが取り入れられている。日本麻酔科学会では、1993 年に「安全な麻酔のためのモニター指針」を策定している²⁴⁾。

先進国に留まらず、発展途上国を含む世界中の手術室にパルスオキシメータを普及させる目的で、2008 年に WHO において Global Pulse Oximetry Project が発足した²⁵⁾。WHO の報告によれば、先進国における全手術症例に対する麻酔関連死の割合は、現在 1/50,000 から 1/200,000 の間である。それに対し発展途上国においては、半数以上の手術室にパルスオキシメータが装備されておらず、100 倍から 1000 倍高い比率で麻酔関連死が起こっているとされている。この現状を先進国に近づけるために、WHO はすべての手術室にパルスオキシメータを装備することを方針として定め

た。呼気 CO₂ や非観血血圧測定など、手術中に有用とされるモニタリング手段は様々ある。しかし十分に訓練の行き届かない途上国では、シンプルで安価なパルスオキシメータの普及が事故防止に最も有効であると WHO は判断した。

本稿の最後に、世界の医療に対するパルスオキシメータの貢献に対して、2015 年度 IEEE Medal for Innovations in Healthcare Technology を青柳が受賞したことを報告する²⁶⁾。

引用文献

1. 青柳卓雄, パルスオキシメータの誕生から未来へ, 医器学 77: 94-103, 2007
2. Severinghaus JW, Astrup PB: History of blood gas analysis, Little Brown and Company, Boston, 1987
3. Wood EH: Oximetry, In: Medical Physics volume II, (ed by Glaser O), The year book publishers Inc, Illinois, 1964. pp665-680
4. Swan HJC, et al: Catheterization of the heart in man with the use of a flow-directed balloon tipped catheter, N Engl J Med 283: 447-451, 1970
5. Ganz W et al: A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man. Am J Cardiol. 1971 ;27:392-6.
6. Forrester JS et al: Thermodilution cardiac output determination with a single flow-directed catheter. Am Heart J. 83:306-11. 1972
7. Forrester JS, et al: Medical therapy of acute myocardial infarction by application of hemodynamic subsets, N Engl J Med 295: 1356-1362, 1976
8. Kim JM, Arakawa K, Benson KT, et al: Pulse oximetry and circulatory kinetics associated with pulse volume amplitude measured by photoelectric plethysmography. Anesth Analg 65: 1333-1339, 1986
9. 藤原隆, 樺木勝巳, 松田正司: 動脈・静脈・リンパ管の解剖学. 血管医学 14: 567-576, 2003
10. Trafford J, Lafferty K. What does photoplethysmography measure. Med Biol Engl Comput 22: 479-480, 1984
11. Spigulis J: Optical noninvasive monitoring of skin blood pulsations. Appl Opt 44: 1850-1857, 2005
12. Korhonen I, Yli-Hankara A: Photo-plethysmography and nociception. Acta Anaesthesiol Scand 2009: 975-985, 2009
13. Frey B, Waldvogel K, Balmer C, Clinical applications of photoplethysmography in paediatric intensive care, intensive care med, 2008, 34, 578-582
14. Shelley KH: Photoplethysmography: Beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate. Anesth Analg 105: S31-S36, 2007
15. Awad AA, Ghobashy AM, Wagih O, et al: Different responses of ear and finger pulse oximeter wave form to cold pressor test. Anesth Analg 92: 1483-1486, 2001
16. Jablonka DH, Awad AA, Stout RG, et al: Comparing the effect of arginine vasopressin on ear and finger photoplethysmography. Journal of Clinical Anesthesia 20: 90-93, 2008
17. Mowafi HA, Ismail SA, Shafi MA, et al: The efficacy of perfusion index as an indicator for intravascular injection of epinephrine-containing epidural test dose in propofol-anesthetized adults, Anesth Analg 108: 549-553, 2009
18. Ginossar Y, Weiniger CF, Meroz Y, et al: Pulse oximeter perfusion index as an early indicator of sympathectomy after epidural anesthesia. Acta Anaesthesiol Scand 53: 1018-26, 2009
19. Klodell CT, Lobato EB, Willert JL, et al: Oximetry-derived perfusion index for intraoperative identification of successful thoracic sympathectomy. Ann Thorac Surg 80: 467-470, 2005.
20. Shelley KH, Murray WB, Chang D: Arterial pulse oximetry loops: a new method of monitoring vascular tone. J Clin Monit 13: 223-228 1997
21. Nakamura R, Saeki N, Kutluk A, et al: Arterial mechanical impedance is a sensitive stress response monitor during general anesthesia. Hiroshima J Med Sci, 158: 75-82, 2009
22. Cheney FW, Posner KL, Lee LA, Caplan RA, Domino KB: Trends in anesthesia related death and brain damage. A closed claims analysis, Anesthesiology:

- 2006:105:1081-1086
23. Keenan RL, Boyan CP: Cardiac arrest due to anesthesia. JAMA: 1985; 253: 2373-2377
24. 日本麻酔学会:安全な麻酔のためのモニター指針. 克誠堂出版株式会社: 1995
25. Global pulse oximetry project: Background document: First international consultation meeting WHO Headquarters, Geneva, Switzerland 29th and 30th October 2008 http://www.who.int/patientsafety/events/08/1st_pulse_oximetry_meeting_background.doc.pdf (accessed May 22 2014)
26. http://www.ieee.org/about/awards/bios/healthcare_recipients.html

体表心電図波形統一理論の検証

田中義文，小川雅巳，山崎康夫，福島弘子

はじめに

ある関数からある関数を引いた答えは1だった。1の答えが出たときを正常心電図と呼ぶ。また，別の機会に引き算すると答えが2となった。2は心肥大と呼ぶ。3の答えは狭心症で，4の答えは心筋梗塞である……

何を言っているんだと思われるかもしれないが，上記の表現こそ現在の心電図教科書の実態である。であるからして，心電図を暗記の学問，パターンの暗記が最も価値が高いと認識して勉強する。本当に重要なことは，前述の引き算を行う関数が何で，引き算される関数が何かを知ることである。これらが理解できれば，もう暗記は必要ない。なぜそのような波形になるのかと理屈を考えるようになる。それらを理解し，納得してこそ一ランク上の診断技術を身に付けることが出来る。

1) 間違いの始まり

心電図学書の測定原理の項を開くと，図1に示す図が描かれており，『+に脱分極した心筋興奮が体表の+電極に向かうから心電計の針は+に向かう』と記述されている。図をよく見ると，静止電位の心筋組織は細く，またZ線の間隔は広い。一方，興奮した心筋細胞のZ線間隔は短く，心筋は太く描かれている。そして興奮の矢印が+電極に向かっている。そのようなものかと思うが，電気のことを少しでも理解している吾人なら，はて，-電極はどこにあるのかと疑問が生じるであろう。また，測定装置は電圧計なのか，それとも電流計なのか？さらに，皮膚電極が静止電位である心筋組織を飛び越えて+の電位を検出することができるのか，興奮を示す矢印は興奮電流なのかなど，疑問点が次から次へと湧き出て来る。

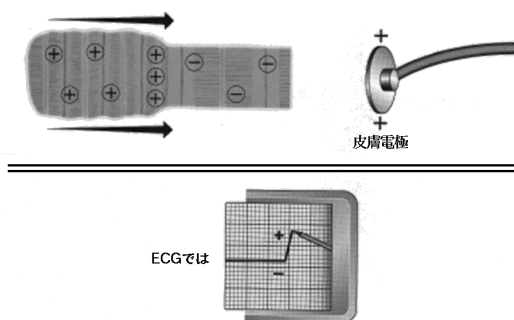


図1 間違いの心電図測定原理

デイル デュービン著：図解心電図テキスト—
Dr.Dubin 式はやわかり心電図読解メソッドより改編

もし，+端子が電圧計の電極だとすると，心筋興奮の途中過程では心外膜側心筋は静止電位で覆われており，全て-電位である。そのために+電場が皮膚電極に影響することがないから，+電位を検出することは不可能となる。その結果，心筋興奮が一部でも心外膜に到達するまで，心電計が+に振れることはない。一方，電流計の+電極だと仮定すると，静止電位である一心筋層に+電流が貫通することになる。電流は組織間に電位差があつてこそ流れるものであるから，興奮心筋と静止心筋との境界面で興奮電流が発生するかもしれないが，静止心筋層は同一の-電位であるため，そこに興奮電流が流れることは不可能である。また，今日の生理用語では障害電流とは言うが，正常心筋の興奮電流という用語はない。したがって，図1は真実を語っていないウソという結論になる。

2) 心電図計測の歴史

ヒトでの心電図計測は1887年，ウォーラーがリップマンが考案した水銀毛細管電気計を用いて

計測したのがはじまりとされている。その計測結果は慣性力の影響で波形が鈍っていたが、大きなスパイク波形より心尖部に+極, 心基部に-極をもつ電気双極子が発生していると推論した (1888)。

アイントローフェンは水銀毛細管電気計の波形微分より PQRS の画素成分を抽出し、命名した (1895)。その後、彼は磁界を通過する電流による電線の振れを計測、すなわち、フレミングの左手の法則を応用した高感度絃線検流計を開発し、安定した心電図の測定に成功した。そして I, II, III 誘導の確立、アイントローフェンの正三角形と呼ばれる平均電気軸の概念を発表した (1903)。時を経ず、田原・アショッフらの心臓刺激伝導系の発見 (1905) と心電図波形が見事に対応でき、ここに心電図の基本概念は確立した。

絃線検流計の写真を見ると、披検者は大きなバケツに四肢を入れ、四肢間に発生した電流を測定している。そのことから、アイントローフェンは心筋内で発生する興奮電流が心電図の駆動源になると考えた。当時は、細胞膜の脂質二重構造や細胞内活動電位についての知識がなかった時代だから図 1 の表示になっても仕方のないことである。その後、1930 年代になると真空管電圧計が発明され、電極抵抗が大きくても問題なく測定できる小さな四肢電極に取って代わり、心電図波形のみならず、振幅の大きさも診断条件に加えられるようになった¹⁾。

3) 体表心電図の実際の原理

さて、図 1 と図 2 を見比べてほしい。図 2 では、右肩 (R) には-端子、左足 (F) には+端子が装着されており、心基部には-極、心尖部には+極の双極子を示すウォーラーが発見した電位勾配が体幹全体に分布している。

図 2 に示す心臓の網かけの部分は心筋興奮を示し、白抜きの部分は静止状態を示す。アイントローフェンが提唱した平均電気軸は心基部から心尖部に至る矢印で示し、興奮が伝播していく様子を表している。図 1 は図 2 の部分表示に過ぎず、そこには間違いがないと判断されるかもしれない。興

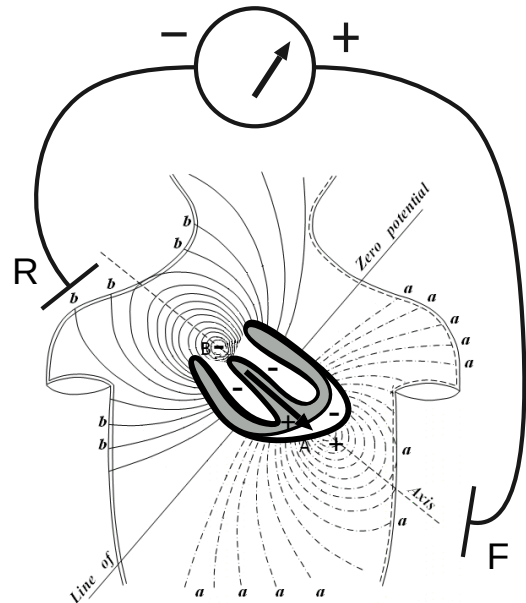


図 2 体幹に発生する電気双極子と心室筋の興奮

奮電流が心筋を貫き、体表面に発生した電位分布の一部の電流を利用して絃線を左右に振らせた。そのようにアイントローフェンは考えたはずであり、それを図 1 は表現している。

心内膜側の興奮が全て心外膜側に伝播すると図 2 の心筋が全て網かけ状態になる。すると心筋間に電位差がなくなり、興奮ベクトルは 0 になる。当然双極子もなくなり、+に振れていたメータは 0 になる。この状態で心電図の ST セグメントが形成され、心筋が収縮する。図 1 で一マークの心筋が+マークになった状態を考えると理解できないが、図 2 を見れば納得できるだろう。

今度は心筋が再分極する過程を考えよう。正常心筋では再分極は心外膜側から心内膜側方向に向かうことが知られている。もし、興奮電流というものが存在するなら、図 1 の興奮ベクトルは左向きになるはずで、再分極 T 波は陰性、すなわち逆転 T 波になる。実際は陽性 T 波であって、そのことから興奮電流なる概念は間違いであることがわかる。再分極波形である陽性 T 波も、やはり図 2 に示す通りである。つまり、脱分極も再分極も同じ図 2 で説明される。興奮ベクトルと同様の考

え方で再分極ベクトルを定義すると、再分極は心基部から心尖部に向かうことになる。そのことからして、興奮ベクトルや興奮電流なる用語は混乱の原因となるから使わないでおこう。また、アイントフェンの時代では知られていなかったが、心筋細胞は非常に絶縁性の高い脂質二重膜で覆われている。その中を電流が通過するなど現代の生理学では受け入れられない考えであることを承知してほしい。

図2の心尖部を見て、心筋が静止電位で－を示しているのに、心外膜側に＋の双極子極を示していること、同様に心基部では＋に興奮しているにも関わらず、－の双極子極を示すことに気づいて頂くことが重要である。吾人は、心室興奮が始まった直後では、心腔内心膜側心筋は＋に帯電するが、心外膜側心筋はまだ－の静止電位の状態である。それであるなら、心外膜側細胞外電位は＋のままで、図1の陽極側に電位変化は生じないはずであると疑問を持たれるであろう。その疑問は全く正しい。その理由は、一端子(R)に－の電位が荷電されるために心電図のR波の上向部分が記録される訳である。その後、心筋興奮が心外膜側に及ぶと、心外膜側の＋電位が低下し、R波の下向部分が形成され、全ての心室筋が興奮すると、心外膜側細胞外電位は心内膜側と同一の－電位になって、心電図は基線に戻り、STセグメントを形成する。この事実から、図1の心電波形測定原理がまったくでたらめの理論であると言わざるをえない。

4) 心室筋興奮過程と心電図との対比

陽性T波発生原理も、R波発生理論を忠実に適応すれば求められる。あらためて心室興奮の順序を追ってみよう。

心室筋興奮から再分極終了までの過程を図3に示す。図3Aは静止状態である。細胞内は－、細胞外は＋に帯電し、R-F間の電位差はないから、心電図は基線を描く。心内膜側心筋が脱分極すると、心腔内細胞外電位は－に帯電し、それが一端子(R)に通電することによりR波の上向過程が描か

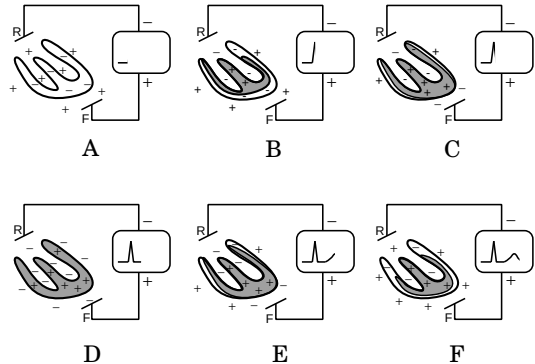


図3 心室における細胞外電位の変化と心電図

心室の興奮過程を第II誘導で測定する模式図。影は興奮状態、白は静止状態の心筋を示す。静止状態、脱分極状態共に心電図は基線にもどる。すなわち、心筋間に静止状態と興奮状態が同時に存在する間のみ心電図波形に変化が生じる。

れる(図3B)。興奮が心外膜側に伝播すると、そこに接する細胞外電位が－に荷電し、＋端子(F)の電位低下が発生し、R波の下向過程を描く(図3C)。全ての心室筋が興奮すると、その周囲の細胞外電位は一律に－に帯電し、電極間の電位差はなくなり、心電図は再び基線に戻り、STセグメントを描く(図3D)。再分極は心外膜側心筋から始まり、そこに接触する細胞外電位は＋に荷電する。そのために＋端子(F)の電位が再び上昇し、T波の上向過程を描く(図3E)。全ての心外膜側心筋が再分極した後、心内膜側心筋の再分極が始まる。そのために心腔内細胞外電位が＋に帯電し、一端子(R)に引き算がなされ、T波の下向過程が描かれる。全ての心筋の再分極が完了すると図3Aに戻り、次の興奮に備える。図3のBやFを見ると脱分極も再分極過程も同じ電気双極子の分布が形成されている。ウォーラーにとっては、一心拍について二回の発見のチャンスがあったわけである。

5) 活動電位発生の原理と心腔内活動電位

細胞内活動電位を最初に計測したのはホジキン・ハックスレーでイカの巨大神経軸索に細い銀線を挿入して行った(1939)²⁾。彼らはその後、ボルテージクランプの手法をもちいて、電位依存性

イオンチャネルの存在を予言すると共に、脱分極、再分極のメカニズムを解明した (1952)³⁾。一方、心筋の活動電位計測はドレーパー・ワイドマンがマイクロエレクトロードの開発により成し遂げた (1951)⁴⁾。これら一連の知見を以下に辿ってみよう。

図 4A は乾電池を電解質溶液のバットに沈めたときの溶液の電場と電流を示す。乾電池は酸化還元反応を利用しており、イオン化傾向の高い金属電極は通電すると電池内の電解質溶液に金属イオンが溶けこみ、電極に電子が蓄積される。その結果、金属電極より外界に電子を放出する。したがって、陰極 (金属電極) の周辺は-に帯電し、陽極はその電子を収集するために+となる。

一方、濃淡電池は細胞内外のイオン濃度差を維持するために発電する起電力である。図 4B は K^+ チャネルが開口し、細胞内電位をおよそ -90 mV に維持している状態を示している。その理由は、細胞内での K^+ イオンは 140 mEq/L と濃度が高いが、細胞外では K^+ イオンは 5 mEq/L と濃度が低い。したがって、細胞内の K^+ イオンは濃度勾配にしたがって細胞外に拡散しようとするが、それを阻止するために細胞内電位を一にする起電力が生じる。その起電力を示す式を Nernst の式とよび、図 4B 横に示した。なぜ起電力が生じたのか理由は分らないが自然はクーロン力 (電場、化学ポテンシャル) を利用して細胞内外のイオン濃度のアンバランスを解消したことは確かである。丁度、夏の暑い日にデパ地下の売り場の冷房を利かせば、人が込み合ってもしのげるのと同じ理屈である。したがって、細胞内は-に、細胞外は+に帯電する。乾電池とは全く逆の電位配置であることに注意してほしい。それでは細胞内陰イオンは居心地が悪くなるではないかと疑問が生じるが、陰イオンに対する通過チャネルがないので我慢せざるを得ない。また、陽イオンと対をなして電気的中性を保つことができ、細胞内部環境は維持される。

脱分極は Na^+ イオンチャネルの開口で発生す

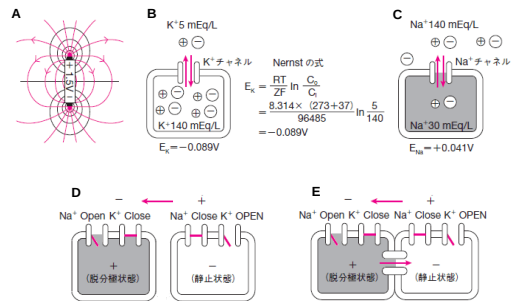


図 4 電池の電場と細胞外電位との違い。

A: 乾電池を電解質溶液のバットに沈めたときの溶液の電場と電流の関係。電池の+極付近は+の電位、-極付近は-の電位。B: 生体膜の K^+ チャネル開口、静止電位 (およそ -90 mV の細胞内電位) を保つ。 K^+ チャネルそのものが濃淡電池として作用する。濃淡電池の起電力は Nernst の式に従う。C: 生体膜の Na^+ チャネル開口。細胞内電位はおよそ $+40\text{ mV}$ に上昇する。D: 左の細胞は Na^+ チャネルのみが開口、右の細胞は K^+ チャネルのみが開口している。左の脱分極状態の細胞周囲は-に帯電、右の静止状態の細胞周囲は+に帯電し、細胞外液相では+から-に電流が発生する。その電流エネルギー源は図 4B, C に示す膜間電池である。E: 両細胞の細胞間にコネクションが存在すると、細胞間のイオン移動が可能になり、静止状態の細胞は素早く脱分極状態になる。

る。この時、 K^+ チャネルは細胞内電位の上昇と共に閉口する。細胞外には 140 mEq/L の Na^+ イオンが存在するが、細胞内では 30 mEq/L しかないで、常に Na^+ イオンの侵入の力を受けている。なんらかの原因により Na^+ イオンチャネルが開口すると、 Na^+ イオンが細胞内に流入しようとする。この場合も Nernst の式にしたがった $+40\text{ mV}$ の細胞内起電力が働き、イオン流入を防ぐ。細胞内が+に帯電するために陽イオンである Na^+ イオンは細胞内に流入することができない。実際は数 msec の間だけ開口するので、スパイク状の活動電位が発生する。このように、 Na^+ 、 K^+ イオンチャネルは開口するだけでそれぞれの平衡電位を作る。そこにはイオン移動、つまり Na^+ 電流や、 K^+ は発生しない。ボルテージクランプで述べられているこれらのイオン電流は人為的に細胞内電位を平衡電位からずらしたために生じる電流であって、このことを混同してはならない。

図 4D は脱分極状態と静止状態との 2 個の細胞を表示している。その結果細胞外スペースには静止状態では+, 脱分極状態の細胞周囲には-の電場が働き、図の様に細胞外電流が流れる。

図 4E は 2 個の心筋細胞がコネキシンを介して接触している状態を示す。コネキシンは脱分極状態の細胞から Na^+ イオンを静止状態の細胞へ流入させることができ、細胞の脱分極を同期させることができる。しかし、細胞外液を通過する電流がコネキシンを通過して電流ループを作るわけではない。実際の心筋細胞はこの様に構築されており、興奮が短時間で伝播するようになっている。

要約すると、細胞膜に存在するイオン選択性チャネルと細胞内外のイオン濃度差により受動的におよそ 0.1V の活動電位が生まれ、それが細胞外電位分布となり、心電図計測が可能となる。その細胞内外のイオン濃度差を維持する駆動源は Na-K ATP pump であることを忘れてはならない。また、わずか 0.1V の膜電位であるが、厚さ 7~10 nm の膜間で発生する電場を 1 mm の幅に換算すると 1 万 V の高電位になることにも意識してもらいたい。

心筋には Na^+ , K^+ イオンチャネル以外に Ca^{2+} イオンチャネルが細胞膜に存在する。この Ca^{2+} イオンは細胞内に流入すると筋小体内の Ca^{2+} イオンを放出し、筋収縮に重要な役わりを演じる。また、 Ca^{2+} イオンは細胞外には mEq/L の濃度で存在するが、細胞内には $\mu\text{Eq/L}$ と非常に少ない。そのために Nernst の式に当てはめると非常に高電位になり、一旦開口すると持続的に細胞内に流入し、活動電位 2 相を形成する。

実際の心腔内各部位の活動電位と心電図との関係を図 5 に示す。この中で Purkinje 線維と一般心筋の活動電位に注目してほしい。心筋興奮は洞房結節、左右の心房、房室結節と伝導し、その後、His 束、左脚、右脚より心内膜側の Purkinje 線維に伝わる。Purkinje 線維は近傍の心室筋を興奮させ、その興奮が順次一般心筋に伝播して筋収縮となる。収縮の終了は心外膜側一般心筋より始ま

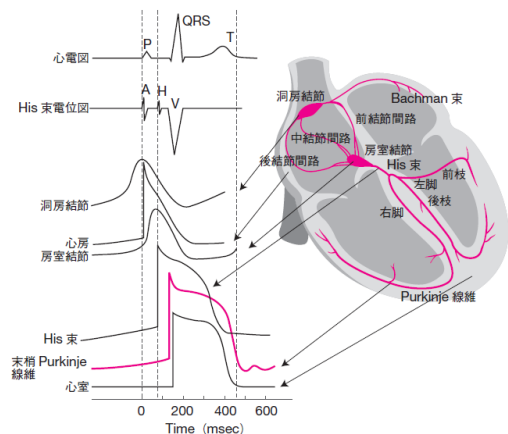


図 5 心電図と心臓各部位の活動電位の関係

心拍ペースメーカーは洞房結節が担い、興奮は房室結節に伝達する。一定の遅延時間の後、心室内膜のヒス束、プルキンエ線維、そして一般心筋に伝播する。再分極は一般心筋が最も早く、プルキンエ線維は最後に再分極して、一回の拍動を終了する。

り、最後まで興奮するのが心内膜側 Purkinje 線維であることを記憶してもらいたい。この再分極の順序が逆になると T 波の逆転が生じる。

6) シミュレーションスタディー

体表心電図計測とは心筋活動電位によって生じる細胞外電位が体幹に反映し、その細胞外電位分布を計測することである。図 6A は、心室筋脱分極の状態と電極に発生する細胞外電位を示す。細胞外電位は、前項で述べたように、細胞内電位と極性が逆転する。つまり、心内膜側心筋が脱分極して+になれば、心腔内血液相は-に帯電し、心外膜側心筋が静止電位であれば、心外膜側細胞外液層は+に帯電する。このような関係であるから、心筋活動電位の逆転波形が四肢誘導電極で検出されることになる。図 6A の赤線で示す波形は右肩より得られる心内膜側の細胞外電位で、青線は左足で得られる心外膜側の細胞外電位である。それぞれの電位を引き算すると体表心電図波形になる。図 6A の考え方は細胞内電位の逆転波形の引き算になるため、分り難い。図 6B に示すように、活動電位を基準にし、また心電図アンプ入力端子の

極性を逆にすると、心内膜側電位、すなわちプルキンエ細胞の活動電位から心外膜側一般心筋の活動電位を引くだけで体表心電図になる。この思考転換により体表心電図は心内膜側活動電位から心外膜活動電位の引き算として捉えることができ、以後の異常心電図シミュレーションの表示方法に用いる。しかし、本当は図 6A の現象であって、心筋梗塞で見られる異常 Q 波は、梗塞心筋が線維化された結果、心内膜側細胞外電位 (反転波形) がそのまま心外膜側に漏電するために生じる現象である。ウィルソンはこれを「窓」と表現した。

図 7 は、CPU を用いて、さまざまな心内膜側活動電位、心外膜側活動電位を作成し、その引き算結果を示す。下図の太い曲線は心内膜側の信号、細い曲線は心外膜の信号、その差である心電図を上図に表示する。図 7A は正常心電図である。R 波がスパイクではなく、台形になっているのは心内膜側、心外膜側の 2 層シミュレーションに単純化したためである。心外膜側電位の立ち上がりを少しだけ遅らせると、QRS 幅が広くなると同時に R 波高が高く、T 波は低くなる。左室心筋の幅が厚くなり、伝導時間が延長したためと考えられる (図 7B)。さらに心外膜側電位を遅延させると、図 7C に示すように、R 波の幅が延長、波高が更に高くなると同時に T 波が逆転し、診断基準の心肥大の所見となる。

心室期外収縮はプルキンエ伝導ではなく、一般心筋間の隣接伝導であり、QRS の幅が広く、ST セグメントがなく、T 波が逆転する波形となる。同様の波形は心外膜側電位を十分遅延させることにより得られる (図 7D)。ST 低下は虚血心筋の静止電位の低下により引き起こされる (図 7E)。同様に ST 上昇も障害側心外膜側心筋の静止電位を上昇させることにより表示できる (図 7F)。虚血や心筋梗塞では心内膜側心筋の方がもっと強く障害が出るのではないかという疑問が生じるが、局所的にはそのとおりである。しかし、右肩の R 電極は心内膜側細胞外電位全体の平均を測定するために、心内膜側電位はほぼ正常波形と考えて差し支えない。

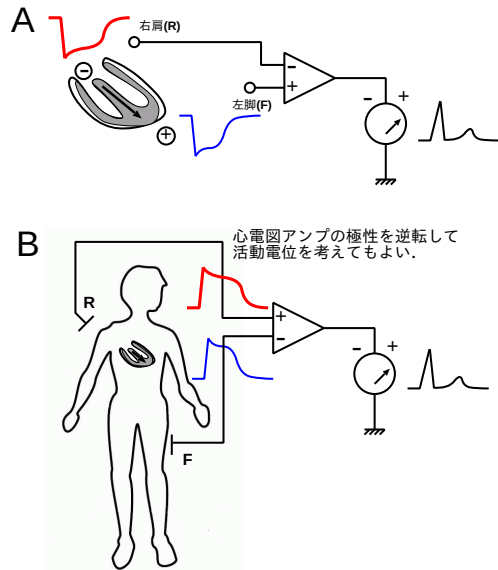


図 6 電極の極性と体表心電図との関係

図 6A：実際の電極電位変化、活動電位の反転波形である。図 6B：反転波形どうしの引き算操作は、心電図アンプの入力端子を逆にするにより活動電位で表示できる。

高 K^+ 血症で見られる T 波増高は心外膜側心筋の再分極を早めることにより作成できる (図 7G)。同様に T 波低下も、心内膜側と心外膜側の再分極の時間差を縮めることにより作成できる (図 7H)。アドレナリンを投与すると、T 波が表れず、R 波のみのスパイクがよく観測されるが、これは心内膜側から心外膜側への伝播が極端に亢進した波形と考えられる (図 7I)。

盆状 T 波で知られているジギタリス効果は、プルキンエ細胞の活動電位 2 相を少し低下させるだけで再現できる (図 7J)。Brugada 症候群は右室流出路心筋の Na^+ チャネル機能不全で有名であるが、冠動脈攣縮でも似た性質の Coved 型波形が生じる。図 7K に示すように、心内膜側心筋では Na^+ チャネルは正常、しかし、その後の Ca^{2+} チャネルが働かず、活動電位 2 相の脱分極状態が維持できない。一方、心外膜側心筋では Na^+ チャネルによる活動電位は低い、その後の Ca^{2+} チャネルは正常に機能するために一定時間脱分極状態を維持すると、図のように T 波は逆転波形になる。

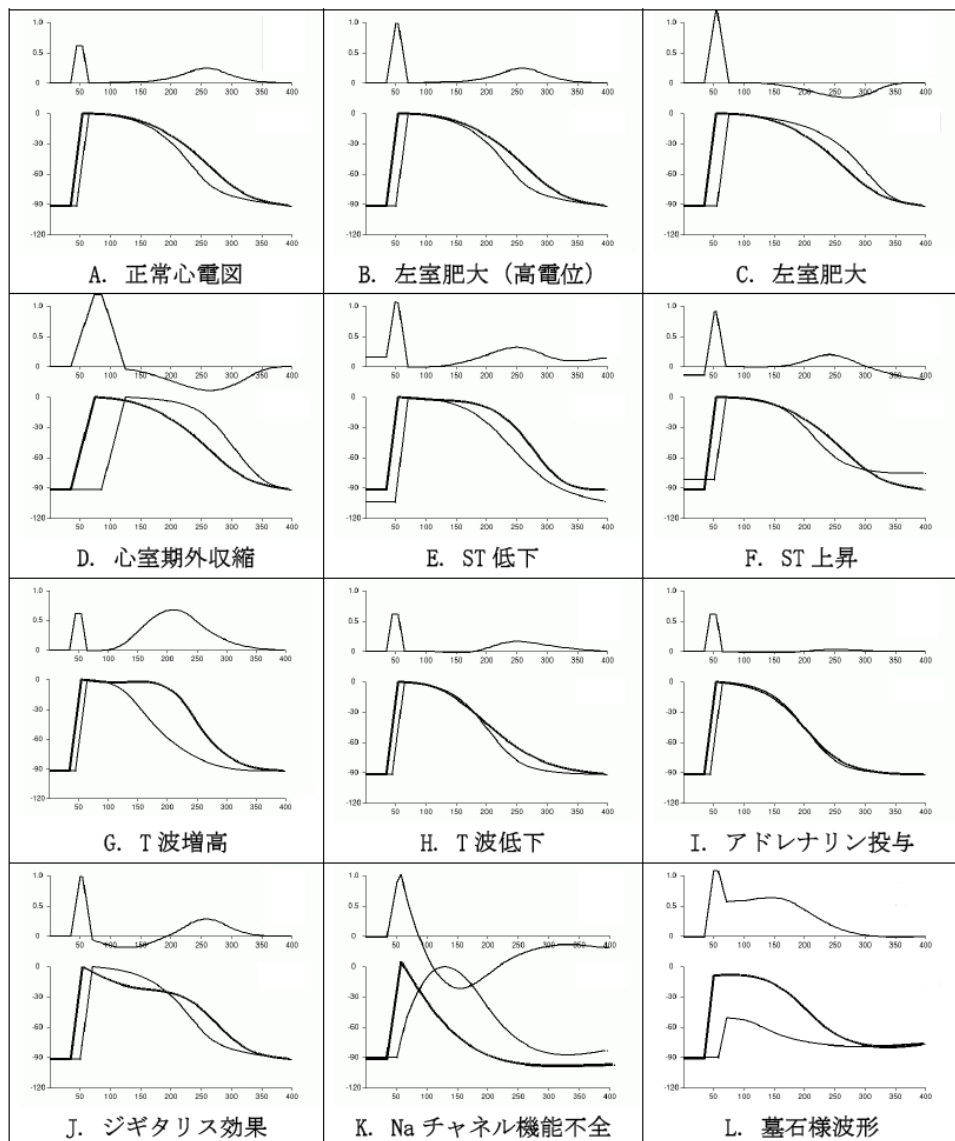


図 7 体表心電図シミュレーション

太線：心内膜側心筋活動電位，細線：心外膜側心筋活動電位．心内膜側心筋活動電位より心外膜側心筋活動電位を引くことにより，種々の心電図が導きだせる．引き算結果は上部黒線で示している (引用文献 5)，本文参照，<http://nsa.kpu-m.ac.jp/gijutu/new-ecg/new-ecg.php>).

図 7L に示す墓石様波形 (Tombstone-like wave) は，心筋梗塞発生初期に見られる巨大 T 波や巨大 R 波が究極の状態にまで変化したもので，心内膜側心筋の活動電位は正常であるが，心外膜側心筋の脱分極は抑えられ，同時に活動電位 2 相の持続時間も短くなる．図 6 で，F 極すなわち心外膜側心筋が静止状態のままになると，心内膜側心筋活動電位の反転波形だけが心電図となって出力する．一端子であるから波形は反転し，心筋活動電位のような波形になる．このような状態を想定すれば墓石様波形が理解でき，R，L，F の各電極は心筋活動電位そのものを検出していることも理解

できる。

7) シミュレーションの検証

第二誘導心電図シミュレーションは R 極を心内膜側細胞外電位とし, F 極を心外膜側細胞外電位として $II = R - F$ の引き算操作により得られるとの予想の元におこなった。本当は, I, II, III 誘導から R, L, F の電極電位を独立して求めたいのであるが, この解は求められず, $II = I + III$ の関係しか得られない。このことは「体表心電図の逆問題は解けない」と昔からいわれている。したがって, R 極, もしくは F 極に印加する波形は何であって, 引き算結果が心電図波形になればそれでよいということになる。そこで最も可能性の高い波形として心筋活動電位波形を採用した。

そこで R 極に印加される波形であるが, 図 8 の冠動脈攣縮の心電図を見れば理解できる。すなわち, 心筋梗塞の初期に発生する基石様波形 (図 8b) は 3 度の AV ブロックであると共に, 二源性期外収縮であり, その ST セグメントは非常に高く, まるで活動電位 2 相の様子である。この心電図発生メカニズムは図 6B の F 極電位がフラットな状態を考えれば理解できる。すなわち, 心内膜側心筋は脱分極するが, 心外膜側心筋は脱分極できずにいる状態である。大きな S 波のように見える波形は心室期外収縮が心尖部より発したためである。図 8c は R on T により VT になっている。図 8d で, 幅の広い QRS と共に, 2 相が陥凹し, T 波が現れている。これは心外膜側心筋の興奮が始まった影響であり, 図 3D に示す R 波の下向が不十分な状態と考えればよい。その後, 図 8e に示すように正常心電図に戻っている。このことから R 極, F 極に印加される波形は心筋活動電位であることが分る。

おわりに

心電図診断学という分野は, 1930 年代ウィルソンによってほぼ完成した。それがために, アイントーフェンの心筋に興奮電流が流れ, それが心

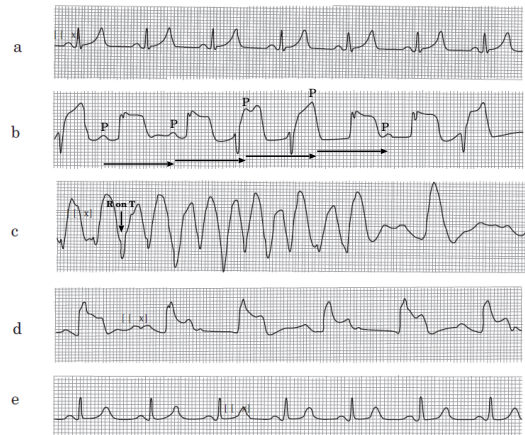


図 8 術中の冠動脈攣縮発作

a: 手術開始直後 b: 急激な ST 上昇と不整脈に対して, 硝酸イソソルビットとリドカイン静注を繰り返す c: 図のような不整脈の繰り返しの後, VF に陥り除細動施行 d: 硝酸イソソルビットとジルチアゼムの持続静注開始 e: ST 上昇消失と洞調律復帰 (引用文献 6) より一部改変)

電図になるという教科書が一般化してしまった。本稿では, そのような従来の概念に捕われず, 心内膜側, 心外膜側心筋活動電位の差で計測する心電図のメカニズムを解説した。

引用文献

1. 田中義文: 心電図計測と概念の変遷。麻酔・集中治療とテクノロジー 2013, 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会, pp134-141, 2015.
2. A.L.Hodgkin and A.F.Huxley: Action Potentials Recorded from Inside a Nerve Fibre. Nature. 144:710-711, 1939.
3. A.L.Hodgkin, A.F.Huxley and B.Katz: Measurement of current-voltage relations in the membrane of the giant axon of loligo. J. Physiol. 116:424-448, 1952.
4. M.H.Draper and S.Weidmann: Cardiac resting and action potentials recorded with an intracellular electrode. J Physiol. 115(1):74-94, 1951.
5. 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.
6. 中尾慎一: 予期せぬ致死的不整脈の対処法。Anet 17:17-22, 2013.

筋委縮性側索硬化症患者の腹腔鏡下横隔膜刺激電極埋め込みと麻酔

菅井直介，中島光，高力俊策*，亀井徹正†

はじめに

筋委縮性側索硬化症 (ALS) の患者では次第に呼吸筋も侵されて人工呼吸器に依存するようになることが多い。しかし呼吸筋が高度に侵される前に横隔膜を刺激して呼吸を補助することにより呼吸筋の衰退を予防することもできる。Dr. Raymond Onders (Case Western Reserve University) がこの電極埋め込みを内視鏡下に行うために開発した NeuRx DPS (横隔膜ペーシングシステム, Synapse Biomedical 社) は FDA の認可を得ている¹⁾。横隔膜に直接刺激電極を埋め込むこの方法は横隔膜神経を上位で刺激するより確実であり、この Dr. Raymond Onders による腹腔鏡による電極埋め込み術は広く欧米で行われるようになって来ている。今回、日本では初の試みとして当院の神経内科主導により、外科と麻酔科が協力して Dr. Onders の指導下に横隔膜電極埋め込みを行った。ここではこの方法の術中管理と麻酔について報告する (図 1)。

被験者と方法

IRB の許可を得て 5 名の患者 (男性 3 名，女性 2 名，年齢 44-70 歳) に腹腔鏡による内視鏡下に横隔膜刺激電極埋め込みを行った。ALS の患者では術前に筋力の低下があり，また術中に横隔膜を電気刺激しながら筋の反応を見て筋収縮状況のマッピングを行うために神経筋遮断薬を使用できないので，麻酔科として周術期管理に周到な準備と注意を払う必要がある (表 1)。

全身麻酔の導入

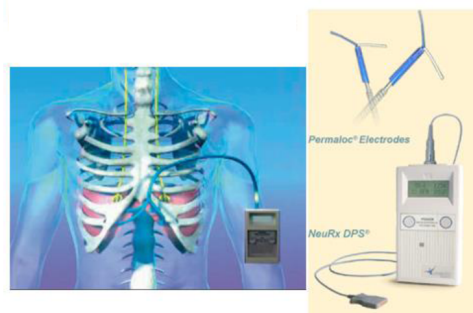


図 1 横隔膜刺激装置と電極

マッピングして横隔膜神経の電気刺激により適切な横隔膜の収縮が得られるところに，腹腔鏡下に右上の電極を埋め込む。電極の先端に開く部分があり横隔膜に確実に固定される。埋め込んだ電極からの導線を体外に置いた刺激器につないで横隔膜を刺激する。

(Dr. Matthew R. Kaufman, Plastic & Reconstructive Surgery The Center for Treatment of Paralysis and Reconstructive Nerve Surgery, Jersey Shore Medical Center の好意による)

表 1

ALS 患者の内視鏡下横隔膜刺激電極埋め込みの麻酔

症例	年齢性	導入	維持
1	70 女	prop sev	sev rem
2	62 男	prop sev	sev rem
3	44 女	prop sev	sev rem
4	60 男	prop sev	sev rem
5	61 男	prop sev	sev rem

注：

(prop プロポフォル，sev セボフルレン，rem レミフェンタニル。神経筋遮断薬なしで気管内挿管)

心電図，血圧を見ながら，BIS モニターで麻酔の深さを判断してプロポフォルで導入しセボフルレンを加え，レミフェンタニルの持続静注を開始した。セボフルレン麻酔が深くなったところで神

湘南藤沢徳洲会病院

麻酔科

*外科

†神経内科

経筋遮断薬なしで8%キシロカインスプレーで喉頭麻酔を行ってから気管内挿管を行った。

麻酔の維持はセボフルレン吸入とレミフェンタニル持続注入で行ない、神経筋遮断薬は横隔膜マッピングの妨げになるので使用しなかった。途中 BIS 値を見ながら十分な麻酔の深さを維持し、人工呼吸を続けた。セボフルレンで麻酔を深くすると血圧が低下するが、エフェドリン、ないしはフェニレフリンの静注で血圧を維持した。

術中の合併症としては最初の症例で内視鏡操作のため腹腔内に注入される二酸化炭素が漏れて皮下気腫、横隔膜気腫を起こして胸郭のコンプライアンスを低下させて換気が難しくなる場合があったが、用手換気を行っているとき次第に、二酸化炭素が吸収されて換気を続けることができた。終末呼気の二酸化炭素分圧に注意しながら麻酔の維持を行った。気管内チューブの抜管は全症例でセボフルレンが排出され自発呼吸が十分に出て覚醒してから手術室内で行った。埋め込んだ刺激電極は体外の刺激装置につないで刺激を行えるようにし、術中に横隔膜の刺激が順調に行えることを確かめた。術前に呼吸筋の能力がかなり落ちていればその後の呼吸に注意しなければいけないが、今回の5症例では術前に換気能力が維持されており、術後の呼吸も問題なく自発呼吸を維持することができた。米国では術後に BiPAP を行った症例も報告されている²⁾。

術後管理

術当日はICUで管理し、呼吸状態の変動に直ちに対処できるようにしておいた。術後には気管内挿管による咽頭痛、手術部の痛みがみられたが、術直後のアセトアミノフェン1000mg 静注、またICUではフェンタニル並びに、吐気どめにハロペリドール、デキサメサゾンを加えた静注PCAを行ったがいずれの症例でも痛みは自制内に管理することができた。すべての患者が翌日に病棟に帰室できた。しかし、術前に心循環系や呼吸器系の異常のある患者ではとくに注意する必要がある。

今回の患者では横隔膜の刺激は翌日から病棟で様子を見ながら神経内科医により開始された。

考案

この内視鏡による横隔膜刺激電極の埋め込みは、現在米国をはじめとして欧州、トルコなどで多くの実績が得られて、ALS 患者の全身麻酔が安全に行われるというデータが蓄積されている。今回の治験でも ALS の患者の横隔膜ペースー植込みの麻酔が安全に行われることを確かめた。

なおこの方法は ASL 以外の原因による(表2)のような横隔膜麻痺の患者にも広く応用されようとしている。

表 2
横隔神経の刺激により呼吸の補助が
得られる可能性のある疾患

横隔膜麻痺

末梢の原因によるもの

医原性、外科的なもの、神経ブロックによるもの、カイロプラクティスによるもの、外傷、神経障害/神経炎、ウイルス病

中枢性

脊髄損傷、脊髄圧迫、中枢性低換気症候群、オンディーヌの呪い、腫瘍

引用文献

1. Onders RP, Carlin AM, Elmo MJ, et al Amyotrophic lateral sclerosis: the Midwestern surgical experience with the diaphragm pacing stimulation system shows that general anesthesia can be safely performed. Am J Surg 2009;197:386-390
2. Elliott MA, Porteous GH Anesthetic management and considerations for laparoscopic diaphragm pacing system (DPS) placement in patients with amyotrophic lateral sclerosis (ALS). The Virginia Mason Experience Abstract 4087 Annual Meeting of the American Society of Anesthesiologists October 14, 2014

ABSTRACT**Anesthetic Management of Laparoscopic Diaphragmatic Pacer Implantation in Patients with Amyotrophic Lateral Sclerosis**

Naosuke Sugai¹, Hikaru Nakajima¹,
Shunsaku Koriki², Tetsumasa Kamei³

Background:

Patients with ASL may develop respiratory muscle paralysis involving the diaphragm. If phrenic nerve is stimulated, this may assist diaphragmatic breathing and may delay the onset of respiratory muscle failure. Electrical stimulation of the phrenic nerve may be achieved more effectively by stimulating the nerve at the diaphragm.

Subjects and methods:

Five ASL patients (3 male and 2 female) with no advanced respiratory muscle weakness received implantation of diaphragmatic electrodes to stimulate the phrenic nerves at the diaphragm. Anesthesia was induced with propofol and sevoflurane with continuous iv administration of remifentanyl. Tracheal intubation was performed without using neuromuscular block-

ing agents enabling the mapping of the phrenic nerve at the diaphragm.

Electrode implantation was performed by use of laparoscopic technique at deeper levels of sevoflurane anesthesia after mapping of the phrenic nerve innervation of the diaphragm.

Results and conclusion:

All five patients received the implantation of the electrode successfully and the recovery from anesthesia was uneventful. The stimulator outside the body cavity was able to stimulate the diaphragm to assist the muscle. This laparoscopic technique can also be used for the phrenic nerve stimulation in other cases of phrenic nerve pathology.

Key words:

anesthetic management, amyotrophic lateral sclerosis (ALS), diaphragmatic pacing, laparoscopic electrode implantation, respiratory muscle assist

1) *Department of Anesthesiology,*

2) *Department of Surgery,*

3) *Department of Neurology*

*Shonan Fujisawa Tokushukai Hospital 1-5-1
Tsujido-Kandai, Fujisawa, Kanagawa 251-0041
Japan*

BSA の BIS-Bilateral への対応について

萩平 哲, 高階 雅紀*, 内田 整, 森 隆比古†

はじめに

欧米では 2009 年に利用可能となっていた BIS-Bilateral が日本でも使用できるようになった。Bilateral センサーはその名の通り, BIS-A2000/XP などで使用できる BIS-QUATRO センサーと異なり両側の脳波を同時計測できる形状になっている。(図 1) 初期の BIS モニターである A1000 や A1050 は 5 つの電極を使用して両側の脳波を計測し, 左右差に関するパラメータを算出する機能を有していたが, BIS-Plus センサーを使用する形になって以降一側の脳波のみを利用する仕様になっていた。これは麻酔薬の効果判定には左右いずれか一方の評価だけで十分であると考えた結果であると推察している。

今回利用できるようになった Bilateral センサーは 6 つの電極を有し, 左右それぞれ 2 チャンネルずつ合計で 4 チャンネルの脳波データが同時に取得できるようになっている。このセンサーの目的はこれまでの経緯を考えれば麻酔薬の効果判定よりもむしろ左右いずれかの脳虚血を判断することであろうと考えられる。

さて, 我々はこれまでに BIS-QUARTO センサーを使用した BIS-A2000/XP/VISTA モニターから脳波の波形データや脳波パラメータを取り込むソフトウェア BSA for A2000 を開発し公開してきた¹⁾。BSA for A2000 は最大 2 チャンネルの脳波データを取得できるが, Bilateral センサーには対応していなかった。そこで今回 Bilateral センサーへの対応を試みた。

BIS-A2000 と BIS-A3000 の違いと Bilateral に関する拡張

大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学講座

*大阪大学医学部附属病院手術部

†大阪府立急性期・総合医療センター医療情報部



図 1 BIS-bilateral センサーを使用した時の BIS-A3000 の画面

BIS-A2000/XP モニターは本体に接続されたデジタル信号変換機 (DSC) で脳波データをデジタルに変換して本体に送り, ここでさらに演算処理を行うようになっていた。一方 BIS-A3000(VISTA) では DSC に相当する部分が BISx プロセッサと呼ばれるものに置き換えられている。BISx プロセッサは脳波データをデジタルに変換するだけでなく, ここですべての演算までを行うものである。A3000 では本体は単なるディスプレイとインターフェイスアダプター

の機能を持つにすぎない。BIS-A3000 モニターは BIS-bilateral に対応した BISx プロセッサを使用することで BIS-bilateral センサーを使用できるようになる。

内部的には従来の BIS-A2000/XP は片側 2 チャンネルの脳波データ (128 Hz もしくは 256 Hz サンプリング) を取得できるようになっている。一方 BIS-A3000 に BIS-bilateral センサーを使用した場合には両側 4 チャンネルの脳波データ (128 Hz サンプリングのみ) が取得できるようになっており、さらに asymmetry などのパラメータが新設されている。なお、BIS-A3000 には A2000 コンパチブルモードが実装されているが、このモードを使用しても 256 Hz サンプリングの脳波データは取得できない。このような拡張および仕様変更のために VISTA-binary(A3000 特有) のモードではパケット通信によるコマンドやデータ構造が拡張されている²⁾。

BIS-bilateral に対応するための BSA の対応

新しい BSA では接続されている BIS モニターの種類 (A2000/A3000) およびセンサーの種類を自動判定するようにしてデータ取得のために使用するコマンドを切り替えるように作成した。これは BIS モニターの接続状況を確認するために利用している Revision 情報の取得によって行っている。現在のところ BSA のメインスクリーンは従来のものと同じであり、脳波波形に関しては指定した 1 チャンネルのみが表示、演算されるようになっている。BIS-bilateral センサーが装着されている場合のみチャンネル 0-3 のうちの 2 および 3 も設定可能になっている。

図 2 は Bilateral センサー対応の BSA によって両側のデータ取得した両側 BIS 値のプロットである。このように左右両方のデータを取得することが可能となった。

まとめ

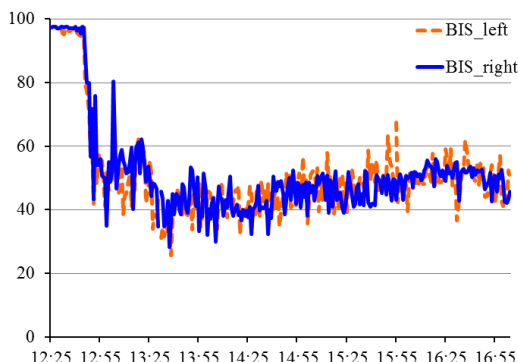


図 2 BIS-bilateral 対応の BSA の使用例

従来開発していた BSA for A2000 を BIS-bilateral センサー使用の BIS-A3000 モニターに対応した。術中に脳虚血が懸念されるような症例でデータ記録を行いたい場合に有用であると考えられる。

参考文献

1. Hagihira S, Takashina M, Mori T, Mashimo T, and Yoshiya I. Changes of electroencephalographic bicoherence during isoflurane anesthesia combined with epidural anesthesia. *Anesthesiology* 2002;97:1409-15
2. Aspect Medical Systems, Aspect Medical Systems BIS monitor Serial Port Technical Specification, R1.10, 2008

ABSTRACT

Modification of original software BSA for BIS to a BIS-bilateral sensor

Hagihira S¹⁾, Takashina M²⁾, Uchida O¹⁾, Mori T³⁾

Recently, BIS-bilateral sensor, which can gather 4 channels of raw EEG from bilaterally positioned electrodes, can be available in Japan. We previously developed the software “BSA for A2000” to record raw EEG data as well as EEG derived parameters including BIS values. “BSA for A2000” can gather 2 channels of raw EEG, but it could not be available to BIS-bilateral sensor. Then we tried to adapt this software to this new BIS-bilateral sensor.

According to the “Serial Port Technical Specification” which was provided by Aspect Medical Systems Inc., communication commands and packet structure were extended for this sensor. As BIS-QUATRO sensor can be available to both BIS-A2000/XP monitor and BIS-A3000 (VISTA) monitor but BIS-bilateral sensor can only be available to ungraded BIS-A3000 monitor, so we customized BSA for A2000 to distinguish which types of the monitor was used and which types of sensor was used by using revision packet data. Now the latest version of BSA for A2000/XP/VISTA can gather raw EEG as well as EEG derived parameters in all 4 channels when BIS-bilateral

sensor was used. Although the current version of BSA can display only 1 channel of raw EEG that selected by the option, we will modify to show all channels of EEG simultaneously in the near future.

We think the latest version of BSA for A2000/XP/VISTA would help to analyze the EEG data during BIS monitoring using BIS-bilateral sensor.

1) *Department of Anesthesiology and Intensive Care Medicine, Osaka University Graduate School of Medicine*

2) *Surgical Center, Osaka University Hospital*

3) *Department of Medical Informatics, Osaka Prefectural Osaka General Medical Center*

NoSQL Database eXist version 2.1 による XML 解析の応用

佐和貞治, 橋本悟

はじめに

XML 化した大規模な情報をそのまま XML データベースに蓄積してデータ解析を行う技術は、スキーマレスでデータ構造が柔軟な特徴を持つ。そこで、近年、Oracle, MS SQL Server, MySQL や PostgreSQL などに代表される SQL 言語を解析に用いるリレーショナル・データベース管理システム (RDBMS) との比較において、NoSQL(Not only SQL) データベースの一種としてその応用範囲が多領域に広がっている。特に、我々一般ユーザがデータベースを構築する場合に、RDBMS のデータ構造設計は複雑で、また全体のデータが可視化されにくいという欠点を持つ。我々は、2011 年の第 29 回本学会にて、native XML データベース eXist に、Apache Cocoon XSL サーバによるサーバサイド XSL 技術、Scalable Vector Graphics (SVG) 技術を組み合わせ、呼吸上皮を覆う上皮被覆液 (epithelial lining fluid, ELF) に含まれるプロテオームを視覚的にウェブ・ブラウザ上で解析することを報告した¹⁾。このように、麻酔・集中治療医学に関わる研究を行う上でも XML データベースは強力な支援ツールとなり得る。eXist は、2004 年の開発以来、open source software として少しずつ改良されてきた。前回の報告では、eXist ver 1.4 を利用したが、その時点では Apache Cocoon XSL サーバや、Extensive Server Pages (XSP) など非常に取っ付きにくいソフトウェア技術も含まれていたために、難解な部分も多くあった。2013 年の eXist ver 2.1 では、XML データベースの検索方法において、標準化仕様とされている XML Query Language である XQuery 3.0 の engine 実装化に加えて、XQuery IDE (integrated development environment) である eXide などが実

装されて、よりパワフルな開発並びにサーバ運用環境が利用できるようになった²⁾。今回、このバージョンアップされた eXist の機能をチェックして、特にサーバサイド XSLT (XML Stylesheet Language) を中心に、膨大な情報を整理してウェブ上の関連データベースとリンクさせて分析を可能とする技術の麻酔・集中治療医学研究への有用について検討を加える。

I. 使用した基本ソフトウェア技術 (Wikipedia 等からの引用を含む)

1) Native XML データベース eXist

現在でも広く用いられている SQL 言語で問い合わせを行うリレーショナル・データベースに対して、XML のツリー構造をそのままデータ構造として納めて、XML が本来持つ「ツリー構造」、「メタ情報管理」という優位性を最大限活用することを目的に XML 文書をその構造のまま格納・操作を行うことができるのが XML データベースである。XML データベースの特徴は、XML の仕様がスキーマを必須としておらず Well-formed(整形形式)の形態を認めていることから、データ構造の仕様が完全に決まりきらないで開発を進めたり、途中でデータ構造が変化することを前提としたシステムを比較的容易に構築することができることにある。とくに、XML の構造を変更することなく格納し、取り出すことが可能なデータベースについては Native XML データベースとも呼ばれる。XML データベースの検索方法には、XPath, XQuery などの標準化仕様が用いられるようになってきた。eXist は、オープンソース・Native XML データベースであり、XPath, XQuery, XSL2.0 に準拠している。Well-formed(整形形式)XML ファイルを eXist にアップロードすることで、データの登録は完了

し、XPath, XQuery, XSL によるデータ検索が可能となる。

2) XSLT

XSLT (XML Stylesheet Language) とは、XML によって記述された文書を他の XML 文書に変換するための簡易言語であり、記述された文書そのものは「スタイルシート」と呼ばれる。なお、XSL による変換を実行するためのソフトウェア技術を「XSLT プロセッサ」と呼び、Saxon や Xalan など様々なものが知られている。

3) SVG

Scalable Vector Graphics(SVG) は、XML によって記述されたベクターグラフィック言語の

こと、あるいは、SVG で記述された画像フォーマットのことを指す。W3C でオープン標準として勧告されている。XML で記述するため、Web ブラウザ上で閲覧でき、テキストエディタなどで編集することができる。ベクターグラフィックであるため、ベクターデータによる画面表示では拡大や縮小をしても描写の劣化が起きない。XSL のプログラミングには、市販の XML エディターである oXygen を用いている (図 1)。このエディターは、インタープリターと強力なデバッグ機能を備えており、実際に XSLT を試行しながらプログラミングを行うことが可能である。

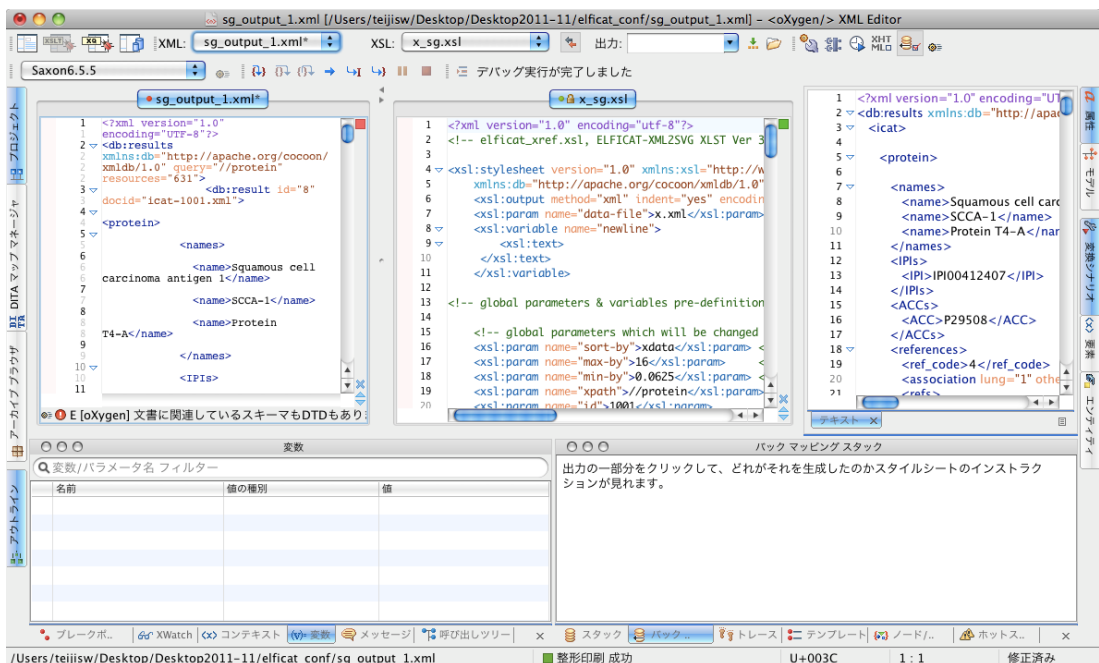


図 1. 強力な XML エディター oXygen
XST 変換等をインタープリターとして作動させてソフトウェア上でバグ取りが可能である。

II. eXist ver 2.1

2013 年にバージョンアップが図られた eXist 2.1 では、図 2 に示すような dashboard が用意されており、ここからデータベースそのものや専用のエディター eXide, Tutorial などにアク

セスできるようになっている。バージョンアップされて、もっとも大きな特徴は、以前の eXist 1.4 では Apache プロジェクトの一つである server-side XSLT 技術である Cocoon の XSP を

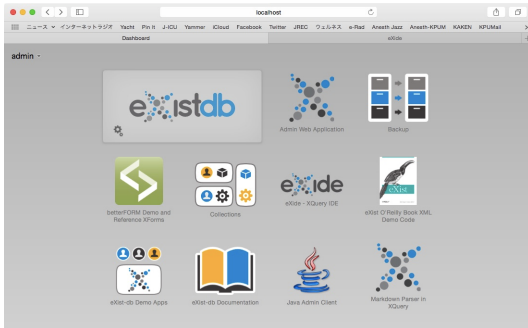


図 2 eXist ver 2.1 Dashboard

表 1. XQuery3.0 言語による XSL Transformation

```
xquery version "3.0";
declare option exist:serialize "method=svg
media-type=svg+xml omit-xml-declaration=no
indent=yes";
transform:transform(
transform:transform(
transform:transform(
doc("http://localhost:8080/exist/rest/db/icat3/1001/icat-1001.xml"),
doc("http://localhost:8080/exist/rest/db/icat3/pre_XSL.xml"), ()),
doc("http://localhost:8080/exist/rest/db/icat3/mid_XSL.xml"), ()),
doc("http://localhost:8080/exist/rest/db/icat3/post_SVG.xml"), ()))
```

(XSLT) パイプラインの作成

(XML ファイルに収められたデータを 3 段階の XSL を連続的につないで SVG 化して、ウェブブラウザで情報可視化する)。



図 3 eXide エディター上での XQuery3.0 言語を用いた XSL transform のパイプライン作成

用いて、XSL のパイプラインを作成して変換処理を行っていたが、今回はダッシュボードに実装されている専用エディター eXide を用いて、XQuery3.0 言語により、XSL 変換を組み合わせで指定するだけで、XSL のパイプライン形成 (表 1) が可能となる。図 3 には、XML ファイルか

ら、3 つの連続した XSL 変換で SVG フォーマットによるデータの視覚化までを XQuery 言語により、極めて単純明快に構築できることを示している。

III. プロテオーム解析

以前、呼吸上皮を覆う上皮被覆液 (epithelial lining fluid, ELF) に含まれるタンパク質の分析について、eXist ver 1.4 を用いたデータ管理と視覚化について報告した。気管支鏡下に低侵襲で特定領域の ELF を採取できる気管支鏡下マイクロサンプリング (BMS) 法を用いて ELF を採取し、BMS プローベ先端から 95 %以上の回収率で希釈せずに回収し、エレクトロスプレー法によるイオン化 (ESI) に、液体クロマトグラフィー (LC)、イオントラップ型の質量分析計をダンデムに組み合わせた質量分析法 LC/MS/MS 法による MS/MS イオンサーチ、ペプチド・マス・フンガープリンティング (PMF) 法、そして安定同位体システム残基のビオチン化を用いた Isotope Coded Affinity Tags (ICAT) 法を組み合わせ、定量的な ELF プロテオームの Differential display 分析を施行した。プロテオーム情報は XML 化し、XML データベース (eXist) に蓄積し、Apache Cocoon XSL サーバによるサーバーサイド XSL 技術を用いて特定の群のプロテオーム・プロフィールを自由に表示し、解析を加えられるようにするウェブ・アプリケーション Elficat を開発した。データ可視化には Scalable Vector Graphics (SVG) 技術を用い、主要国際タンパク質データベースと自動リンクできるようにした (図 4)。この試みでは、最後のデータ可視化の部分で Apache Cocoon の少し難解なパイプライン作成を必要があり、また Extensive Server Page (XSP) という Java ベースの Cocoon のユーザーインターフェースを作成するためのプログラミングを要求される点において、Java に精通していないと取り付き難いという問題点があった。今回、eXist 2.1 では XQuery3.0 が実装されたことで、eXist の環境内で XSLT のパイプラインを作

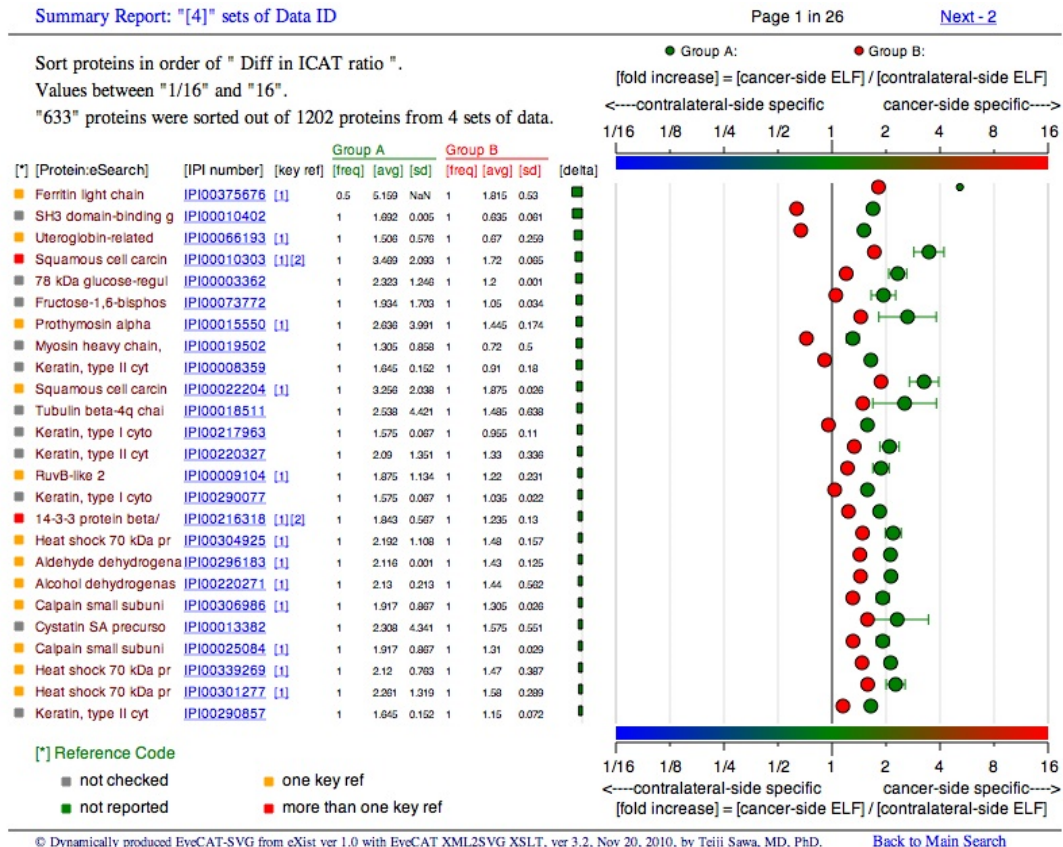


図 4 肺上皮細胞上から回収した被覆液内に含まれるプロテオームをペプチドマスマスフィンガープリント法により解析した結果を eXist データベースに XML ファイルで保存し, XSL を用いて複数サンプルの統計処理を行った上で SVG で解析データの可視化を行いウェブブラウザ上に表示させた。

成できるようになり, より簡便に XML データを変換して SVG 化してウェブブラウザにて情報視覚化を行うことが可能となった。

IV. 麻酔記録

麻酔の臨床における今回のソフトウェア技術の応用例として, XML 化して保存された麻酔記録情報を SVG 化された麻酔チャート上へ乗せてウェブ上での表示することが考えられる。麻酔記録上のデータ部分は, チャートのスタイル情報とは分離させて XML 化したデータベースに保存できる。一方, 麻酔のチャートというものは, それぞれの施設ごとのスタイル (横書きや縦書き) などの好みがあり, データをどのチャート

スタイルに載せるかについては, チャートスタイル情報の SVG ファイルに, スタイル変換を用いて症例毎の記録データを含むデータ用の SVG ファイルにデータをスタイル変換させて単体に合体させれば, 自由に様々なチャート上に麻酔記録を再現できる。図 5 には, SVG 化されてベクター画像としてウェブブラウザ上に表示可能となった麻酔チャートのスタイルを示す。図 6 には, eXist データベースに収められた麻酔記録情報 XML より, チャートのスタイルに SVG 変換された麻酔記録のデータ情報を麻酔 SVG チャートとを単体に合体させてウェブブラウザ表示可能な麻酔記録とした SVG 画像を示す。

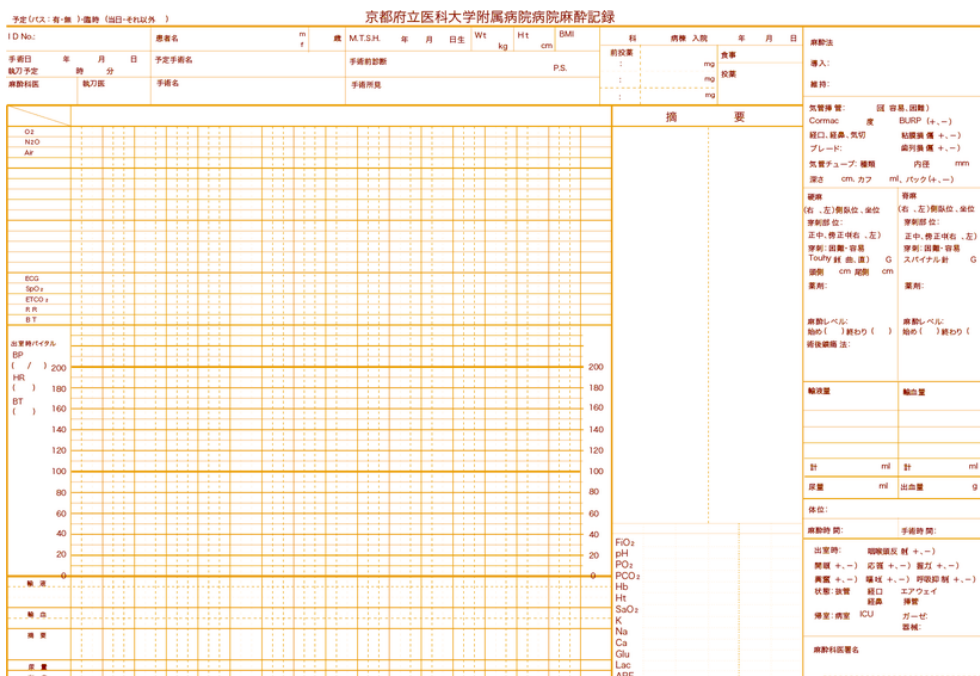


図 5 ウェブブラウザ上に表示させた SVG ファイル化された麻酔チャート用紙

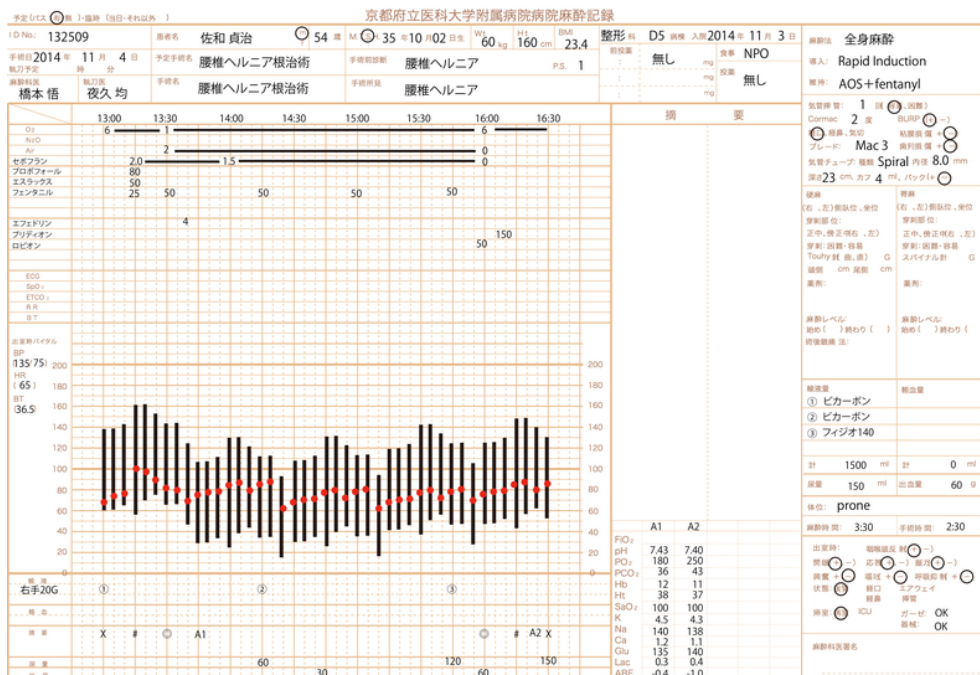


図 6 SVG ファイル化された麻酔チャートとスタイル変換した麻酔記録情報を合体させれば、eXist に保存されたまき情報が特定のスタイル上にオーバーレイした形でウェブブラウザ表示が可能となる。

V. まとめ

今回, XML 化した大規模な情報をそのまま XML データベースに蓄積してデータ解析を行う技術の一つとして, XQuery3.0 が実装されて, より強力となった native XML データベース eXist を用いた情報管理と可視化について検討した. 今回のテクノロジー学会の発表では, 「XML データから SVG 化してウェブブラウザ上に表示させることの有意性について, jpeg や png などに表示させることとどう違うのか」とご質問を得た. 答えは, 具体的には「SVG 化したデータは, 画像やテキスト部分に大規模データベースやインターネットを通じてアクセス可能な他のデータベースへのリンクをソフトウェアプログラミングにて可能にし, かつそれらのデータベースが部分情報を XML で出力する機能を持っていれば, 必要な特定の情報について Xlink 機能などを利用して取り込むことが可能である」ということである. つまりインターネット・ワールドにける情報のダイナミズム (リアルタイムに他のデータベースにアクセスして, 必要なデータを取り込んでくる) の恩恵を得ることができることにあり, すでに PubMed や GenBank などの情報はすべて自動検索して, 必要なデータを XML で取り出し, 組み込んで利用することが可能である. jpeg など静的な画像処理ではこのような対応はできない. 特にサーバサイド XSLT (XML Stylesheet Language) を中心に, 膨大な情報を整理してウェブ上の関連データベースとリンクさせて分析を可能とする技術は, 麻酔・集中領域においても有用であると考えられた.

参考文献

1. 佐和貞治, 橋本悟, 松山広樹, 安本寛章, 加藤秀哉. XML データベース eXist と Cocoon 2 による Server-side XSLT を用いた Elficat データ解析. 一肺上皮被覆液 (ELF) プロテ

ーム解析への応用. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2012.

2. Erik Siegel, Adam Retter. eXist. A NoSQL Document Database and Application Platform. O'Reilly Media Inc. Sebastopol, USA 2014.

ABSTRACT

The application of XML analysis using NoSQL Database eXist version 2.1

Teiji Sawa¹, Satoru Hashimoto²

Storing bioinformatics data in an XML database and visualizing the extracted data by using server-side XML style sheet transformation (XSL) are modern Web-based software technologies that have been mainly developed by Java. We previously reported the application of native XML database eXist 1.4 to the analysis of lung epithelial lining fluid (ELF) proteome. Recently, eXist was updated to version 2.1 with XQuery 3.0. In this study, we applied the new eXist to XML data analysis for ELF proteome by using XQuery-based server-side XSL transformation (XSLT) to visualize SVG data by web-browser. The data transformed to SVG by XSLT can be visualized in the web-browser with various hyperlinks to the data in the other mega-databases. We concluded that the XML-based technology we utilized in this study is applicable to various clinical researches in the fields of anesthesiology and critical care medicine.

1) Department of Anesthesiology

2) Division of Critical Care Medicine

Kyoto Prefectural University of Medicine

連絡先:

〒602-8566

京都市上京区河原町通広小路上る梶井町 465 番地

電話: 075-251-5633 FAX: 075-251-5843

電子メール: anesth@koto.kpu-m.ac.jp

データベースソフトを用いた麻酔科学史書の翻訳支援システムの構築

岩瀬良範，菊地博達*

はじめに

リアルタイム言語翻訳のテクノロジーは急速な発展を遂げているが、解釈やニュアンス、事実関係を考察した読みやすい日本語への翻訳を支援するテクノロジーは確立しているとは言い難い。20年前の1994年の本学会で筆者らは、麻酔教科書の共訳にパソコンを用いて、OCR取り込みや同一画面での翻訳作業、通信環境には大きな利点を見出したが、自動翻訳、バージョン管理等やデータベース化は高速回線の普及を待っての検討課題と考察した¹⁾。20年の歳月を経て今回、我々はデータベースソフトに書籍1冊を取り込み、共同作業を行ったところ多くの利点があった。

対象と方法

対象書籍は、Maltby JR 編 "Notable names in anesthesia." (The Choir Press, UK) で、麻酔科学史上重要な人物が84名、計254ページにABC順に収載されている²⁾。まずHKが、人物別にOCR取り込みを行い、図表を含むWordファイルを作成し、インターネット上のDropboxにアップロードした。翻訳は、HKが先頭(A)から、YIが末尾(Z)から開始し、翻訳済みファイルをdropboxで共有して相互査読し、監訳をHKが行った。翻訳作業の途中から、変更の反映、改版の有無などの履歴がわかりづらくなったため、以下の要領で全文と図表をデータベースソフト(Access2003)に取り込んだ。1. 一文1レコードを原則に、2. 各レコードは原文、各版の訳文、メモや参考事項(インターネットのURL)、日時、場所(GPS値)、図表を含む、3. 作業フォームは

埼玉医科大学病院麻酔科

*我孫子東邦病院麻酔科

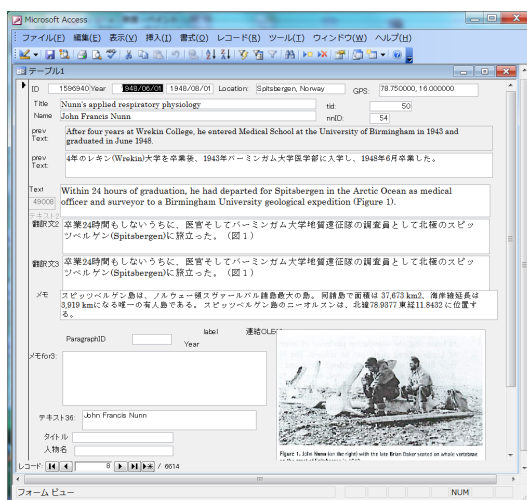


図1 Access2003のデータ入力および表示フォーム

作業のしやすさを重視し、直前の文章も参照できること。(図1)

本稿で特に強調しておきたい手法や情報を以下に列挙する。

1). データベースの構築は、Access2003の基本的機能で行えたが、「作業のしやすさを重視し、直前の文章も参照できること」を実現するためには、当該フィールドにスクリプトを開発する必要があったが、筆者にはかなりの困難を伴った。当該のスクリプトを以下に示す。

=DLookup(" [翻訳文3]", " テーブル1", "[SID]=" & Forms!For_Ver5!SID-1)

2). Accessにおける日付データは、1900年1月1日以降はMicrosoft OfficeのExcelと同様に同日を数値の1として、以後の日数で日付および時間計算を行っている。同日以前は、Excelでは計算できないが、Accessでは1900年1月0日を数値の0として、負(マイナス)の数値として記録される。これは、時間関係を計算する時には

有用だが、西暦に戻す時には注意を要する。100年は正確には36,524.2199日であり、西暦1800年はうるう年ではない。本書が扱う最初の西暦は1776年であるので、数は少ないが日歴が重要な史実の場合は、注意が必要である。

3). GPS値は、緯度経度(北緯35度56分20.3秒 東経139度18分23.4秒)による表記ではなく、35.938972, 139.3065の座標系を用いた。いずれもWorld Geodetic System 1984(WGS84)の表記法であるがgoogle mapで右クリックこの場所について一だけでGPS値を得ることができる。例示した数値は埼玉医科大学毛呂山キャンパスの位置である。

4). 得られたGPS値をプロットするために、GPS visualizerというウェブサイトを用いた。(http://www.gpsvisualizer.com/)

結 果

本書の原文は約6500文から成りAccessへの取り込みは、比較的容易だった。翻訳文の取り込みは、初回はAccessのインポート機能で、改版後はマウスのDrug&Drop操作で行った。Drug&Drop操作は「丁度良い手作業」で、変更箇所の検出が容易にできた。文章に可能な限り日時とGPS値を入力する作業は、原文の事実確認を行うことになり、翻訳の精度を向上させた。この時点で、本書のデータベース化は当初の目的を達成したが、さらに予想外の結果が得られたので報告したい。

1). テキスト通覧および検索機能から

- a. 戦争に翻弄されて麻酔科に関わりを持つようになった人は多い。復員しても働く場所がなかった。麻酔科と精神科だけ有給席があった。(検索ワード: demobilization(復員), war)
- b. 本書収載のドイツ人は外科学を背景に麻酔科に名を残した人が多い。

ピア エスマルヒ コラー シンメルブッシュ トレンデレンブルグ(19世紀後半の人物が多い)

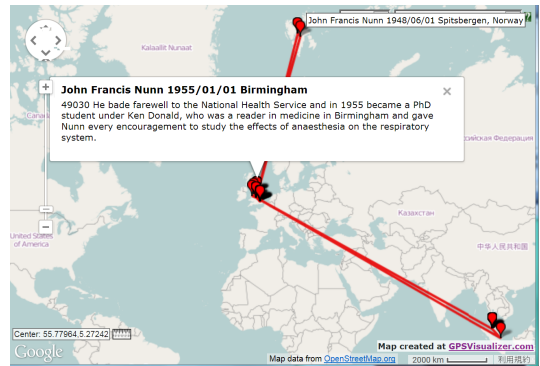


図2 GPS値と本文記述を世界地図にプロットした例。

図は呼吸生理学書で有名なJohn Nunnのもの。英国に生まれ、医学部卒業後直ちにスピッツベルゲン(ノルウェー領)、その後マレーシア、シンガポール、再び英国に戻った様子がわかる。各ポイントは、マウスを合わせるだけで小さなテキストボックスに見出しが、クリックすると本文が表示される。(GPS Visualizerで作成)

c. 一方、アメリカやイギリスは内科学を背景の人が多く特に大恐慌後のアメリカでは内科開業医の傍らに「アルバイト」で麻酔を行い、その後専門医に転進した人も多い

d. 英国には国境があった。スコットランド独立の住民投票(2014年9月)に関しての理解(検索ワード: Shropshire on the Welsh border)

e. 同じカレッジの先輩後輩 Ampleforth Abbey & College(英国) Bromage, Gray, Brain(LMA)

2). 日時入力および同検索からは、同時期のそれぞれの収録人物の人生の断面像を描写することができた。

* 1949年 Nunn 結婚直後、彼らはマラヤ(現マレーシア)で3年間の医療勤務についた。実際はペナンでの麻酔担当であった。

* 1949年 Apgar アプガーがコロンビア大学での女性最初の常勤教授となり、産科麻酔という新しい分野に進出した。その年、病院のカフェテリアで医学生と朝食をとっている時、その中の一人が、どうやって新生児の状態を評価しているのかと質問してきた。

* 1950年 Berman airway バーマンは1950

年学校を離れ、ニューヨーク、ファー・ロカウェー (Far Rockaway) にある私立セント・ヨゼフ病院の麻酔科部長に就任した。

3).GPS 値入力からは、各収録人物の移動の軌跡が、GPS visualizer によって地図上に日時、場所、記述とともに表示することができた。

Numn の軌跡を例示する (図 2)

考 察

本書籍はデータベース化によって、様々な手法の検索が可能になった。

まず、データベースソフトの選択について考察する。極論すれば、データベースはワープロでも表計算でも構築可能であるが、専用のデータベースソフトにこだわった理由は、検索機能とキメ細かいフォーム作成が可能な点にある。6000 以上の大量の文章を処理する繰り返し作業には、使いやすく気に入った入力および処理フォームが欠かせない。MS-Word と Access の間では、文章データはドラッグアンドドロップにより、比較的直感的な作業が可能であった。また、表示フォントを等幅ではなくプロポーションアルフォントを用いることで、些細な文章の変更も表示位置や改行位置が変化するので、検出が容易になった。この手法は、筆者 (YI) が長く手がけている診療報酬改定時の条文の変更の検出にヒントを得たものである。

検索や並べ替えなど、文章を様々な方向から眺めなおす機能は、データベースソフトの真骨頂である。「あの単語、前にも見た」と気付いたことで、同じカレッジの先輩後輩が検出できた。同様に、史実日時をソートすることで、簡易年表がすぐにできる。筆者自身は、アプガースコアより英国の古参教科書の方が歴史が浅かったことに意外性を感じた。

インターネットサイト GPS Visualizer は、これらの移動ルートの GPS 値に日時、文書 ID と本文記載を CSV ファイルでアップロードすると、移動の軌跡を指定の地図上にプロットして

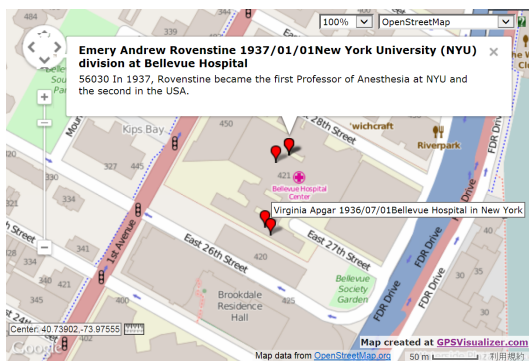


図 3 ニューヨーク大学 (NYU) ベルビュー病院付近の地図と本書からの入力

4つのポイントが示されているが、1か所が完全に重なって判別できないので全5個所である。図2と同様にマウス操作でそれぞれの内容は確認できる。(GPS Visualizer で作成)

くれる。さらに、それらはマウス通過だけで表題が、クリックにより詳細情報が表示され、従来とは異なった認識や想像の可能性が出てきた。

GPS については当初、「単に世界地図に移動ルートを書き込めれば良い」程度の発想であったが、これが大きな間違いであった。まず、座標系は

World Geodetic System 1984 (WGS84) が事実上の標準であり、コンピューターで使える地図も無償で数種がある。そのなかで、OSM (Open Street Map) は商用・非商用を問わずにデータの自由な利用と再配布が可能である。何が間違いであったかといえば、OSM や Google のような地図は、ベクトルデータとして格納されており、伸縮自在なので拡大縮小は建物のレベルから地球規模までシームレスに選択できるのである。さらに、地図上の座標や移動ルートは、KML (Key-hole Markup Language) として、そのままこれらの地図に取り込んで表示することができる。

一方、GPS 座標値は小数点以下6桁で表示される。地球1周は約4万kmなので、1度は約111km、100万分の1度は、0.111m (=11cm) が赤道付近でのGPS座標の分解能といえる。同じ場所での出来事は、等しいGPS値の場合は隠れてしまうので、注意が必要であった。

表 1 図 3 の記述内容を時系列順に展開したもの

日時	人物名 (章)	記述内容
1935 年 1 月	Emery Andrew Rovenstine	1935 年 1 月, ローヴェンスタインは外科学講師としてベルビュー病院の誰もいないオフィスに着任した.
1936-37 年	Lewis H. Wright	1936-37 年には, 会社を休職して, ニューヨークのベルビュー (Bellevue) 病院のエメリー・ローヴェンスタイン (Emery Rovenstine) のもとで麻酔科レジデントを修了したが, その経験症例数は豊富とはいえなかった.
1936 年 7 月頃	Virginia Apgar	その後, ニューヨークのベルビュー病院でエメリー・ローヴェンスタインの下で研修を続けた. この時は病院のメイド用の施設に宿泊することができた.
1937 年	Emery Andrew Rovenstine	1937 年, ローヴェンスタインは NYU の初代麻酔科教授となり, 全米では 2 番目だった.
1938 年	Leroy David Vandam	Vandam はニューヨーク大学ベルビュー医学校を卒業し, 医師になった.

こうして GPS 値から抽出した 1935 年から 1937 年までのニューヨーク大学ベルビュー病院の記述を図 3 と表 1 に示す. 章を超えた時系列の記述が, 原文の記述順とは異なる印象になることがわかる. あくまでも推察であるが, NYU の外科学講師として着任直後の Rovenstein は肩身が狭く, 同様に麻酔を志すレジデントにも十分な待遇を与えられなかった様子が垣間見える. そして, 次世代の notable name も同時期に誕生しているのである.

おわりに

20 年の歳月を経て, IT 技術の格段の進歩により当時欲した翻訳環境は, 今日では普通のことになったことに感銘を覚える.

本書の翻訳は, インターネットから得られた様々な情報を各文のレコードに蓄積することで翻訳の精度および訳者の理解が向上した. 特に文章ごとに日時と GPS 値を付加することで, 各章の個人史だけでなく, 書籍全体の時間・空間的關係の認識による新たな歴史理解の可能性が見出せた.

引用文献

1. 加山裕高, 岩瀬良範, 杵淵嘉夫, 諏訪邦夫: 麻酔教科書翻訳へのパーソナルコンピューターの

利用. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1995:75-78,1995

2. Maltby JR,Ed.: Notable names in anaesthesia. The Choir Press, UK, 2013 (First published in 2002 by Royal Society of Medicine Press Ltd)

Translation supporting system incorporated by database software.

Introduction

An anesthesia history textbook, “Notable names in anaesthesia.” by Maltby JR (Choir press, UK), was translated into Japanese by us. This textbook contained 84 notable names in anaesthesia. Japanese edition was corresponded and directed by HK. More than half out of 84 names were translated by HK and resting names were translated by YI. A frequent peer review was made by each of us. As a result of peer review, many version of working files were made. Therefore, version management was required to avoid confusion.

Method

Almost 6500 sentences and 250 picture and photographs were loaded into database software (MS-access 2003). Each record contained one sentence from manuscript and image (if exist), comments for translated text. Venue data (date, time and GPS data) was added afterwards. Names, venue, description and GPS data were plotted by GPS visualizer website (<http://www.gpsvisualizer.com/>) on the Google map or Open Street Map.

Results

Peer review made by each of us improved precision of the translation. Description sorted by time revealed new aspects and understandings towards the history of anesthesia. GPS tracking plots revealed not only personal trace of history but also interaction and relation of no-

table names.

Discussion and Conclusion

Current system was useful in translating procedure. Versatile advantage of database software and GPS tracking system revealed marvelous recognition of the history of anesthesia.

意識・知・記憶・連想・夢・ファイルリンク

諏訪邦夫

要旨

意識・知・記憶・連想・夢・ファイルリンクという6つの項目の相互関係を考察した。いずれも通常の思考では手に負えない。各種の仮説を紹介し、その中でクリックの夢の仮説は世の承認を受けているのに対し、意識の問題は、現在提出されている理論はあるが、コッホの仮説は仮説の体をなしておらず、中田氏の仮説はそれよりはましだが、提出法が拙劣でやはり世の納得は得ていないと述べた。ファイルリンクは、パソコン内で連想を疑似的に実現するものと解釈でき、私たちの努力の範囲内である。

はじめに

意識・知・記憶・連想・夢・ファイルリンクという6つの項目の相互関係を考察します。相互に関係してはいますが、特に密接とは必ずしも言えません。まず個々の項目を考察しておきます。

六項目の説明

知：

「記憶を扱う能力」と考えます。

記憶：

情報の記録、単独では単なる「貯蔵・ためこみ」であり有用とはいえませんが、知と組んで取り出したり使用したりすることが可能になって有用性が生まれます。

連想：

意識の特徴です。記憶を想起して、現在の意識と結合するものです。

夢：

「記憶を思い出す」というのは昔から言われており、日常経験でもあります。それを大きく進めて、「記憶を思い出して整理するのが夢の役割」というクリック氏の仮説があります。この仮説は、夢が「断片的で、連想やファイルリンクの要素が少ない」「記憶に残りにくい」という事実とよく合致し、また私たち

が「ファイルを画面に出して取捨選択する」という日常行為とも合致して説得力があります。さらに夢を妨害すると精神状態が不安定になるという事実が知られており、短期記憶やレジスターが溢れるというパソコンのメカニズムとの類推とも合致します。連想とファイルリンク：パソコンには「連想能力はありません。」しかし、ファイルリンクは疑似的に連想を実現する機能と解釈でき、それを上手に使うソフトウェアと人は「パソコンで連想している」と解釈できます。

意識：

現時点では不明です。コッホ氏の説と中田力氏の説を二つの代表としておきます。

意識をどう考えるか： コッホの仮説とナカタの仮説

コッホの意識の仮説は、脳内のネットワーク自体に意識を求めており、そのために8つほどの前提をおいていますが、その8つの前提自体が各々納得しがたく、したがって意識の仮説全体も納得できません。

中田力氏の仮説は、意識の所在としてグリアを中心におく点がユニークです。グリアの機能には不明の要素も大きいのですが、意識にはゆらぎが内在し、安定性が劣り、自由度が高いなど

の特徴があり、その「グリアのシステムが安定なニューロンネットワークと結合して心が生まれる」とする仮説は納得しやすいと感じます。中田氏は、具体的には以下のように提案しています。参考文献 1) の最後 115～127 頁に書かれている言葉で紹介すると以下の通りです。まず、LGS (lattice gas shell) という用語を導入します。概念ではなくて実体のあるもので、グリア細胞がつくる高電子密度層と皮質第一層の錐体細胞の樹状突起が合わさって ELDER (Electron-Dense-Layer and Dendritic Ramification) という構造体を造っています (著者の命名)。この付近にはアクアポリンが多くて、水の調節に有利だと述べて全体を LGS と称します。

「この空間が比較的乾いた状態の時は、誘電率は低くて電子は動きにくく、水の含有率が上昇すると誘電率が高くなって、電子が動きやすくなる。ポイントの一つはグリアの役割を重視する点で、もう一つは水の役割と電子の動きである。」そうして、「脳では、水の濃度を落とした、水よりは粘性性の低い流体、おそらくは CO_2 を中心としたガス状の流体が存在すると考えられる」とゴチック印刷で強調しています。 CO_2 中心のガスが動いて、何をするのかそれ以上の説明がありません。

脳には LGS と、ニューロン系との二つのネットワークが存在し、後者は実践処理に適した安定なシステムであり、一方 LGS はゆらぎを内在し、安定性は劣るが極端に自由度が高いシステムと述べ、この不安定な LGS が安定なニューロンネットワークと結びついて、「こころが生まれる」として主張しています。この理屈の面白い点は、「意識」や「こころ」は不安定ですが、それが知識や知恵と結びついていることは賛成しやすく、両者の結合や連携をなかなかうまく説明している点です。

さらに著者は、脳には「運動機能 (運動中枢など) を制御するものとして小脳があるが、感覚機能を制御するものとして高度化した大脳ができ

たのが高等動物であり、ヒトである」と主張しています。

仮説の構成と納得

科学における「仮説」にはいろいろな役割がありますが、「証明困難なことを一応説明し周囲を納得させる」というのが有用な仮説の意義です。例をいくつか挙げます。

コペルニクスの地動説は提出された時は仮説でしたが、その後の所見の進展と累積によって現在では「仮説ではなくて真実」と認識されるようになりました。ダーウィンの「進化論」は、ある程度受け入れられていますが、現在でも「真理として納得し信用している」人は必ずしも多くありません。証拠が不足な故です。

一方メンデルの遺伝の法則は提出された時点では「仮説」でしたが、その後の知見の広がり、特に遺伝子関係の情報の発見と確立と合致するので、現在では真理として受け入れられています。

アインシュタインの「特殊相対性原理」は、提出時には「仮説」でしたが、その論理性によって早期に受け入れられました。一方、「一般相対性理論」は難解さの故と証拠の乏しさによって、未だに「理論」という扱いに留まっています。これと比較すると素粒子関係の仮説や理論はその後の進展によって納得されている要素が大ですが、それでも「ひも理論」は世の納得を得ているとは言えません。一方、「ビッグバン」の存在は世の納得を得ていますが、それ以前の説明が不明なままに残されています。

上記各項目の中で、「クリックの夢の仮説」は世の賛同を得ていると考えます。夢の事実と合致する要素が大きいからです。これに対して、「意識の仮説」は世の賛同を得ているとは到底考えられません。コッホの説は「仮説」の体をなし

ておらず、中田氏の「仮説」はそれよりはやや具体的ですが、提案の仕方が拙劣で世の人々を納得させていません。

六項目に関して可能なこと

意識・知・記憶・連想・夢・ファイルリンクという6項目のうち、意識・記憶・連想・夢は私たちの研究対象にはなりません。その中で、知は日常活動そのものです。ファイルリンクは、パソコンの使い方の問題であり日常活動に積極的に組み込むことが可能です。

参考文献

1. 中田力著 いち・たす・いち (脳の方程式) 紀伊国屋書店, 2001
2. 中田力著 脳の中の水分子 意識が創られるとき 紀伊国屋書店, 2006

3. コッホ著 意識の探求—神経科学からのアプローチ (上, 下), 2006
4. コッホ著, 土谷・小畑訳 意識をめぐる冒険 岩波書店, 2014

ABSTRACT

I discussed the mutual relations among six items: awareness, knowledge, memory, associative, dream, and file link. None of them are easy to normal thinking. I introduced the various hypotheses: the hypothesis of a dream by F. Click has received the approval of the world. The problem of awareness has been theorized a few ways. Koch's hypothesis, however, is not really considered "hypothesis" as such, because it is so clumsy. Nakata's hypothesis is better, yet the submission method is too clumsy to obtain the beliefs of the world. File link can be interpreted as one that pseudo-realizes association in personal computers, and is within the scope of our effort.

移動体からの生体情報転送の試み online storage を用いた paperChart[®] 活用

森 信一郎, 指宿 昌一郎, 恒吉 勇男

はじめに

最新版の paperChart が公開されて 4 年が経過したが, 近年の技術革新は目覚ましく, この 4 年の間にコンピュータのハードウェア, ソフトウェアならびに生体モニタも様々な変化を遂げてきた. 現状ではその更新が望めない paperChart を用いるユーザーとしては, 向上する利便性を歓迎しつつも, いつ paperChart が出来ない状況に陥ることか心配な今日この頃である.

幸運なことに, 生体モニタが新機種に変更されることでシリアル出力の内容が激変してデータ転送が出来なくなったという事は今の時点ではないようである. OS は現在 Windows 8.1 となり, もうじき次世代 OS が公開されるが, 当分は 32bit プログラムも動作可能な状況が続くようである.

実はあまり目立たないが, ネットワークに関わる部分は日々着実に変化しており, 今後注意が必要となってくる部分であると思われる. 数年前では少数派であったクラウドサービスが, いまやモバイル PC や携帯端末, タブレットの主力の「補助記憶装置」となっている. またインターネットのみならず, インターネット回線でも, その設置の利便性から無線 LAN (Wi-Fi) が設置され, 有線はあくまで補助的な回線となりつつある (最近のノート PC の多くは LAN ポートがない).

このような時代の変化に応じる形で, Windows OS の提供するファイル共有機能 (Windows ネットワーク) も目立たないところで変化している. paperChart のマニュアル「一般的な使い方」に「本ソフトは Windows のファイル共有機能 (Net-

BEUI) を使ってサーバと通信しています.」と書かれてあるが, NetBEUI は現在の Windows OS ではすでに廃止となっており, 用いられていない. 正確には, Windows XP, Vista までは追加インストールで使用できたが, Windows7 以降は完全に廃止されインストールすらできず, 完全に TCP/IP に置き換わってしまっている. それでも「Windows ネットワーク」が実行できるのは新旧 SMB(server message block) が交信可能 (ネゴシエートできる) だったからである. しかし Windows 8.1 以降は SMB の種類 (1, 2, 2.1, 3.0, 3.02, 3.1.1) を取捨選択できるようになるために設定によっては Windows ネットワークによる通信が途絶してしまう可能性がある.

paperChart の更新が望めない現状では, 次世代もしくはその次の Windows OS では paperChart での各端末間のデータ転送方式の変更を迫られるかもしれない.

今回我々は, 無線通信下でファイル共有機能を用いて paperChart が運用できるかどうか検証した. 通信確立するだけではなく, その質を検証するために, あえて無線通信状態が不安定な状態で paperChart を試験することで接続方式の差を調べた. それが「移動体からの情報転送」を試みることとなった所以である. 今回の結果から, 以前報告した CIFS over SSH による情報転送は paperChart の刻む time stamp と PC 本体の time stamp にずれを生じた. 一方, online storage を用いた情報転送でのずれは軽微, もしくは生じることがなかった. このずれは, paperChart 端末での CPU 負荷によって生じるものと推察された.

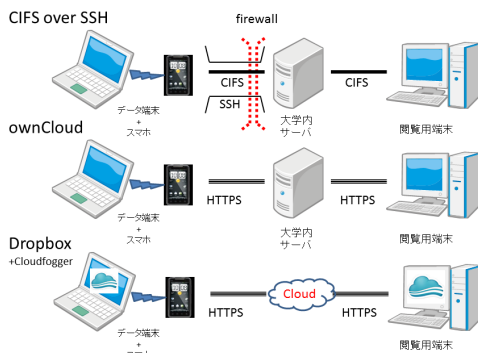


図1 3種類の情報転送様式

3つの情報転送方法：CIFS over SSHはfirewallを潜り抜けるためにネットワーク管理者に22番ポートの開放をリクエストしなくてはならないが、HTTPSは一般的なWebブラウジングに用いられるポート(443番)なのでfirewallによる制限がかけられていないことが多い。Dropboxのみ各端末にCloudfogger(雲の絵)がインストールされ、共有ファイルを端末で暗号化/復号化している。

用いた3種類の情報転送様式 (図1参照)

① CIFS over SSH

SSH portforwarding を用いて CIFS サービスを firewall 越しで確立する方法である。SSH 回線(22番ポート)に445番ポート(CIFS)を通すということになる。設定には仮想ネットワークカードの導入などいくつかの工夫が必要である。以下のサイトを参考にしていきたい。

(<http://www.nikhef.nl/~janjust/CifsOverSSH/VistaLoopback.html>)

SSHを確立するためには、最低2台のPC(サーバとクライアント)が必要である。最も一般的なSSHサーバはOpenSSH[®](www.openssh.com/)で、あらゆるOSで利用可能である。クライアントもfree softで数多く存在するが、今回我々は自動再接続機能を有するBitvise[®](<https://www.bitvise.com/>)を用いた。

② サーバ導入型 online storage

private online storage と呼ばれる方法で、所有しているサーバPCにインストールすることで「自分専用のファイル共有環境」を構築する方法

である。基本的にWebDAVであるが、クライアントPCに専用アプリをインストールすることでデータの共有、同期が可能となる。この方法も、①の方法と同様に、サーバを建てるが必要なので、最低2台のPCが必要になる。いくつかのフリーソフトが利用可能であるが、③で用いるDropbox[®]にインターフェースが類似しているOwncloud[®](<https://owncloud.org/>)を用いた。defaultでのOwncloud使用ではWebDAVのデータ転送が暗号化されていないので、SSL(Secure Sockets Layer)を導入して通信内容を暗号化した(つまりhttp://をhttps://にした)。このためには、電子署名などの設定が必要でいくらか煩雑ではあるが、③の方法と異なり、ディスク容量に制限がないことが利点であろう。

③ ASP(Application Service Provider)型 online storage

企業が提供するonline storage serviceで、online storageとネット接続したPC端末との間でデータの共有や同期を可能とする。サーバを用意する必要がないため導入が容易であるが、無料で用いる場合には容量に制限がかかる。今回我々は代表格であるDropbox[®](<https://www.dropbox.com/ja/>)を用いた。無料で利用できる容量は2Gbであり、それ以上を求めると毎月の出費を必要とするが、①②の二つの方法は自前のサーバを必要とし、そのメンテナンスなど考えると、③の方法のほうが手軽であろう。また、端末側のPCのみで運用開始できるので、初めて試みる場合にはお勧めしたい。ただ、共有するファイルの内容は、企業が所有するサーバに収納されるために秘匿性が担保できない。このため、今回のファイル共有では、機密性を高めるためにcloudfogger[®](<https://www.cloudfogger.com/>)を用いて共有ファイルを暗号化した。このアプリはファイル共有したいそれぞれのPCにインストールして、共通のパスワードを登録することでファイルを暗号化、復号化する共通鍵方式の暗号化

アプリである。

実験 1：移動車両内からの情報転送

前述した 3 つの接続方法で paperChart のデモデータを、同時に同一条件で移動車両から転送できるか試みた。3 台の paperChart をインストールしたノート PC を用意し、それぞれに①②③の接続方法を確立した。それらのノート PC は一台のスマートフォンに同時にテザリングすることでインターネット接続を確立した。以前の実験結果から、安定な paperChart 情報転送には 300kbps 以上の転送速度が必要であると考え、3 台分の PC のデータ転送には 1Mbps 以上を確保することが必要である。このためスマートフォンのネット接続には WiMAX を用いた。宮崎市内で WiMAX 接続が確立できることが確認されている 2 点間 6 km(宮崎空港前→国道 220 号→宮崎市総合運動公園南口)を移動しつつ paperChart からデモデータ転送を行った。2013 年 11 月 23 日 18:30~23:00 に、この 2 点間を時速 60 km で 5 往復することで観察した。

実験 1 の結果

移動車両内からの情報転送では、CIFS over SSH と online storage の間で大きな違いが生じた。5 回の試行のうち、CIFS over SSH はうち 4 回通信を途絶えることなく維持することが出来た。それに対し、online storage は 2 種類とも通信を維持し続けることが困難であった。つまり、道中のいずれかの時点で一時的に通信が途絶えてしまった。しかし、その多くは問題なく通信回線が再接続された。PC がフリーズするなどして通信再開が不可能となった頻度は、3 種類の接続で大きな差はないようであった。顕著であった差は、「PC の time stamp と paperChart の time stamp のずれ」の発生であった。Time stamp のずれは 2 種類の online storage と全く生じなかったのに対し、CIFS over SSH では

全ての通信でずれを生じた。車両の置かれた状況も、記録時間もまちまちであるためにずれの程度を定量することは出来なかったが、ほぼ 1 ケタ分の程度でずれが生じているようであった。

約 20 分間の間に数分の time stamp のずれ(かなり大きい)が生じた原因は、① CIFS over SSH 記録用 PC の内部時計にずれが生じた。② ネット回線速度に差が生じた。③ CIFS over SSH 記録用 PC でのみ paperChart の動作に遅延が生じた、の 3 つが推察された。①は記録終了後、3 台の PC の時計にずれが生じていないことを確認できたため、完全に否定できた。②に関しては、ネット接続は一台のスマートフォンに同時にテザリングしたものであることから、通信状態は 3 台の PC 間でイーブンであり、ネット回線の速度差が時間のずれの原因となったことは考えにくく、②は否定的であった。この時点で③の paperChart 動作遅延がもっとも疑われた。ただ、この実験で使用した 3 台の PC が OS も CPU、メモリー量、搭載されている無線 LAN の仕様などが全てばらばらであったことから、PC の性能、常駐プログラムの影響により時間のずれが起こった可能性は否定できなかった。

実験 2：記録時間遅延の定量と精査

CIFS over SSH での記録時間遅延の精査、検証のために、正確に 1 時間デモデータ転送を行い、time stamp のずれを観察した。記録は室内で、PC の位置を固定した状態で行った。ネット回線を安定させるために PC とスマートフォンは USB テザリングで接続し、3G 回線で接続(Wimax は室内で使用するとう電波状況が安定しない)した。PC の内部時計がインターネット時刻と同期したのを確認した後、それぞれ 3 つの接続形態を用いて paperChart の作り出すデモデータを 1 時間送信し、時間ずれの発生を確認した。NV の時間表示を秒単位とし、秒単位のずれも表示できるように設定し、NV の画面の時間表示とともに PC の内蔵時計の値を画面上に秒単位

で表示し、二つを PC 画面キャプチャで記録した。時間ずれの原因としてもっとも疑われるものは、PC の過負荷であったので、画面のキャプチャ記録を PC に加える負荷としても利用した。つまり、故意に CPU 負荷をかけるために、キャプチャリングは 1 時間連続記録と、記録開始、終了の前後 3 分間の記録の二種類を試した。(予備実験で PC の CPU 利用率を観察すると、キャプチャリングを連続で行った場合、常に 90 % 以上の CPU 利用率であった。) キャプチャリングで得た画像を観察し、記録終了時の paperChart の time stamp と PC 内部時計の time stamp とのずれを計測した。

実験 2 の結果

結果を図 2 に示す。実験 1 で見られた CIFS over SSH での情報転送による顕著な time stamp のずれは認められなかった。一方、画面のキャプチャを連続で行う (つまり PC に負荷をかける) と、すべての情報転送方式で時間のずれを生じた。

この結果から、PC に対する負荷が paperChart の動作に影響を及ぼしていることが推察された。

考 察

今回、無線ネット回線を介した、安定した paperChart 運用を目指して①移動車両からのスマートフォンを用いた無線での情報転送、②位置を固定した状態でのスマートフォンを用いた無線での情報転送を試み、paperChart に起こる現象を観察した。今回の実験結果以外に、実際に使用している中で気づいた現象も考慮に入れ、もっとも安定した paperChart 運用は Online storage を用いることではないかと感じる。以下、その概要を解説したい。

実験1でのCIFS over SSH方式に生じたtime stampの大幅なずれの発生について、我々は実験の前の段階でいくらか予想していた。実は、

結果

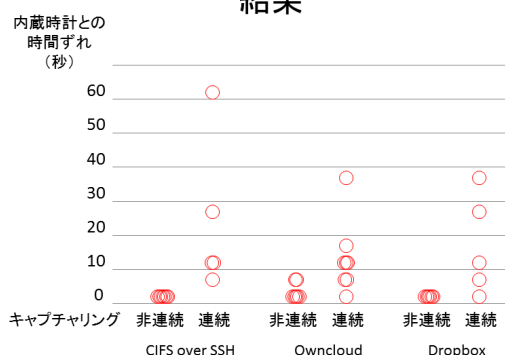


図 2 実験結果

CIFS over SSH 方式ではバイタル情報の転送は可能であるが、paperChart で使用される ADM フォルダの内容 (病名、薬剤などの内容が登録されている) を同期させることは困難であることを我々は実施段階で把握していた。少なくとも paperChart 開始時に数 Mbps の通信速度が確保されていないと、「記録開始」した際に、記録開始までにかかなりの時間を要するか、動かないかのどちらかになる。この現象を知った段階から、ADM の内容を共有するための方法として我々は online storage を利用していた。その予備知識をもとに、実験 1 では、CIFS over SSH 用にあてがった PC は、使用した PC の中でも一番新しく、CPU 処理速度、メモリー量なども最上位のものとした。にもかかわらず、大きな時間のずれを生じたことは、paperChart が不安定な接続環境で使用されることを前提に作られたものではないことが大きく関与していると考えられる。CIFS over SSH 方式でなくても、Windows 共有使用中に何らかの理由で接続が遮断すると、paperChart は自身の機能として、指定されたデータサーバに再接続を試みる。この際に paperChart の動作遅延が起きている可能性が高いと思われる。無論、ネット接続が不安定であれば、online storage 方式であっても情報転送は途切れてしまうのであるが、ネット接続不通時でも paperChart 側からは接続が遮断された扱いは受けない。再接続はバックグラウンドで働

いている online storage のファイル同期アプリが行うことになり、paperChart は再接続固定という負荷が発生しない。そのために実験 2 で再接続のない固定した条件では CIFS over SSH 方式と online storage 方式での差は全くなかったのだと考えられる。online storage の場合には、paperChart の設定でサーバとして指定するフォルダは「端末内の記憶媒体」になる。具体的に言うと、ネットワーク上での paperChart 使用では "data directory" を設定時に指定 (基本的にはデータサーバの Windows 共有フォルダを指定) するが、この "data directory" に online storage のフォルダを指定することになるので、paperChart 側からみると「"data directory" をサーバではなく、自分 PC 内のフォルダにしない」ということになる。結果として、paperChart は online storage でファイル共有されるフォルダ内にデータ (.txt と .wna の一組のファイル) を作製するのであるが、その副作用?として本来は original のデータファイルが作られるはずの "\paperChart\DATA" フォルダ内にデータが作られなくなるようである。

実験 2 で、paperChart 以外のアプリで PC に負荷をかけると全ての方式で動作遅延が散発することも軽視すべきことではなく、paperChart で記録中の PC に、マルチタスクで仕事をさせることはあまり勧められないことを意味する。ただ、実験 2 での記録時間遅延は「秒」単位であった、実験 1 の「分」単位であることから、実用性を考慮にいれると無視できる程度なのではと考える。

結 論

無線通信で paperChart による生体情報共有を

試みる場合には、online storage が適しており、中でも ASP 型 online storage は手軽で実用的であるといえる。共有ファイルの暗号化などを施しても特に情報内容の異常、時間同期性にも問題はなかった。強固な Firewall が施されている環境 (一般的なインターネット閲覧も制限されているような) では、CIFS over SSH が優れているかもしれないが、ネット回線が不安定な条件では時間同期性に問題が生じる場合があることを考慮すべきである。

ABSTRACT

The attempt to transfer bio-information from moving vehicles: application of online storage for data transmission with paperChart[®]

To establish stable data transmission with paperChart through unstable wireless internet connection, three types of communication system, CIFS over SSH, online storage with own file server and Cloud server in service provider were assessed. The exam of data transmission from moving vehicles showed relatively large time lag in case of CIFS over SSH. This lag would be attributed to re-connection of SSH communication and restart of record of paperChart. For a minute investigation, these three system were assessed under stable wired internet connection with high and low CPU load produced by screen capture software. In this situation, there is no difference among three types of communication. High CPU load made time lag in every type of communication but low CPU load did not affect at all. These results suggests that using of online storage is better and more simple for build-up the network with paperChart.

paperChart からビッグデータへのアプローチ

岩瀬良範，今村敏克*

はじめに

2014 年下半期に急速に普及した用語にビッグデータがある。しかし、その定義は明確ではなく幅広い。一般的には巨大なデータ群を示すが、「日々膨大に生成・記録される時系列性・リアルタイム性のあるものを指すことが多い¹⁾」ともされ、自動麻酔記録はまさにこれに該当するのではないだろうか？ 当施設における paperChart の運用も 3 年を経過し²⁾，1 万例以上が蓄積されている。ここからデータを自由に取り出して解析する環境を確立することが本演題の課題である。

背景

paperChart による自動麻酔記録は、.wna 拡張子のモニター時系列記録暗号化ファイルと.txt 拡張子の文字情報ファイルの 2 つが同一ファイル名で自動的に生成される。paperChart のシステムには、CV.exe(case view) という.txt ファイルの検索解析ソフトがあり、様々な条件でデータを集計・検索する環境は確立しているが、.txt ファイルに含まれる全項目が対象にはなっていない³⁾。一方、モニター時系列記録暗号化ファイル(.wna) はそのままではデータを書き出すことは不可能で、症例毎に csv ファイルを作成するソフト csv.exe を実行し、出力項目をマウスクリックで指定しなければならず、単純だが大量の繰り返し操作が必要になる。すなわち、1).txt ファイルから自由に抽出した麻酔記録から、2).すべてのバイタルサインデータを csv ファイルとしてダウンロードすることが本演題の課題である。

方法



図 1 CSV.EXE の実行画面

各バイタルサインデータでダウンロード必要な項目のチェックボックスをクリックする。最後の 6 項目 (Hb,Ht) は参考のためにチェックを入れていない。1 例毎にこの作業を繰り返すのは事実上不可能である。

課題 1. txt ファイルから自由に麻酔記録を抽出する

txt ファイルに含まれる情報のうち、抽出条件になり得るものを可能な限り Visual Basic 5.0J(Microsoft) の表形式オブジェクトの MS-Flexgrid に取り込み、選択、ソート、ファイル移動を行うソフトを作成してみた。同バージョンの MSFlexgrid の最大データ数は 35 万件なので、txt ファイルから取り込む項目数を 100 件とすると、最大 3500 件の麻酔記録を処理が可能となるが、これは我々の年間症例数にも満たないので、60 項目 5500 件を最大値として、各処理が 1 年ごとに余裕をもって行えるようにした。

課題 2. すべてのバイタルサインデータを csv ファイルとしてダウンロードする

paperChart の wna ファイルにはモニター機器からのデータが記録されているが、通常の方法では wna ファイルは解読できない。このため数値ファイルとして取り出すためには CSV .EXE という PaperChart 内に実装されたソフトが必要である。CSV.exe では、記録間隔 (秒) と記録項目 (チェックボックスをクリックして指定) お

埼玉医科大学病院麻酔科

*明海大学歯学部歯科麻酔科

図 2a 課題 1 で作成した自作ソフトウェア

まず指定のディレクトリからデータを読み込んだところ。

よびファイル名(デフォルトは.txt および.wna ファイルと同じ)を指定する必要があるが、記録項目のクリックは大量の症例では正確に施行するのは困難である(図 1)。

共同演者(TI)が「ソフトウェアを操作するスクリプトを使用したらどうか?」という発案をし、AutoIt(Jonathan Bennett & AutoIt Team)が最も適切に考えられた。AutoItはBasicに似た言語体系のスクリプトで、キーボード入力やマウスクリックを自動的に行うフリーウェアである。この機能に着目して、fm.exe(file manager)を介して wna ファイルから csv データの取り出しの自動化スクリプトを作成し実行してみた。

結果

モニター時系列データを wna や.txt と同じファイル名で自動的に取り出すことができた(図 2a,b,c)。処理速度は必ずしも速くないが、確実に処理は進んだ。これにより、自動麻酔記録の属性データ(.txt)とバイタルサインデータ(.csv)が私たちに処理可能な形式で取り出せるようになった。

考察と結語

当施設でも運用開始後満 3 年を経過したが、paperChart は毎日適切に稼働し、大きなトラブル

図 2b OR の項目セルをクリックだけで手術室番号順にソートできる

図 2c そのまま OR2 の麻酔記録だけを選択する。「移動」ボタンでそのまま.txt および.wna ファイルは移動先ディレクトリに移動できる。

ルは経験していない。バージョンアップは事実上不可能だが、.txt ファイル名のアクセスにより当施設独自の機能向上も行ってきた。今回の課題は、1) .fm.exe に足りない機能を追加したソフトウェアを作成し、2) .AutoIt という「入力自動化ソフト」を使用し、既存のソフトを多数回実行することで実現可能なことが実証できた。

まず、1) の自作ソフトウェアについて考察する。筆者らの開発環境はいまだに 1997 年リリースの Visua l basic 5.0J である。Windows 95 や 97 が全盛だった頃の開発環境は、その後も筆者の用途には大きな不便もなかったため、Windows 7 の時代になっても大きな不便を感じることもなく、今日まで使用が継続できている。一

方で、1990年代初頭から一世を風靡した object oriented, event driven なソフトウェア開発環境は順調な発展と進化を遂げて、現代では大きく変化している。自身の能力や年齢を考えると、今後このような知的作業を続けるためには、「今が昔とインターフェース可能な最後のチャンス」と判断せざるを得ない。同様に、苦労して作成したソフトウェアも完動するものならば、各バージョンの開発環境に合わせて、ソースコードを改変すれば最新のバージョンまで移植 (migration) が可能なはずである。現在はこの点に照準を合わせて、今後十数年を見据えたソフトウェアの開発維持につとめたいと考える。—それほど、paperChart から日々得られる麻酔記録や、手術室全体の進行状況のリアルタイム把握のシステムは、筆者の日常臨床に深く根ざしているのである。

次に、2). の AutoIt について考察する。AutoIt は、Basic に似たスクリプトシステムと表現されるが、筆者のイメージは MS-DOS のバッチファイルの「GUI 時代のための進化版」である。AutoIt が秀逸なのは、クリック操作ひとつにしても「様々な条件」を設定して行えることが大きな利点と感じている。「様々な条件」とは、例えば、ボタンの名称、ハンドル ID、ボタンの座標などの条件を単独にあるいは組み合わせて、条件が合致してからクリックを実行することである。これらによって、誤動作の予防はある程度は可能になったが、完全とはいえなかった。特に、処理済のファイルを消去する作業がスクリプトに含まれる場合は、万が一、偶発的に作業のフォークスが paperChart ではなく他のソフトウェアやファイルシステムに移動したら、AutoIt のスクリプトは無関係のファイルを消去するスクリプトになってしまう。誤ったスクリプト作成で経験した姿は、正に「通り魔殺人」を連想させるものだった。それ以後は、独立した専用のパソコンでのみ、このスクリプトを使用するようにしている。

クリックする座標はピクセル単位で行うが、この座標の計測は、実行画面のスクリーンキャプチャー (ALT+PrintScreen キー) を Windows 標準の「ペイント」にペーストして、ボタンの位置を測定した。規則正しく配列されているチェックボックスは、数式として表現できるので AutoIt によって、自動的かつ確実にクリック作業ができた。

GUI に基づいた作業であるため、作業速度はそれほど高速ではない。1 分間で処理できるのは、2~3 件で、1 時間でも 100 件強、24 時間連続運転しても 1 年分は処理できない。また、どうしても OS がファイル処理を整理する操作に入ると、動作が不安定になり、スクリプトが停止することが多かった。

おわりに

以上、ビッグデータ時代の到来に備えた我々の取り組みを解説した。この巨大なデータから、我々は何を認識するか？ が次の課題ある。

引用文献

1. IT 用語辞典 検索語「ビッグデータ」<http://e-words.jp/w/%E3%83%93%E3%83%83%E3%82%B0%E3%83%87%E3%83%BC%E3%82%BF.html> 2015/05/09 最終確認
2. 岩瀬良範, 今村敏克, 松本延幸ほか: paperChart による自動麻酔記録: 実地運用開始後の課題とソリューション. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2013. p116-119, 2014 年 10 月電子版発行
3. 岩瀬良範: paperChart の機能と構成. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2012. p18-21, 2013

Readiness for the big data analysis with our paperChart system.

Yoshinori Iwase¹ and Toshikatsu Imamura²

The huge amount of acquired monitoring data from the automated anesthesia recording system has a possibility as a “big data” in our clinical anesthetic practice. Current report described our effort in preparation to “big data”

processing in the “paperChart” automated anesthesia recording system.

Method

Current project contained two tasks. Task 1: How to find, sort and extract dataset files from huge records? Task 2: How to download vital sign data from encrypted data files to clear text csv files? Task 1 was solved by importing yearly records into self developed software with MSFlexGrid under Visual Basic 5.0J. Task 2 was solved by developing scripts in AutoIt3 GUI scripting language system.

Result

Although it took long processing time in

thousands of anesthesia records, both tasks were solved.

Discussion

Current efforts enabled us to get both encrypted and unencrypted data files. Unencrypted csv files are ready for big data analysis. Methodology of processing for huge numbers of files should be discussed in the next step.

Department of Anesthesiology, Saitama Medical University, Saitama, Japan

Department of Dental Anesthesiology, Faculty of Dentistry, Meikai University, Saitama, Japan

診療支援統合システム Yahgee[®]を利用した 新しい麻酔科術前診察記録システム

山口 春子, 片山 勝之

はじめに

当院では 2007 年, 急性期部門システムとしてフクダ電子の Meta Vision[®]を採用し, 手術申し込みから術前サマリ作成, 麻酔記録までの一貫したデジタル化を進める計画を立てたが, 術前サマリ部分の開発が未完のまま今日に至ってしまった. その結果, 電子カルテのデジタルデータを参考に三枚綴りの手書きのサマリを作成するという労働負荷が麻酔科医に重くのしかかっていた.

2014 年 9 月に当院の電子カルテシステムが, シーメンス亀田の KAI[®]から, NEC の MegaOakHR[®]に更新される際, 補助システムとしてフジメディカルシステムの Yahgee[®]が導入された(図 1). 今回, Yahgee[®]の文書作成機能を利用して麻酔サマリを作成するシステムを整備し, 術前サマリ作成の負担を軽減するシステムをユーザー自らが構築してきたので紹介する.

新しい術前診療体制の完成像として, ① Yahgee[®]を使い術者が術前サマリを作成する, ② 術前サマリを基に麻酔科医が術前診察を行い, 麻酔サマリを完成させる, ③ 病棟への指示は HIS から, 手術室への指示は Yahgee[®]から行う, ④ 麻酔の術前検討会は, Yahgee[®]の電子記録を直接プロジェクションして行う, ⑤ 多職種で活用されるデータベースとする, 以上の 5 点を完成目標とした.

部門システムから術者が申し込んだデータは一旦 HIS が受け取り, そのデータに加えて必要な検査データや HIS 上にある関連データを Yahgee[®]に取り込んで外科サマリを作成し, そのデータを生かして麻酔サマリ, 看護サマリ, 麻酔指示,

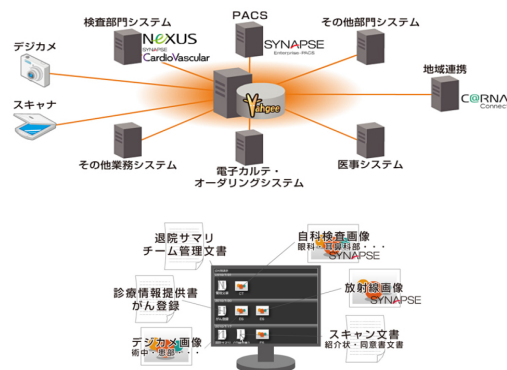


図 1 HIS(MegaOakHR[®])の補助システムである Yahgee[®]

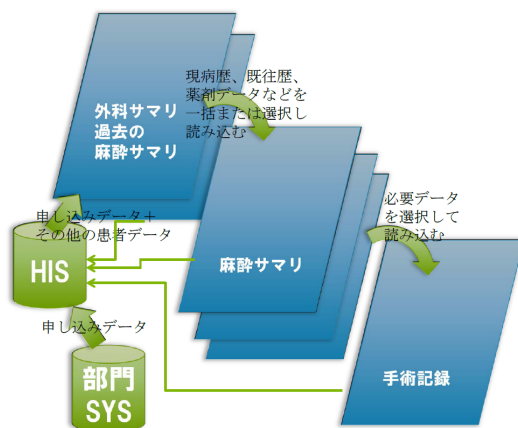


図 2 Yahgee[®]データベースの構成

手術記録を Yahgee[®]の一つのデータベースに構築しようとした。しかし, Yahgee[®]の一つのデータベース上に構築できる項目数は 991 項目, 1 レコードの最大容量は 32255 バイトと制限があり, データベースを分けて構築する必要が生じた。つまり外科系各科の要望に則した外科サマリデータベースと麻酔サマリデータベースを別々に構築し, 必要なデータを選択して読み込むという

構成となった(図2)。

Yahgee[®]データベースの開発は、基本的に専用開発ツール small cabinet から行う。Yahgee[®]データベースの基本的な構造は、背景画像と、その上に様々なコンテンツを乗せる透明なレイヤーから出来ている(図3)。そのレイヤー上に定義済みのパラメータをドラッグ&ドロップで配置していく。配置されたパラメータを、右項目に現れる属性の詳細設定でさらに細かく定義する。構造は FileMakerPro[®]などのデータベースに似ているが、背景画像を Excel や Word を用いて作成しなければならない。背景を変更して読み込み直すとレイヤーとの間にずれが生じるといった不具合があり、開発環境は必ずしも洗練されているとは言えない。

パラメータの設定は数値、少数、文字、日付、時間、選択、画像など8種類の中から行う。パラメータの定義の中には簡単な四則演算機能もあり、数値データ、選択データを対象に簡単な計算式を設定できるが、複雑な計算やマクロ作成は別途 XML による定義が必要となる。

パラメータの設定の中には条件付き書式設定があり、条件によって入力値の表示を変えることができる。これにより、入力された異常データの色や書体を変えて表示することが出来る。

現在の状況

新しく該当患者 HIS 画面からデータベースを作成すると、手術申し込みデータと検査データに関しては最新データを自動的に拾って Yahgee データベース内に記載される設定としたため、手書きサマリ作成に比べて短時間でサマリを作成することができるようになった。また2回目以降のサマリ作成に関しては前回データの一括読み込みが可能のため、さらにサマリ作成時間が短縮する。

現在までに術者サマリ、検査サマリ、麻酔科サマリ、看護サマリ、麻酔準備指示箋を作成したが、現在のところ麻酔科サマリ(図4、項末)、検

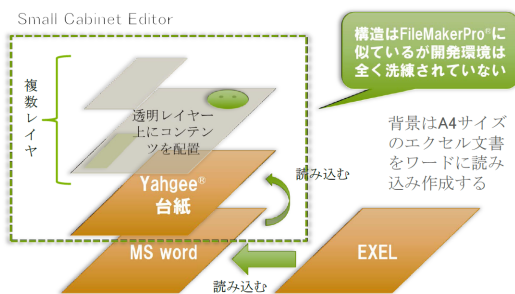


図3 Yahgee[®]の基本データベース構造

査サマリ(図5、項末)と麻酔準備指示箋(図6、項末)が利用されている状況にとどまっている。しかし麻酔科サマリが手術室看護師の術前看護サマリとしても徐々に流用されるようになり、当初掲げた多職種で活用するという目標を満たしつつある。

麻酔の術前検討会でYahgee[®]の電子記録を直接プロジェクションして行うという目標に関しては、術前診察後にサマリを一旦印刷し、それをプロジェクションしたほうが短時間のうちに沢山の患者のプレゼンテーションを行うことができることが明らかになったため、結果的に断念することとなった。

Yahgeeのようなデータベースが電子カルテの代用となり得るかどうかという点については、変更履歴がログイン者名を含めてすべて記録されて残るため、院内電子カルテ委員会としても電子カルテ記録と同等に扱うという結論が得られた。

今後の展望

手術科医師がYahgee[®]の文書作成機能を利用して、より簡便にサマリを作成できれば、麻酔科医の負担が大幅に軽減される可能性がある。そのためには手術科医師がYahgee[®]によるサマリを作成するメリット、例えばSAPS IIの自動計算機能などを追加していく必要がある。また今後、現在当院で準備中の患者サポートセンターが稼働し始めれば、現病歴、既往歴、家族歴、社会歴、薬歴などがYahgee[®]文書として収集され、

さらに大幅に麻酔科医の負担が軽減される可能性がある。

結 語

文書作成・管理ソフト Yahgee[®]により術前サマリ作成システムを開発した。Yahgee[®]データベースは、① HIS とのデータ授受が容易、② 以前に作成したデータを一括読み込み利用することが容易、③ 実務を行いながらユーザーの手で細かなバージョンアップを重ねられるなどの特徴をもつ。今後外科系各科の協力ないし患者サポートセンターの充実によって、麻酔科医の業務負担が大幅に軽減する可能性が期待される。Yahgee[®]の有用性は高いが、開発環境は残念ながら十分とは言えず、今後より便利な機能を備え、多くのユーザーがシステム開発しやすい、拡張性に富んだソフトウェアとなることが望まれる。

Summary

We have developed the preoperative summary making system using the database software Yahgee[®] (Fuji Medical Inc.). Yahgee[®] is originally designed for the storage or making of medical documents in combination with HIS. This system is characterized with easy data transfer from HIS and previous records, and easy version up by the users themselves. We have performed the load reduction of preoperative summary making. We expect the further load reduction of anesthesiologists by the corporation with surgeons or the preoperative support center. The developing environments of Yahgee[®] is not so good enough to make complicated database, although Yahgee is valuable database software. We desire Yahgee[®] to be upgraded to have more convenient and scalable function and easy developing environments.

術前麻酔科サマリー①

サマリー作成状況 術前々完了

作成者名 片山 勝之

予定担当麻酔医

診察麻酔医 石原聡

患者ID	患者名	性別	女	生年月日	昭和14年5月21日	年齢	75	
診療科	(HP)麻酔科	血液型	B RH+	HBV陰性	HCV陰性	HOG陰性	MRS未検査	
病棟	手術日	平成27年4月17日	身長	147	体重	28.7	BSA	
						1.11	BMI	
							13.0	
ASA	Ⅲ	診断	左大腿骨頭部骨折偽関節 術式 左 人工骨頭置換術(前方アプローチ)					
NYHA	Ⅱ	ワタキュー	□成□小□心□密□硬□背□単□持□中□肺 手術室セット()					
H-Jones	Ⅱ	手術術式	特殊リスクと麻酔計画/同意書(日全 日硬 □背 日NB 日CV 日A 日TEE 日QQ)					
Apart Score ()	Ⅰ	鎮静併用	はしない方向で説明					
□女性 日非喫煙		最終飲水	()時間前 最終飲食()時間前 胃充満・誤嚥リスク()					
日乗物酔 日術後麻薬								
結膜 貧血 -		左片麻痺	動揺なし 心雑音なし 喘鳴なし					
黄疸 -								
鼻閉 -								
開口制限 -								
最大開口()FB								
TMD ()ULBT ()								
咽頭 発赤 -								
狭窄 -								
Mallanpatiスコア 1		風術期リスク項目	1月8日に転倒し左大腿骨頭部骨折受傷					
Mackenzie分類			他院で麻痺側である事、COPD合併とのことで手術適応なしとされた。					
気道変形狭窄 -			その後も疼痛続き受診。リスクを理解したうえで手術希望。					
頸伸展困難 -								
挿管困難顔貌 -								
不正歯列 -		【既往歴】	■COPD '11年は%VC 75%, FEV1 0.62L, FEV1% 41%。1月に肺炎として入院した					
歯損説明 -			以前から階段昇降では息切れ強い、脳出血後は車椅子・屋内生活で制限なし					
四肢運動制限 -			■脳出血 '14年夏 保存治療 左片麻痺					
脊椎変形 -			■高血圧 普段の血圧不明					
静脈確保 易			【社会歴】脳出血後はグループホーム、車椅子生活					
四肢末梢 温			【常用薬】アムロジピン 5mg、ミカルディス 20mg、プラバスタチン 10mg、エプランチル、ウフレチ、スピリ					
出血傾向 -			ーバ、アドエア、テオロン、カロナール、レンドルミン、ムコスタ、酸化Mg					
アレンテストR 可			【検査】Hb 11、血小板39万、凝固正常					
L 可								
血圧 /								
脈拍 /分 ()			タバコ: □非喫煙 □既喫煙(70)歳から禁煙 □現在喫煙 ()本/()年間					
SpO2 %			アルコール: □非飲酒 □機会 □定期 頻度()種類()量()					
アレルギー			なし					
日Latex 日抗生物質								
日卵 日酒精綿			備考					
日大豆 日絆創膏								
日HTN 日DM			□NKDFA □アレルギー詳細()					
日IHD 日SAS			日手術・麻酔関連の異常な家族歴(なし)					
日CI 日妊娠			運動対応能(METS) 室内家事(2~3)					
日喘息 日COPD			心 日HR (87) □NSR 日Af 日AVB 日PR() 日QTc (439)					
日肝障害 日腎障害			電 日QRS Axis (-42°) □NA 日LAD 日RAD					
呼吸機能 %VC ()			日LVH 日SV1+RV5 2.855mV 日ST異常 日T 異常					
吸能 FEV1. 0% ()			その他所見()					

術前輸血必要性

重症加算有無 □有り 日無し 重症加算項目コ:換気障害(FEV1.0<70%VC<70%)

図4 麻酔科サマリー

術者術前サマリー ②

患者ID		患者名		性別	女	生年月日	昭和14年5月21日		年齢	75	
診療科	(HP)麻酔科	血液型	BR++	感染症							
病 棟		入院日		身長	147.0	体重	28.7	BSA	1.11	BMI	13

社会歴	タバコ : ☐ 非喫煙 ☒ 既喫煙 (70) 歳から禁煙 ☐ 現在喫煙 () 本 / () 年間
	アルコール : ☐ 非飲酒 ☐ 機会 ☐ 定期 頻度 () 種類 () 量 ()

家族歴	
-----	--

血 液 検 査 所 見											
TP	7.0	g/dl	Mg		mg/dl	MCH	30.6	pg	寒冷凝集		倍
ALP	254	IU/L	P	3.1	mg/dl	MCHC	31.5	%	Ccr	0.4	ml/m
GOT	25	IU/L	BUN	17.3	mg/dl	Pit	39.2	× 104 / μ l	HbA1C	5.6	
GPT	10	IU/L	Cr	0.4	mg/dl	HPT			24Ccr		l/day
LDH	150	IU/L	eGFR	110.0	ml/min/1.73m ²	HPTsec			GFR		
γ GPT	21	IU/L	UA	4.4	mg/dl	TT		%	Albumin	3.8	
ChE	310	IU/L	T Chol	255.0	mg/dl	TTsec		sec	PT-INR	0.9	
T Bil	0.2	mg/dl	TG	266.0	mg/dl	PT	117.2	%	D-Dimer		
D Bil	0.1	mg/dl	B AMY	154.0	IU/L	PTSec		sec	検査備考		
CPK	32	IU	BS	170.0	mg/dl	FDP		μ g/l			
CPK MB		ng/ml	WBC	6,360	× 103 / μ l	APTT	28.0	sec			
Na	142	mEq/l	RBC	363	× 103 / μ l	FIB	340.0	mg/d			
K	3.5	mEq/l	Ht	35.2	%	AT-III		%			
Cl	104	mEq/l	Hb	11.1	g/dl	CRP	0.0				
Ca	9.4	mg/dl	MCV	97.0	μ 3	CRP/Q		mg/d			

胸部 X P 所見	腹部 X P 所見	E C G 所見

呼吸機能検査所見
%VC ()
FEV1.0% ()

図 5 検査サマリ

麻酔準備指示箋		患者ID	患者名
平成27年4月17日		指示医名	手術室 Op0室 2番
ワタキュー	☐ 成人全身麻酔 ☐ 小児全身麻酔 ☐ 心臓麻酔 ☐ 帝王切開 ☐ 中心静脈		
麻酔セット	☐ 硬膜外麻酔 ☒ 脊椎麻酔 ☐ 単回神経ブロック ☐ 持続神経ブロック ☐ 肺動脈		
手術室準備セット			
使用物品			
マスク	☐ 新生児 ☐ 幼児 ☐ 小児 ☐ 成人(中) ☐ 成人(大)		
LMA	☐ クラシック ☐ iGel ☐ プロシール ☐ スパイラル	LMAサイズ	()
ETT種類	()	ETTサイズ	()
喉頭鏡	☐ マッキントッシュ ☐ マックグラス ☐ エアウェイスコープ	ブレードサイズ	()
硬膜外針	☐ ペリフィックス17G ☐ 小児用19G(Portex System1)		
脊麻針	(25G 70mm)		
ブロック針	() ☐ 神経刺激装置+ポータブルエコー		
トランスデューサー	()		
CVC種類	()		
ETサクション	() ☐ 口腔内サクション ()		
導尿	☐ 必要 ☐ 不要 ☐ 導尿済み		
導尿バック	☐ 標準バック ☐ 精密尿量計 ☐ 電子尿量計		
その他	☐ ホットライン ☐ 気管支ファイバースコープ() ☐ 挿管困難カート ☐ INVOS		
	☐ マイクロマックス ☐ S-Nerve ☐ シリンジポンプ ()台 ☐ 救急カート ☐ EV1000		
	☐ サルタノールスプレージョイント ☐ 延長蛇管		
準備薬剤	薬品指示医		
☐ 標準薬品セット() ☐ 導入麻酔薬 () ☐ ノルドレナリン1mg 1mL+生食19mL ☐ デュプリバンキット 500mg 50mL ☐ ノルドレナリン1mg 1mL()A+生食()mL ☐ プレセデックス 200µg 2mL+生食48mL ☐ イノバン注0.3%シリンジ ☐ (麻)フェンタニル 0.1mg 2mL ()A ☐ ドブポン注0.3%シリンジ ☐ (麻)フェンタニル 0.1mg 2mL+生食8mL ☐ ミルリノン 10mg 10mL ☐ (麻)アルチバ 2mg 1Vial + 生食20mL ☐ ニコランジル48mg()Vial + 生食48mL ☐ (麻)静注用ケタラール 200mg 20mL ()mL ☐ ニカルジピン塩酸塩注 10mg 10mL ☐ エスラックス 50mg 5mL ()Vial ☐ ミオコール点滴静注 5mg 10mL ☐ ブリディオ 200mg 2mL ()Vial ☐ ニトプロ持続静注液 6mg 2mL 5A + 5%グルコース10mL ☐ 静注用キシロカイン 100mg 5mL ☐ 塩酸ジルチアゼム注射用 50mg 1Vial + 生食20mL ☐ アトロピン注0.05%シリンジ「テルモ」 0.5mg 1mL ☐ 注射用オノアクト 50mg 4Vial + 生食20mL ☐ アトロピン 0.5mg 1mL+生食4mL ☐ アセリオ 1000mg 100mL ☐ エフェドリン 40mg 1mL+生食7mL ☐ ロピオン 50mg 5mL ☐ ネオシネジン 1mg 1mL+生食19mL ☐ デキサート 6.6mg 2mL ☐ 1.5%キシロカイン20mL (1.5%キシロカイン10mL, 2%キシロカイン10mL) ☐ あと押し用5%グルコース5mL 4本 ☐ 0.375%アナベイン40mL (0.75%アナベイン20mL+生食20mL) ☐ あと押し用生食5mL 4本 ☐ 脊麻用0.5%高比重マーカイン ☒ 脊麻用0.5%等比重マーカイン ☐ 神経ブロック用() ()mL + () ()mL ☐ 他特殊薬剤			
準備輸液			
☒ 標準輸液セットA(ソルASET500mL+輸液セット+3方活栓2個+延長チューブX-2 120cm) ☐ 標準輸液セットB(ソルASET500mL+輸液セット+3方活栓3個+延長チューブX-2 120cm) ☐ 輸液() + () 三方活栓() 個 + () ☐ 輸液() + () 三方活栓() 個 + ()			
備考			

図 6 麻酔準備指示箋

トーラスで計算する弾性管内拍動流 ー空間変動によって受動的に運動する流体粒子ー

横山博俊

はじめに

血液は大動脈弁から駆出され、大動脈弓を通過する。血流は大動脈弓内で湾曲するため、流体力学的に乱流になる可能性が推定される。しかし、乱流は運動エネルギーを消費するため、効率的とはいえない。層流であれば運動エネルギーは大部分が保存される。動脈系には、湾曲した管であっても、内腔を流れる血液の粘性摩擦による運動エネルギー消失を可能な限り低下させる仕組みがあるのではないかな。

動脈系の圧力の計測は容易に行われるが、流体の速度に関しては十分に測定されていない。そのため、大動脈内の血流が空間的にどのようなものか、正確に知られているとは言えない。流速を空間的に測定することは技術的には可能だが、実際、臨床的に測定することは困難である。理論的には、動脈血流の運動エネルギー消耗をできるだけ抑えるため、層流であることが望ましい。その要件を満たすためには螺旋状層流が選択されなければならない。

血管壁の非線形弾性によって、血管には血管壁と内部の流体を一体化した非線形波動が伝搬する。動脈圧波動の実態は非線形波動であり、これによって生じる血管腔の幾何学的変動が内部の流体粒子を動かすと考えられる。圧波動の伝播により動脈は軸方向と円周方向に伸展するが、その結果、螺旋状層流が発生する機序について、トーラスによる数理物理学的モデルで考察したので報告する。

方 法

動脈系をトーラスに模し、動脈系に圧波動が

金沢医療センター 麻酔科

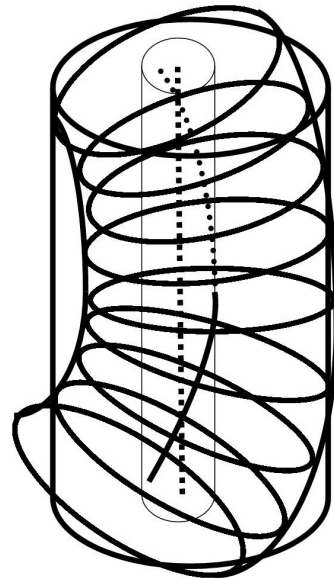


図 1 波面は螺旋状に回旋する
中心軸に垂直に分布する。

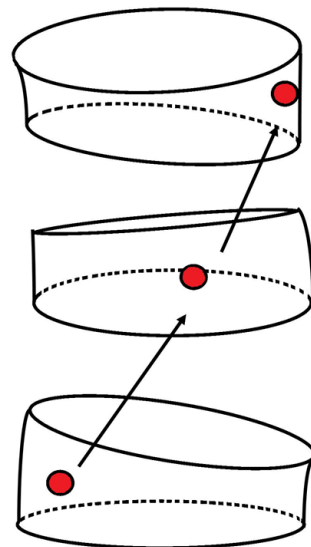


図 2 ブロック変形に伴い、流体粒子は
アイソトープな連続写像の軌跡を描く

伝搬する過程を取り入れた．トラスの一角を大動脈弁の位置として，そこから血液の拍出が拍動とともに開始されるとした．トラスの表面は動脈壁を表しており，その内部は動脈腔である．大動脈から血液が拍出された場合，圧力によって大動脈壁の変形が生じる．このとき，内部の圧力によって大動脈壁は軸方向と円周方向に伸展する．

計算のプログラムは OpenSUSE13.1 上の QtCreator2.81 上で作成した．QtCreator は 3D グラフィックが容易にプログラムできる OpenGL を組み込み可能な C++ 開発環境である．(OpenSUSE は Linux のディストリビューションの一つ．)

OpenGL のみでは難しいので，GLUT も組み込んである．

結 果

大動脈壁の変形のシミュレーションを行った．プログラムは openSUSE13.1 上で，QtCreator2.81 によって作成した．(図 3～図 7)

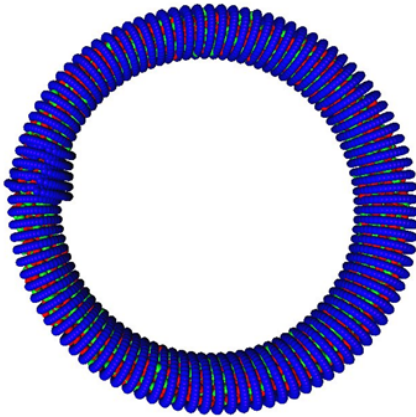


図 3 血管壁の運動 1

考 察

動脈系の流体力学で求めたいものは，流体粒子の移動の軌跡である．このため，位相幾何学と微分幾何学を応用した．位相幾何学とは，連

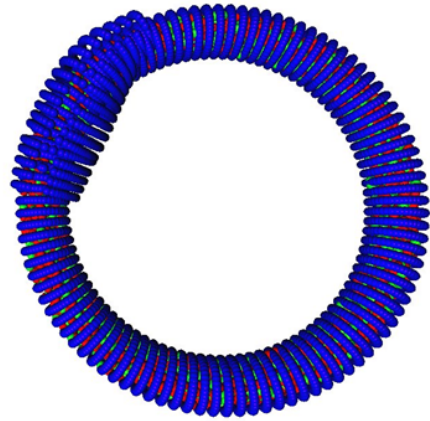


図 4 血管壁の運動 2

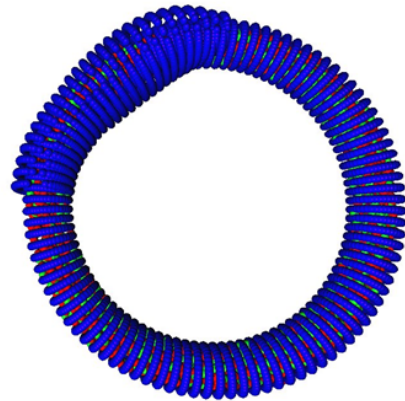


図 5 血管壁の運動 3

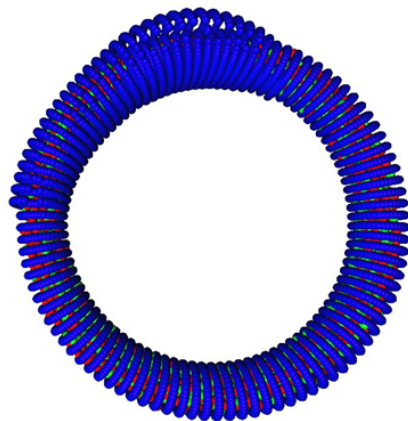


図 6 血管壁の運動 4

続写像を基礎とする幾何学である．連続写像とは 2 つの図形の要素 (元) の対応を意味する．こ

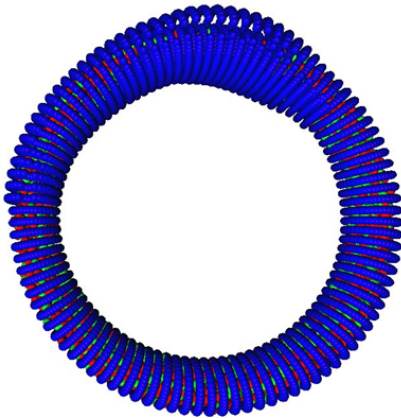


図 7 血管壁の運動 5

ここでは、時間的に変動する動脈系をそれぞれ別の図形と考え、時間ごとに変動する動脈内を流動する流体粒子を図形の要素と考えた。流体粒子の移動は位相幾何学における連続写像による要素と要素の対応を意味するとした。

動脈系は管腔構造を持ち、内部に流体粒子を含有する。さらに微分可能多様体の概念を利用することにより、微分幾何学の技法を使用した。位相幾何学と微分幾何学を合わせたものを微分位相幾何学と呼ぶ。微分位相幾何学による動脈系における流体粒子の軌跡の算出法を検討した。

微分位相幾何学で算出される流体粒子の移動の軌跡については、相空間におけるハミルトン形式の力学におけるリュウヴィルの定理によって、さらに検討を行った。流体粒子の運動が安定なハミルトン形式の力学に従うものならば、相空間においても流体粒子の塊はばらばらにならずに、一塊となって運動していかなければならない。ここでは、微分位相幾何学による検討は拡大配位空間で行っており、ハミルトン形式の力学における検討は相空間において行っている。拡大配位空間とは、空間座標に時間軸を加えたものであり、相空間とは空間座標値に空間座標ごとの運動量を座標値として加えたものである。

[動脈系をリーマン多様体に仮定する]

動脈系をトーラスとして考察する。動脈系を血管壁と内部の流体粒子を含めた 3 次元多様体

と考える。動脈系は長さ、角度等、空間的な大きさを有しており、それらを前提にできなければならない。このため、動脈系はリーマン多様体と考える。この場合、3 次元リーマン多様体となる。リーマン多様体とは、リーマン計量が与えられた多様体である。

動脈系には圧力波動が伝搬し、時々刻々、形を変化させる。このため、時刻によって区別されなければならない。心臓から血液が拍出される前の動脈系を M_{t_0} とおくと時刻 t_1 の動脈系は M_{t_1} となる。つまり、動脈系は時間的に変化する多様体群である。動脈系は多様体として十分に滑らかであり、微分可能であると考え。このような多様体を微分可能多様体と呼ぶ。

[血管軸方向・円周方向の変形]

動脈圧波動が伝搬する場合、内腔の圧力によって管腔は円周方向と血管軸方向に伸展する。動脈壁の性質は、1 次元非線形格子に例えることができる。1 次元非線形格子に伸展させる力が加わった場合、その部分は伸展し、伸展部分が波動として末梢側へ伝搬する。直線的に配列された一次元非線形格子を物理学的に考察する場合、この説明には問題がある。なぜなら、始点が固定されている場合、非線形格子に伸展が加えられた瞬間、直線的に運動すれば、無限遠点にある

格子も同時に運動しなければならないためである。非線形格子の運動を直線に限定すると、運動の伝達速度が無限大になってしまう。従って、物理学的に 1 次元非線形格子による直線的運動は実在し得ない。1 次元非線形格子は伸展部分が空間的に歪んでいなければならない。つまり、その非線形格子は空間的に屈曲を含んでいなければならない。

$$\Phi(r_n) = \frac{1}{2} k \left\{ r_n^2 + \frac{2}{3} \alpha r_n^3 \right\}$$

非線形格子に伸展させる力が作用すると、伸展した部分は非線形格子を、形を変えずに伝搬していく。このような波動を非線形波動と呼ぶ。動脈圧波動は心臓から駆出された血液によって、血

管壁に伸展による波動の初期値を作り出し、動脈系を形を変えずに伝搬していく。この現象が動脈圧波動の実態であると考えられる。

大動脈壁に動脈圧波動が伝搬する場合、伝搬していない大動脈壁は全く運動が生じておらず、伝搬している部分のみが変形している。すなわち、血管軸方向の伸展は、軸の変形によって圧波動伝搬部分のみに限局されていると考えなければならない。圧波動による血管壁の変形は圧波動が伸展している部分のみで生じており、他の部分の変形を全く生じさせてはいない。トラスの軸が一様に変形し、かつ長くなる方法は、血管軸の局所的な螺旋状伸展のみと考えられる。螺旋状の伸展の場合、大動脈弁から見て、時計周りの方向(右回り)、もしくは反時計周りの方向(左回り)が選択肢である。実際は、螺旋状伸展の方向はどちらか一方のみが選択されなければならない。今回の計算では、螺旋状伸展は時計方向になると仮定して計算を行った。

動脈系に圧波動が伝搬する際、圧波動によって壁は軸方向と円周方向に伸展する伸展することは明らかである。その際、壁に非線形格子を並べて計算することは多様体である血管壁に座標軸を置く。局所的に動脈壁は変形し、軸は螺旋状に回旋し、円周方向への伸展、螺旋軸方向への軸の移動も一定ではない。従って、多様体で行われているように、血管壁の伸展に応じて局所的な座標をおいて内部圧力に応じた壁の変更を行う。血管壁の内圧に応じて局所座標を置くことは計算上の利点がある。結局、血管壁には最初に座標軸を張り付け、その後の波動の計算では壁の変形は局所的に行うことになった。血管腔の中心である血管軸にも一次元非線形格子を置くことになった。

[変形した大動脈腔の体積計算]

大動脈壁の変形によって、大動脈腔の体積の計算が精密にできなくてはならない。この計算は管状近傍定理によって算出することができる。血管軸に対し動脈壁の伸展は垂直である。軸に

沿った大動脈の内腔の断面積を血管軸の長さに従って積分することで、血管腔の体積が算出される。血液の体積は大動脈を移動する過程で変化しない。従って、動脈系の形は時刻によって変化するが、内腔の体積は一定で、変化しない。動脈内を構成する流体粒子の圧縮率は非常に小さく、実質的に体積不変である。

動脈腔の体積 V は以下の式に従って算出される。 L は動脈の血管軸の長さ、 $r(s)$ は動脈の中心軸に垂直な内半径である。このとき動脈が曲線状に伸展していれば、動脈の長さとは屈曲した血管軸の長さである。

$$V = \int_0^L \pi (r(s))^2 ds$$

[動脈系に微分位相幾何学を適用する]

流体粒子の移動の軌跡の算出には、従来の粒子法では困難な問題があった。粒子法には東京大学の越塚教授が開発した MPS 法や、Monaghan らが考案した SPH 法が存在する。これらの方法は動脈系における流体粒子の移動の計算には不适当であった。このため、流体粒子の計算には、微分位相幾何学の連続写像を用いて、流体粒子の移動を算出する方法について検討した。流体粒子の移動は幾何学的に算出する。

位相幾何学は連続写像という考えを基礎にしている。連続写像とは2つの位相空間の間の要素に以下の関係があることと定義される。位相空間とは以下のように定義される。

集合 X において、 X のある部分集合族 Z が存在し、以下の条件を満たすとする。

- A) X および空集合 Φ は部分集合族 Z に含まれる。
- B) 集合 Q_1, Q_2 が Z に含まれるならば、 $Q_1 \cap Q_2$ は Z に含まれる。
- C) 集合 R は Z の任意の部分集合とする。 R に属する X の部分集合をすべて加えた和集合は Z に属する。

上記の条件を満たす時、集合 X に位相が定義されたといい、集合 X を位相空間と呼ぶ。

写像 f が集合 X の内部要素 a について連続であるというためには、以下の 1) から 3) のどれかを満たす必要がある。1) から 3) は同等な条件であり、どれかを満たせばすべてが成立する。

- 1) $f(a)$ の任意の近傍 V に対し、 a のある近傍 U を適当に選ぶと、 $f(U)$ は近傍 V に含まれる。
- 2) $f(a)$ の任意の近傍 V に対し、 V を f の逆写像によって移動させたものは、 a の近傍である。
- 3) a を含む X の部分集合 A に対して、 $f(a)$ は $f(A)$ に含まれる。

写像 f が位相空間 X の要素すべてにおいて連続である場合、写像 f は連続写像であるという。

動脈系は位相空間であると考えることができる。位相空間であるということは、動脈系は同時に多様体である。厳密にいうならば、動脈系を構成する各点 P は n 次元ユークリッド空間 R^n の開集合と同相な近傍をもつハウスドルフ空間であるから、動脈系を n 次元位相多様体と考えることができる。ハウスドルフ空間であるとは、相異なる 2 点 x, y において、 x の近傍 U, y の近傍 V で、 $U \cap V = \emptyset$ なるものが存在することである。この位相多様体が微分可能な座標近傍系を持つ場合に微分可能多様体と見なすことができる。従って、なめらかな動脈系は微分可能多様体と見なすことができる。動脈系を時間系列で別々の多様体と見なした場合、多様体間の要素の移動、すなわち連続写像とは流体粒子の移動を意味している。流体粒子の移動は 1 対 1 対応であり、移動の前後で流体粒子が消滅したり、発生したりすることはない。すなわち、質量保存則が成立している。このような流体粒子の移動を連続写像でいうならば、全単射である。全単射とは連続写像で、すべての要素において 1 対 1 対応が成立していることを意味する。流体粒子の運動を数学的に考えるならば、時間的にさかのぼっても全単射であり連続である。このような写像を同相写像と呼ぶ。

[微分位相幾何学による流体粒子の流線の算出]

大動脈壁の変形は大動脈弁から血液が拍出さ

れた時点から開始され、大動脈壁の変形は非線形波動として、大動脈壁を伝搬する。圧力波動の伝播に従って、大動脈壁は円周方向と軸方向に伸展するが、軸方向の伸展は血管軸の螺旋状の変形を伴う。

圧力波動の伝播によって大動脈に生じる変形を細かく分析するために、ある程度の幅を持たせて、大動脈を輪切りにする。輪切りにした場合、大動脈弓は外弯側の半径は大きく、内弯側の半径は小さいため、外弯側の高さが高く、内弯側の高さが低い円柱となる。これを一つのブロックとして、このブロック毎に流体粒子の分布、運動を考察する。圧力波動の波面は血管軸に対し垂直に分布するため、血管軸が湾曲していれば、ブロックごとに区切られた天井面と底面は平行になることはなく、必ずある傾きを持つことになる。高さの異なる円柱であるため、このブロックの重心は血管軸上ではなく、外弯側に移動している。この円柱ブロックの連結体である大動脈に圧力波動伝搬による変形が生じることになる。圧力波動は血管軸の螺旋状伸展を生じると考えられるため、血管軸は静止状態の大動脈の血管軸の周りを螺旋状に旋回することになる。このとき、ブロック毎の重心も血管軸の螺旋状旋回に合わせて、螺旋状に旋回する。ブロックの重心は螺旋状に旋回し、ブロックの形も変形しながら、血管軸の周りを旋回するような変形を生じる。流体粒子は血管腔の変形に合わせて移動するため、ブロックの変形が流体粒子運動の決定要因となると推定される。

動脈系を多様体とし、流体粒子を多様体の要素とした。このため、流れは多様体間の要素の連続写像となる。流体粒子の移動の軌跡を算出できる方法が数学的に表出する。微分位相幾何学的な計算では、流体粒子の移動の軌跡は数値計算ではなく、解析的に算出することが可能となる。少しずつ変形するブロックに合わせて、流体粒子を埋め込んでいくことになる。

位相幾何学とは、図形を連続写像という考え

方でとらえる．図形を比較する場合，連続写像という操作によって要素を移すことにより，位相幾何学的に同相であるかどうかを検討する．流体粒子の数は，時間経過によって変化することはない，動脈腔の同一部位を2個の流体粒子が占めるということもない．従って，時刻 t_1 から時刻 t_2 への流体粒子の移動は一対一対応であり，それは大動脈腔内に存在するすべての流体粒子に対して適用される．

[アイソトープな連続写像]

動脈系における流体粒子の移動には，図形間の連続写像という条件よりさらに厳しい条件が必要である．流体粒子が移動する際，隣り合う粒子と交叉したり，衝突したりしない滑らかな連続写像でなければならない．流体粒子の移動が層流である場合，この条件は必須である．要素の移動のどのような中間点においても2重点，つまり重なり合うことのない滑らかな連続写像をアイソトープな連続写像という．

位相空間 X から位相空間 Y への連続写像の属 $f: X \rightarrow Y$ ($t \in I = \{t \mid 0 \leq t \leq 1\}$) が t に関しても連続であるとき，連続写像はホモトープであるといわれる．さらに各 t について X から Y への連続写像が同相写像であるとき，アイソトープであるといい，このような変位をアイソトープという．ホモトープな連続写像では，途中で重なりや交叉があることが許されるが，アイソトープな連続写像ではどのような中間点においても，2重点を持たない．アイソトープな連続写像では二つの要素が他の移動曲線と交叉したり，衝突したり，追い抜いたりしない滑らかな移動を意味する．連続写像は集合間の要素の対応を意味するが，時間的に変化する動脈系をいくつかの位相空間，もしくは集合と考えれば，流体粒子の移動の軌跡をアイソトープな連続写像と考えることができる．

大動脈腔内の流体粒子の運動を詳細に検討するため，円柱ブロックに分けて考える．円柱の高さは外弯側なのか，あるいは内弯側なのかな

ど，部位によって異なる．すなわち，底面の円に対し，天井面の円が斜めになっている構造を取る．このような円柱から円柱へ流体粒子がアイソトープな連続写像をとって移動するという条件により，流体粒子の運動を算出することが可能になる．

[流体粒子は螺旋状に運動する]

動脈腔の変形は微小なものであり，軸の螺旋状の回旋によって重心も軸の周りを回旋する．このため，流体粒子は軸の周りを螺旋状に回旋すると考えられる．流体粒子が大動脈内を螺旋状に流れる原因は，動脈腔の軸が螺旋状に回旋するためである．血管の螺旋状回旋の半径が大きければ，流体粒子の螺旋状回旋の角度は軸に対して大きくなる．流体粒子が大動脈内を螺旋状に流れることは，乱流ではなく，層流で流れるために必須の条件である．螺旋状に流れることによって，大動脈弓の内半径と外半径の差を解消し，流体粒子の流線の長さを均一化できるためである．

大動脈を時間的に区別した多様体とした場合，時間軸の刻みを小さくすればするほど，時間経過による大動脈の変形は微小となる．流体粒子の運動はこの微小な幾何学的変形に合わせて，内腔を埋め合わせるように運動すると考えられる．移動する前の空間 M_1 と移動後の空間 M_2 を比較すると， M_1 の重心にある流体粒子は M_2 の重心の位置に移動する．アイソトープな連続写像によって移動するため，重心の近傍にある粒子も M_2 の重心の周りに分布するように移動する．したがって，流体粒子の M_1 の始点から M_2 の終点にいたる移動の軌跡を決定することが可能になる．

動脈系の流れがエネルギーをできる限り保存する保存系であるならば，流体粒子が現実にとる経路は等エネルギー面の停留曲線をとる．すなわち，流体粒子は等エネルギー面の測地線をとると考えられる．このことを保存系における最小作用の原理 (モーペルチュイの原理) という．

[なぜ、層流を選択し、乱流とはならないのか?]

流体粒子がブロックからブロックへ移動する場合、アイソトープな写像になると考えて軌跡を算出するとしたが、それは流体粒子群が層流を選択することを前提としている。流体粒子は乱流を選択する可能性もある。そのような場合、流体粒子の軌跡は無限通りに拡大する。また、流体力学的に摩擦による運動量消失のため、流体粒子を所定の場所に移動できなくなる。流体粒子の移動は層流の場合、最小限度の移動の軌跡によって運動しているから、途中で摩擦によって運動エネルギーを消耗したら、流体粒子を移動させることができなくなる。つまり、流体粒子の運動が停止する可能性が発生する。流体粒子は運動エネルギーをできるだけ損耗しないように、乱流ではなく層流を選択していると推定される。つまり、最も運動エネルギー損耗の最も少ない運動を選択していると考えられる。

[葉層構造上の始点と終点を結ぶ測地線]

時間経過を含めた動脈系を表す多様体を表示する方法を考察する。動脈系の多様体を配位空間に存在するとすれば、3次元であり、これに時間軸 t を加えて、時間的経過を含めた動脈系を4次元で考える。時間的経過は座標軸に封じ込めて3次元空間に時間経過を重ね合わせて表示する。当然、動脈系の像は重なり合うが、3次元の画像に縮約される。この時、動脈系の血管軸からの距離が一定な流体粒子の移動の軌跡がベクトル場を形成する。これは4次元の動脈系の中に2次元曲面の葉層構造を形成する。個々の流体粒子は葉層構造上を移動すると考えられる。

現実の流体粒子のとる経路は中心軸からの距離を一定に保つと考えられる。これは、そのような経路でなければ、流体粒子の運動に乱流的な性質が発生し、エネルギーの損失が生じると考えられるためである。したがって、血管腔内において血管軸からの距離が一定なものを、時間軸にしたがって接続したものを等エネルギー面と考えてよいと思われる。ここでは、時間軸

に従って、血管軸からの距離が一定の曲面を等エネルギー面と考えることにする。この意味で、葉層構造を形成する曲面は等エネルギー面に相当する。

大動脈の変形を表示する場合、流体粒子の流線は特異点のないベクトル場を形成するが、これは大動脈に葉層構造を形成する。この葉層構造を議論する場合は、大動脈の座標値 (x,y,z) 及び、流体粒子の座標値 (x,y,z) に時間軸の t を加えた4次元多様体上で構成される。表示する場合、3次元空間上の一点に時間軸は吸収された形とする。

流体粒子の移動の曲線を考察する場合、大動脈内に重心を中心に置く薄層を置くと、流体粒子の通過する曲線はこの葉層構造を形成する曲面上の測地線となる。また、この葉層構造は時間ごとに別々に区切った場合、時間 t_0 の大動脈を M_0 、時間 t_1 の時を M_1 とおくと、流体粒子の軌跡は、葉層構造上の始点と終点を結ぶ最短経路、つまり測地線をとると考えられる。位相幾何学的方法によって、流体粒子の移動の始点と終点は決定できる。葉層構造上で決定されるのは、流体粒子の軌跡である。軌跡は葉層構造上の始点と終点を結ぶ測地線によって求めることができる。測地線は曲面上の最短曲線である。流体粒子は葉層構造上の始点と終点を結ぶ最短経路をとると考えられる。

葉層構造上で測地線を求める場合、注意しなければならない問題がある。トーラスの内弯側ではガウス曲率が負になる、すなわち断面曲率が負になる。このため、測地流は不安定になって、確率的な要素が関与する可能性が推定される。しかし、流体粒子の移動はただ1個のみで行われるのではなく、空間を埋め尽くした流体粒子の全体的な運動から構成される。断面曲率が負の部分の測地流も断面曲率が正である測地流を構成する流体粒子と同時に運動しなければならない。系全体の流体粒子の運動がエネルギー保存則による最小作用の原理によって、部分的

には断面曲率が負である測地流を含む流体粒子の運動を確率論的ではなく、決定論的な安定な流れを形成すると考えられる。動脈系には微妙な数学的な問題が存在するが、つまり内弯側の流れがやや不安定になる可能性を潜在的に持つ可能性があるが、全体的に安定したものになると推定される。

[ハミルトン形式の力学とリュウヴィルの定理]

動脈系は心臓から拍出された血液が管腔を介して末梢へ運ばれる力学系である。心臓から拍出されるエネルギーが伝搬される力学系だと考えれば、動脈系はエネルギーに関して保存系と考えることができる。液体が流れる場合、最も抵抗の少ない経路が選択される。

保存系で物質のとる経路は、等エネルギー空間では、作用積分値が最も少ない経路が選択されることになる。ハミルトン形式の力学では、3次元空間の運動は空間の座標値と物質の運動量を座標値にとる計6次元の座標値からなる相空間で考察される。相空間上に等エネルギー面をおくと、流体粒子は等エネルギー面に沿って運動すると考えられる。微分位相幾何学的手法によって始点と終点が決定できたならば、ハミルトン形式の力学によって途中の経路をエネルギー的に算出することが可能になる。この原理は最小作用の原理と呼ばれている。

流体粒子の運動は解析力学から検討することが可能である。流体粒子には座標値 (x, y, z) が与えられるが、同時に速度の成分 (V_x, V_y, V_z) も与えられる。速度が与えられているため、運動量 (mV_x, mV_y, mV_z) を得ることは容易である。ハミルトン形式の解析力学として、流体粒子を計算する場合、流体粒子は塊となって移動する(リュウヴィルの定理)。相空間における粒子を結ぶ体積は一定で、変化しないというものである。ハミルトン形式の力学においては、粒子は枝分かれしたり、交差したりはしない。

運動は相空間の等エネルギー面に局限するために、流体粒子は相空間の等エネルギー面から

外に出ることはないと考えられる。運動がハミルトン形式の力学に従う限り、運動エネルギーは保全され、流体粒子の運動は等エネルギー面にとどまる。ただし、トーラスの内側は双曲平面となり、このため断面曲率が負となる。この場合、断面曲率が負となる部分は測地線の流れを考える場合、ハミルトン形式の力学から離れ、確率論的な問題が生じる潜在的可能性は存在する。

[流体力学との整合性]

血液の粘性は高く、かつ非線形波動として圧縮性が伝播するために、非常に微小だが圧縮性の存在が必要である。流体の微小な圧縮性を前提とすれば、血管に圧力波動が伝搬する現象を正当化できる。この状況下で、流体粒子の移動を微分位相幾何学に従って、螺旋状に大動脈内を運動する軌跡をとるならば、粘性による摩擦を可能な限り少なくすることが可能である。流体粒子が動脈内でアイソトープな連続写像の軌跡を移動すれば、粘性による摩擦を最小限に抑えられるため、血液であっても層流を維持することが可能であると考えられる。アイソトープな流れは動脈腔の空間変動に依存しているため、流体粒子の運動の軌跡は安定したものであると推定される。

動脈内で血液の流れはどの程度安定したものなのかは現在のところ、不明である。微小な摂動を加えても流れの本質が大きく変動しないならば、安定した流れであると考えられる。ただし、大動脈の内側で負の断面曲率をもっているため、流体粒子の測地線上の流れに対し、確率論的な不安定さがもたらされる可能性は残っている。

まとめ

大動脈に伝搬する圧力波動によって、大動脈には血管軸を中心として、空間自体が螺旋状に展開する変動が発生すると考えられる。流体粒子は血管腔内を埋める要素である。微分位相幾何学のアイソトープな連続写像の概念によって、

流体粒子の移動の始点と終点を算出することが可能になる。流体粒子は血管腔で現実にとる経路は、軸からの距離が一定の等エネルギー面、すなわち葉層構造上を通過すると考えられる。したがって、流体粒子の軌跡は葉層構造上の最短曲線である測地線となる。流体粒子の運動は数値計算的ではなく、解析幾何学的に算出されることになる。空間の幾何学的な運動によって、動脈内に螺旋状層流が発生すると考えられる。ただ、この推定は数学的なものであり、実際の流れの測定や安定性の数学的検討など、さらなる研究が必要である。

参考文献

1. V.I. アーノルド：古典力学の数学的方法 1980, 東京, 岩波書店
2. 河田敬義編：位相幾何学 1965, 東京, 岩波書店
3. 田村一郎：微分位相幾何学 I, II, III 1977, 東京, 岩波書店
4. 日本数学会：岩波数学辞典 第3版 1985, 東京, 岩波書店
5. 日本数学会：岩波数学辞典 第4版 2007, 東京, 岩波書店
6. 山本義隆, 中村孔一：解析力学 I, II 1998, 東京, 朝倉書店
7. アーノルド・アベス：古典力学のエルゴード問題 1972, 東京, 吉岡書店
8. 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
9. 加藤十吉：位相幾何学 1988, 東京, 裳華房
10. 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
11. 松島与三：多様体入門 1965, 東京, 裳華房
12. 松本幸夫：多様体の基礎 1988, 東京, 東京大学出版
13. 志賀浩二：多様体論 1990, 東京, 岩波書店
14. 足立正久：埋め込みとはめ込み 1984, 東京, 岩波書店
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. 田村一郎：葉層のトポロジー 1976, 東京, 岩波書店
18. 久保謙一：解析力学 2001, 東京, 裳華房
19. 栗田稔：微分形式とその応用 曲線・曲面から解析力学まで 2002, 東京, 現代数学社
20. 渡辺慎介：ソリトン物理入門 1985, 東京, 培風館
21. 川崎徹郎：曲面と多様体 2001, 東京, 朝倉書店
22. 水野芳成：連続体の解析力学 1997, 東京, 講談社出版サービスセンター
23. I.M. シンガー, J.A. ソープ：トポロジーと幾何学入門 1976, 東京, 培風館
24. M.W. ハーシュ：微分トポロジー 2012, 東京, 丸善出版
25. 野口宏：トポロジー 基礎と方法 1971, 東京, 日本評論社
26. 野口宏：トポロジーの話題から 1973, 東京, 日本評論社
27. ミルナー：モース理論 —多様体上の解析学とトポロジーとの関連— 1968, 東京, 吉岡書店
28. ミルナー：微分トポロジー講義 1998, 東京, シュプリンガー・フェアラーク
29. J.A. ソープ：微分幾何の基本概念 2006, 東京, シュプリンガー・フェアラーク
30. コルモゴロフ, フォーミン：函数解析の基礎 原書第4版 上・下 1979, 東京, 岩波書店
31. 中原幹夫：理論物理学のための幾何学とトポロジー I・II 2000, 東京, ピアソン

ABSTRACT

Pulsatile flow in the elastic tube are computed in a torus

-The fluid particle exercises by space change-
Hirotoishi Yokoyama

It is desirable to be a laminar flow to suppress the kinetic energy consumption of the artery bloodstream as much as possible theoretically. The actual situation of the arterial blood pressure wave is a non-linear wave, and it is thought that the geometric change of the blood vessel cavity to produce in this way moves an internal fluid particle. Therefore, I applied topology and differential geometry. It was said that the movement of the fluid particle meant the correspondence of an element and the element by continuous mapping in the topology.

Transformation by the pressure wave propagation will occur in the aorta which is the connection body of this column block. Because it is thought that the pressure wave produces the spiral extension of the blood vessel axis, the blood vessel axis will turn in a spiral around a quiescent aortic blood vessel axis. The center of gravity of the block circles to the spiral turning of the blood vessel axis in a spiral. The transformation of the block is estimated that the fluid particle adjusts it to the transformation of the blood vessel cavity and moves when it is a determinant of the fluid particle motion. I say the smooth continuation representation that there is not of 2 important points that is overlapping with the continuation representation that is an isotope in any halfway house of

the movement of the element.

By a concept of the continuous mapping that is a differential calculus topological isotope, I can calculate an initial point and a terminal of the movement of the fluid particle. The motion of fluid particle is not like numerical computation and will be calculated for analytic geometry. It is thought that a spiral laminar flow is caused by the exercise that the space is arterial geometry.

Key Word:

Arterial blood flow, Spiral laminar flow, Cardiovascular system, Topology, Pulsatile flow, *Kanazawa Medical Center, Division of anesthesia,*
1-1 Shimoishibiki, Kanazawa, Ishikawa, 920-8650, Japan

左心室大動脈結合状態 (Ees/Ea) と一回拍出量 (SV) から左心室拡張末期容量 (Ved) を算定する方法 (パイロット・スタディ)

早渕光代, 小畑友里江, 高久明子*, David K. Kayembe, 伊佐田哲朗, 早渕由朗, 浜田敏彦†, 松岡 達‡, 重見研司

要旨

左心室大動脈結合状態 (Ees/Ea) は、左心室時変エラストンスカーブの等容量収縮期と駆出期をそれぞれ直線で近似し、左心室拡張期圧をゼロと仮定すると、平均血圧 (Pm), 拡張期血圧 (Pd), 等容量収縮時間 (PEP), および駆出時間 (ET) から算定できる。一方、心前負荷を直接定量的に表す左心室拡張期容量 (Ved) は、収縮末期の左心室の無負荷状態の容量 (V_0) をゼロと仮定し、一回拍出量 (SV) が与えられると、 $Ved = SV \cdot (1 + Ea/Ees)$ より算定できる。そこで、福井大学医学部附属病院で血管スクリーニング検査と経胸壁超音波検査を同時に受けた 36 例を対象として、この式から計算された Ved の算定値 (y) と経胸壁心超音波検査で測定された実測値 (x) を比較した。その結果、Ved が 50 ml 以上 150 ml 以下の 17 例において、 $y = 0.8 \cdot x + 39$ ($r = 0.78$) であり、Pm, Pd, PEP, ET および SV から Ved が予測できることが示唆された。

はじめに

血圧を規定する因子を心筋収縮能、心前負荷、心後負荷および心拍数の 4 つにまとめることができる。全身麻酔中の血圧の変動においては、痛覚の刺激による交感神経の関与から、総末梢血管抵抗の増加など心後負荷の影響も大きい。交感神経の容量血管への関与や手術による出血の影響を鑑みると、心前負荷の影響も重要である。

一般に、心前負荷のモニタは、一回拍出量の呼吸性変動 (SVV) を用いることが多いが、左心室拡張末期容量 (Ved) が測定できればより直接的であり確実である。現在、経食道超音波診断装置や経胸壁超音波診断装置によって Ved を直接測定することが可能であるが、装置が高価で全症例に装備することは不可能であり、加えて経食道超音波装置のプロープを食道に挿入することは無侵襲であるとはいえない。

一方、一回拍出量 (SV) は観血的動脈圧測定の波形をオンラインで解析することにより算定され、臨床使用が可能なモニタとして市販されている。また、左心室大動脈結合状態 (Ees/Ea) は平均血圧 (Pm), 拡張期血圧 (Pd), 等容量収縮

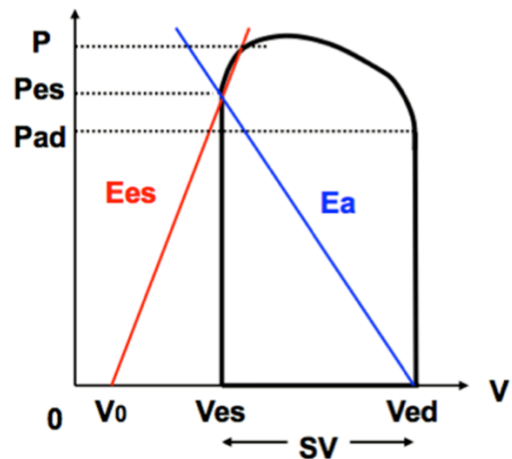


図 1 一心拍における左心室内圧容量関係と Ees および Ea の定義

時間 (PEP) および駆出時間 (ET) から非侵襲的に算出することができる¹⁾。そこで、左心室収縮末期の無負荷容量 (V_0) をゼロと仮定すれば、 $Ved = SV \cdot (1 + Ea/Ees)$ によって Ved が求められるので、これを経胸壁超音波装置で測定した Ved と比較し、臨床応用の可能性を検討した (図 1)。

福井大学医学部器官制御医学講座麻酔・蘇生学領域

*福井大学医学部医学科

†福井大学医学部附属病院検査部

‡福井大学医学部形態機能医科学講座統合生理学領域

方 法

本研究は、福井大学医学部倫理審査委員会にて承認を受けた(倫審26第125号)。対象は、2006年から2011年までの間に、福井大学医学部附属病院検査部にて血管スクリーニング検査と経胸壁心超音波検査を同時に受けた36症例について検討した。

1. Ved の算定方法

動物実験にて定めた、Ees/Ea を非侵襲的に求める近似連立方程式(式1, 2)は、収縮末期血压(Pes), Pd, PEP および ET の4変数を必要とした²⁾。

$$Ees/Ea = Pd/Pes \cdot (1 + k \cdot ET/PEP) - 1 \quad (式1)$$

$$k = 0.53 \cdot (Ees/Ea)^{0.51} \quad (式2)$$

臨床的には、Pes より、平均血压(Pm)の方が簡便に求めることができ、またPmは左心室に対する平均的な後負荷としても意味があるのでPesの代用として、同様にEes/Eaを下記の連立方程式(式1', 2', 3)のようにして求めることができる¹⁾。

$$Ees/Ea' = Pd/Pm \cdot (1 + k \cdot ET/PEP) - 1 \quad (式1')$$

$$k = 0.53 \cdot (Ees/Ea')^{0.51} \quad (式2')$$

$$Ees/Ea = 0.70 \cdot Ees/Ea' - 0.22 \quad (式3)$$

Ved は、Ees と Ea の定義(式4, 5)より、その比を求め(式6)、Ved について変形することにより式7のように求めることができる。

$$Ees = Pes/(Ved - SV - V_0) \quad (式4)$$

$$Ea = Pes/SV \quad (式5)$$

$$Ees/Ea = SV/(Ved - SV - V_0) \quad (式6)$$

$$Ved = SV \cdot (1 + Ea/Ees) + V_0 \quad (式7)$$

健康な心臓では V_0 がゼロに近いと仮定すると、Ved は式7' で求められる。

$$Ved = SV \cdot (1 + Ea/Ees) \quad (式7')$$

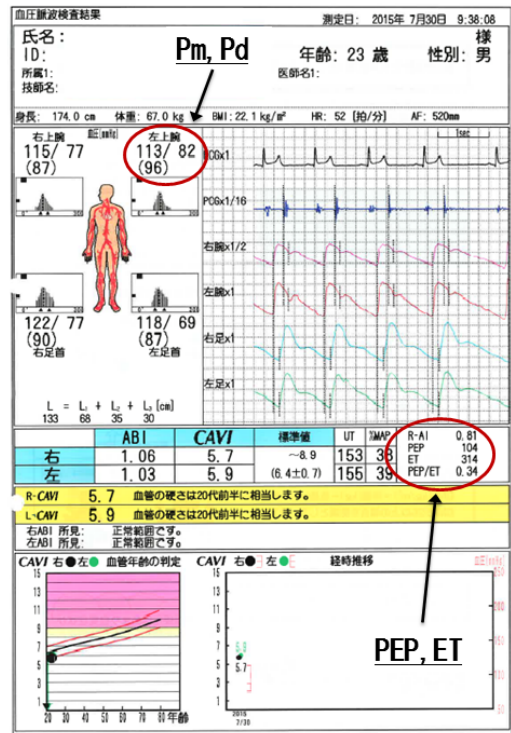


図2 血管スクリーニング検査の結果を示す代表例

2. 算定した Ved と実測した Ved の比較方法

Pm, Pd, PEP および ET は血管スクリーニング装置 (VaSera-1000 または 1500, フクダ電子, 東京) によって測定した。これらを式1', 2', 3 に代入し Ees/Ea を求めた。SV は経胸壁心超音波診断装置 (Vivid E-9, GE ヘルスケア, 東京) を使用してドプラ法により測定した。この Ees/Ea と SV の値を式7' に代入して求めた Ved を算定値とした。一方 Ved の実測値は、経胸壁の超音波診断装置 (同機種) で SV と同様にして求め、この実測値と算定値を、相関関係と Bland-Altman 分析を用いて比較した。

結 果

対象とした36例中、実測値が150 ml 以上であった症例が3例あり、算定値が50 ml 以下または150 ml より大きい値となった症例が16例あったので除外した結果、算定値も実測値も50 ml 以上150 ml 以下であった症例は17例(47%)であった。この17例を対象とした血管スク

表1 Ved が算定値も実測値も 50ml 以上 150ml 以下であった症例

	age	Height (cm)	Weight (kg)	Pm (mmHg)	Pad (mmHg)	PEP (ms)	ET (ms)	TTE-SV (ml)	TTE-Ved (ml)	Estimated Ved (ml)
1	82	165	61	92	76	66	311	70	104	97
2	61	155	61	122	87	66	290	53	69	93
3	27	165	52	77	59	70	322	55	77	83
4	46	151	86	93	79	66	233	58	76	101
5	70	158	53	76	84	120	320	77	116	123
6	69	148	46	86	62	66	305	31	83	50
7	72	145	52	93	79	90	332	77	105	127
8	70	160	56	103	86	86	339	80	118	127
9	73	160	67	107	87	79	312	79	124	129
10	80	140	36	83	69	90	313	46	70	84
11	84	148	53	87	62	77	317	52	72	101
12	83	148	53	117	72	81	370	62	85	147
13	70	165	54	87	72	94	323	55	79	103
14	92	150	58	96	78	93	289	40	62	92
15	82	153	58	83	70	97	303	65	112	135
16	85	153	51	60	40	73	311	65	89	140
17	69	162	63	83	72	99	332	80	122	143

Pm：平均血圧，Pd：拡張期血圧，PEP：等容量収縮時間，ET：駆出時間，TTE-SV：経胸壁超音波装置でドプラ法にて実測した一回拍出量，TTE-Ved：経胸壁超音波装置にて実測した Ved，Estimated Ved：Ved の算定値。

リーニング装置の測定結果について、代表的な報告書を図2に、全ての測定結果を表1に示す。今回は、本院検査室で検査を受けた症例を対象としたので、何らかの疾患があって検査を受けた症例が多かったが、Ved が 50 ml 以上 150 ml 以下と正常範囲内と考えられるものを選択して予測式の精度を検討した。

Ved の算定値 (y) と実測値 (x) を比較し、回帰直線を実線で、その 95 % 信頼区間およびデータの 95 % 予測区間を破線で図 3-A に示した。回帰直線の式は $y = 0.8 \cdot x + 39$ ，相関係数 (r) は 0.78 であった。ばらつきについては、Bland-Altman 分布 (図 3-B) に示したように、算定値の実測値に対するバイアスは 19 ml であり、その標準偏差は 21 ml であった。

考 察

対象は何らかの疾患を持ったものが多かったが、本研究は方法の相違によって得られた値の差を検討することが目的であったので、結果に対する疾

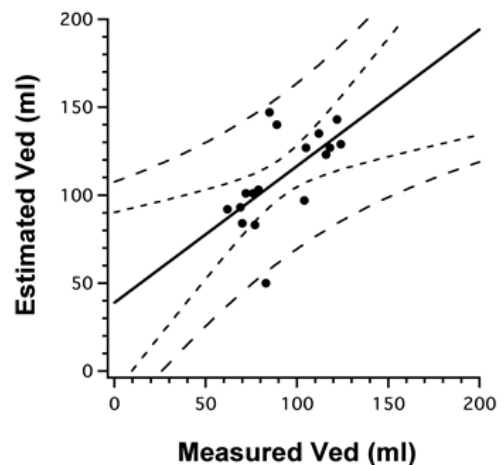


図 3-A Ved の算定値 (Estimated Ved) と実測値 (Measured Ved) の相関関係

近似直線を実線で、その 95 % 信頼区間および予測区間を短い破線と長い破線で示した。詳細は本文参照

患の影響は小さかったと考える。

全例で 36 例のうち、算定値も実測値も 50 ml 以上 150 ml 以下の症例は 17 例であった。正常

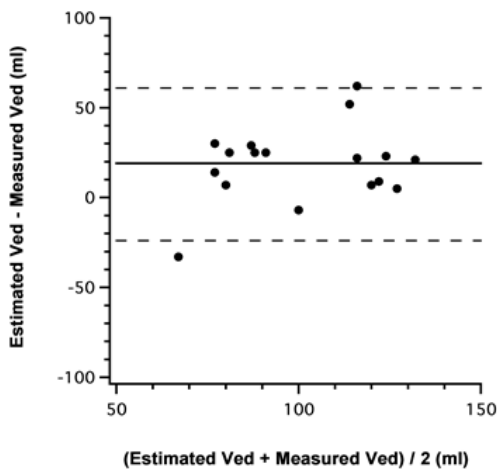


図 3-B Ved の算定値と実測値についての
Bland-Altman 解析

バイアスを実線で、許容範囲を破線で示した。
詳細は本文参照

と考えられる値より過小あるいは過大であった症例では、算定値と実測値の相関が悪かった。今回は、正常値と考えられる範囲での予測精度を確認し、正常値から異常値へ変化する過程をモニタできる可能性を検討した。そうすることで、異常域の症例は、その異常の程度は不詳であっても、正常域から異常域へ逸脱する過程をより正確に把握することができれば、臨床的に意義が大きいのと考えた。

算定値も実測値も 50 ml 以上 150 ml 以下の症例において両者に有意な相関が認められ、非侵襲的に測定できる Pm, Pd, PEP, ET に何らかの方法で求めた SV を加えることで、Ved を推定できることが示唆された。SV については、今回は、経胸壁超音波装置にて測定した SV を使用したが、現在広く一般に使用されている、観血的に測定した動脈圧波形から一回心拍出量を予測するものを使用することが最も考えられる。

本方法による Ved と観血的動脈圧波形解析による SVV との有用性の比較については今後の研究が必要であるが、SVV が人工呼吸による胸腔内圧の変動が SV に与える影響を数値化したモニタするものである一方、本方法は人工呼吸と

は無関係な指標であるから、その点で覚醒下で集中治療中の症例にも使用できるなど、臨床応用範囲は広いと考えられる。

本方法は、 V_0 をゼロと仮定した。 V_0 と算定値を加えたものが実測値であるから、理論的には算定値は実測値より小さいと考えられ、特に拡張型心筋症など V_0 が有意に大きい症例では算定値は実測値に対して過小評価されることが考えられる。しかし、今回、Bland-Altman 解析によって、算定値が実測値よりバイアスとして 19 ml 大きかったことが示された。これが、本方法の欠点によるものか、左心室の圧容量ループの解析による V_0 が負の値となる可能性があるのか検討を要する。また、算定値のバラツキを示す標準偏差が 21 ml と大きく、連続測定の移動平均値を採用するなどバラツキを少なくする適切な工夫も今後の課題であると考えられた。

参考文献

1. 高久明子, 小畑友里江, 浜田敏彦, 三上俊介, 藤岡沙織, 本定侑子, 佐上祐介, 安田善一, 高倉康, 重見研司: 平均血圧, 拡張期血圧, 等容量収縮時間, 駆出時間から算出した左心室大動脈結合状態の有用性と問題点. 第 31 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 p.31(2013 年 11 月 30 日, 東京).
2. Hayashi K, Shigemi K, Shishido T, Sugimachi M, Sunagawa K. Single-beat estimation of ventricular end-systolic elastance - effective arterial elastance as an index of ventricular mechanoenergetic performance. *Anesthesiology* 2000; 92:1769-1776.

ABSTRACT

The estimation of left ventricular end-diastolic volume (Ved) with left ventricular - aortic coupling (Ees/Ea) and stroke volume (SV) - Pilot study -

Mitsuyo Hayabuchi¹⁾, Yurie Obata¹⁾, Akiko Takaku²⁾, David K. Kayembe¹⁾, Tetsuro Isada¹⁾, Toshihiko Hamada³⁾, Suguru Matsuoka⁴⁾, Kenji Shigemi¹⁾

Left ventricular - aortic coupling (Ees/Ea) could be non-invasively obtained by the solution of three simultaneous equations: $Ees/Ea' = Pd / Pm \cdot (1 + k \cdot ET / PEP) - 1$, $k = 0.53 \cdot (Ees/Ea')^{0.51}$, $Ees/Ea = 0.70 \cdot Ees/Ea' - 0.22$, with mean arterial pressure (Pm), diastolic arterial pressure (Pd), pre-ejection period (PEP), that is left ventricular iso-volemic contraction time, and ejection time (ET), on two hypotheses. The one hypothesis is left ventricular time varying elastance curve could be fitted with two straight lines in iso-volemic contraction phase and ejection phase, and the other is left ventricular end-diastolic pressure should be 0 mmHg. Left ventricular end-diastolic volume (Ved), which expresses left ventricular preload, could be approximated with stroke volume (SV) and Ea/Ees as follows: $Ved = SV \cdot (1 + Ea/Ees)$, when left ventricular end-systolic unstressed volume (V_0) was approximated as 0 ml. The approximated Ved (x) was compared with the measured Ved (y) with a trans-thoracic echocardiogram in 36 cases who were simultaneously examined both of vascular screening and trans-thoracic echocardiogram in University of Fukui Hospital. Seventeen cases had the significant relation ($r = 0.78$) as the following equation in the range from 50 ml to 150 ml: $y = 0.8 \cdot x + 39$. Bland-Altman plot showed approximated Ved is 19 ml larger than mea-

sured Ved and the standard deviation of the difference of these two values was 21 ml, which should be reduced with some proper methods.

- 1) *Department of Anesthesiology and Reanimatology, Faculty of Medical Sciences University of Fukui, Yoshida-gun, Fukui 910-1193, Japan*
- 2) *Medical Student in 4th Grade, Faculty of Medical Sciences University of Fukui, Yoshida-gun, Fukui 910-1193, Japan*
- 3) *Department of Clinical and Laboratory Science, Faculty of Medical Sciences University of Fukui, Yoshida-gun, Fukui 910-1193, Japan*
- 4) *Department of Applied Statistics and Mathematics, Faculty of Medical Sciences University of Fukui, Yoshida-gun, Fukui 910-1193, Japan*

Key words:

cardiac preload, monitoring, vital signs, left ventricular end-systolic unstressed volume, arterial pressure wave form

連絡先

早瀬光代

〒 910-1193

福井県吉田郡永平寺町松岡下合月 23-3

福井大学医学部器官制御医学講座

麻酔・蘇生学領域

電話 0776-61-8391

ファクシミリ 0776-61-8116

電子メール mhayabu@u-fukui.ac.jp

自発呼吸下で肺胞換気量を一定に保つ方法と 麻酔回路との比較からわかること — 肺胞換気量を考える —

薊 隆文

はじめに

肺胞換気量は、肺胞換気式からわかるように、 P_{aCO_2} を規定する重要な指標である。人工呼吸を設定時に、 P_{aCO_2} をコントロールするために換気量を設定するが、その時には肺胞換気量を念頭に置く。この肺胞換気量の概念はいくつかの形で表現されている。しかし、この表現に基づくだけでは説明しきれない状況が時に存在する。そこで本稿では、その状況と、その状況を説明する肺胞換気量の考え方を述べる。

肺胞換気量の定義

肺胞換気量 ($\dot{V}_A$) は、「1 分間に肺胞から排出される量」, 「1 分間に肺胞に到達する量」, あるいは「分時換気量から分時死腔換気量を除いた部分」と説明されることが多く、解剖学的死腔を V_{Dan} , 換気回数を f とすると、分時換気量 ($\dot{V}_E$) から分時死腔換気量 ($f \times V_{Dan}$) を除いたもの、 $\dot{V}_E - f \times V_{Dan}$ と計算される。上記の2つの説明は死腔を解剖学的死腔だけで考えている。しかし実際は、死腔には解剖学的死腔のほかに肺胞に到達してもガス交換を行わない肺胞死腔が存在し、解剖学的死腔、肺胞死腔の2つを合わせて生理学的死腔と呼んでいる。そこで、死腔を生理学的死腔で考えると、肺胞換気量は「1分間に肺胞に到達する流量のうち、ガス交換に関与する流量」とすることが、より正確な説明と考えられている。ここでいうガスとは通常は CO_2 であるが、 CO_2 に限定されてはいない。表に、これから述べる考え方も含めて「肺胞換気量」の説明をまとめておく。

表 「肺胞換気量」の説明

肺胞換気量の説明	出典
1分間に肺胞から排出される量	The American Heritage Medical Dictionary
分時換気量から分時死腔換気量を除いた部分	Mosby's Medical Dictionary, 8th edition
1分間に肺胞に到達する流量のうち、ガス交換に関与する流量	Miller-Keane Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing, and Allied Health, Seventh Edition
1分間に呼吸領域に入る新鮮な(死腔換気でない)ガスの容量	ウエスト呼吸生理学入門 正常肺編, John B. West, 桑平一郎訳, MEDSI, 2009
1分間に肺胞に到達する流量のうち、規定の濃度を肺胞濃度にする流量	本稿

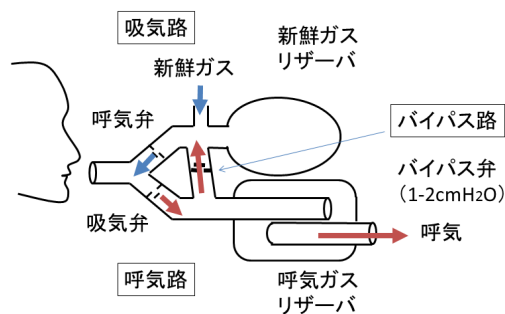


図 1 順次ガス供給システム
Sequential Gas Delivery System (SGMS)
方 法

状況その 1:

自発呼吸下で肺胞換気量を一定に保つ方法

換気のパターンに寄らずに P_{aCO_2} を一定にできれば、様々なことに応用できる。臓器の血流は P_{aCO_2} によって大きく左右されるので、例えば、脳血流を一定に保ちたいとき^{1),2)}、子宮の血流を一定に保ちたいとき³⁾などに利用されている。

図1に示す回路を用いることで、換気量が増大しても P_{aCO_2} は低下することなく比較的一定に保たれる^{4),5)}。この回路を順次ガス供給システム (sequential gas delivery system: SGDS) と呼ぶ。

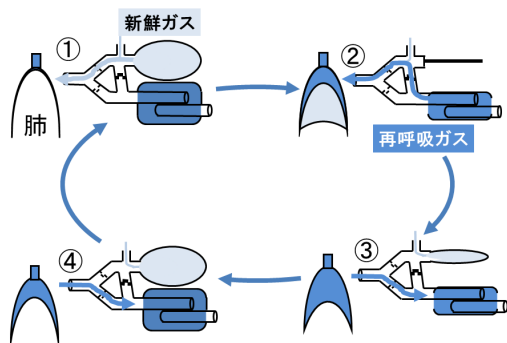


図2 順次ガス供給システム (SGMS) の仕組み

- ① 吸気時には、吸気リザーバにたまっていた新鮮ガスを吸気する。
- ② 吸気リザーバが虚脱すると、吸気路回路内にわずかな陰圧が生じバイパス弁が開いて、呼気リザーバにたまっていた呼気ガスを吸気する。
- ③ 呼気時には、呼気は呼気リザーバに保持される、一方吸気リザーバには新鮮ガスがたまる。
- ④ 呼気リザーバの量をこえた分の呼気は外気に排出される。この間に吸気リザーバには設定流量に応じた新鮮ガスが保持される。

その構造は、吸気路、呼気路、バイパス路からなる。吸気路には吸気弁、新鮮ガス供給口、リザーババッグが、呼気路には呼気弁、呼気ガスリザーババッグが接続されている。バイパス路は吸気路と呼気路をバイパスしこの間には圧較差が生じたときのみ開放するバイパス弁が組み込まれている。一方向弁によって吸気と呼気が混合することはなく、また換気量が新鮮ガス流量を超えた時はバイパス路を通じて呼気ガスが吸入されるようになっている。ある程度の圧によって初めて開放するバイパス弁が存在するため、作動原理として、常に新鮮ガスが先に吸入されるようになっている (図2)。

こうすることで新鮮ガスの流量が分時換気量より少ないときには、新鮮ガスのすべてが吸気に利用される。また、新鮮ガスの流量が肺胞に到達する流量 (いわゆる肺胞換気量) より少ないときには、ガス交換は肺胞に入った新鮮ガスの量に規定されることになる。新鮮ガスの流量を越えて肺胞に入った部分は再呼吸部分で、すで

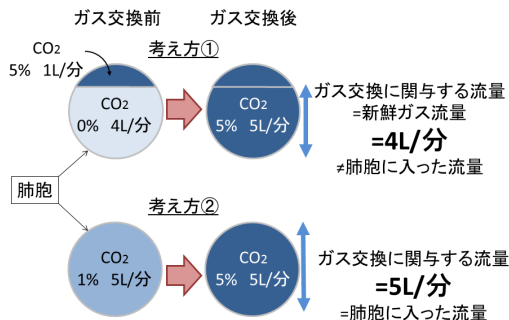


図3 SGDS でのガス交換 (CO₂) に関する流量

にガス交換が済んだ呼気ガスであるため、たとえ肺胞に到達しても換気に関与しない (死腔と同じ振る舞い) ためである。

例えば肺胞に到達する流量が5L/分で、新鮮ガス流量が4L/分のときの状況を考えてみる (図3)。説明を簡略化するために、解剖学的死腔がないものとして、また呼気のCO₂は5%とする。まず4L/分の新鮮ガスが吸気され、解剖学的死腔はないものと仮定したので、すべてが肺胞に到達し、ガス交換されて呼気のCO₂が5%になる。次に残り1L/分の呼気ガスが吸気され肺胞に到達するが、濃度が5%であるためガス交換は行われぬ。肺胞換気量の定義は「肺胞に到達する換気量のうち、ガス交換に関与する換気量」であるので、この時の肺胞換気量は4L/分である (考え方①)。

次に、以下のように考えてみる。順番はどうあれ、0%の4L/分と5%の1L/分が肺胞に到達する。この時のCO₂濃度は1%である ($(0 \times 4 + 5 \times 1) / 5 = 1$)。そしてこの1%の5Lすべてがガス交換されて、5%の5L/分になったことになる。肺胞換気量の定義は単に「肺胞に到達する流量のうち、ガス交換に関与する流量」であるので、この時の肺胞換気量は5L/分と考えることもできる (考え方②)。

ここで、注意しなければならないのが、「新鮮ガス」という表現である。新鮮ガスの意味するところは、「流量計から供給されるガス」であったり、「ガス交換される前のガス」あるいは「ガ

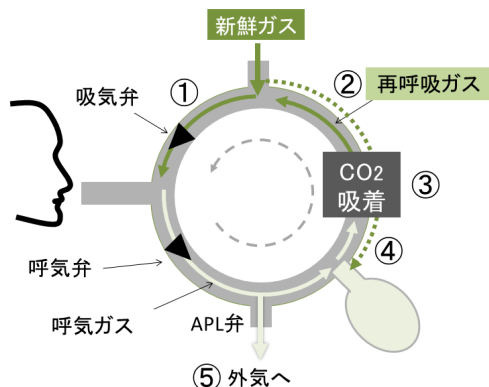


図4 半閉鎖式麻酔回路

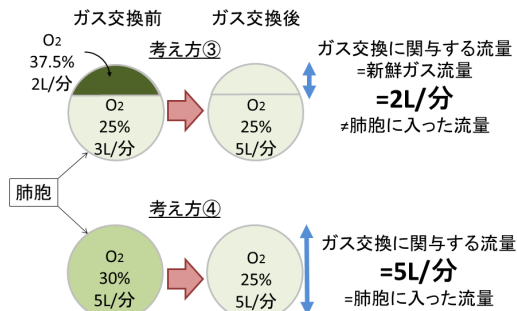
- ① 吸気時には、まず回路にたまっていた新鮮ガスを吸気する。
- ② 低流量麻酔時には新鮮ガス流量は肺胞換気量より少ないので、不足分は再呼吸によってまかなわれる。
- ③ リザーバに保持されていた呼気ガスが吸気される分だけCO₂吸着器を通過してCO₂が除去される。このCO₂除去済みのガスが新鮮ガスの不足分をまかなう。
- ④ 呼気時には、呼気はリザーバに保持される。この間、新鮮ガスが回路に満たされ、この新鮮ガスは呼気のガスを一部リザーバへ押し戻す（破線）。
- ⑤ リザーバ容量の超過分の呼気はAPL弁から外気へ排出される。

ス交換に関与するガス」であったりする。上記の状況では「流量計から供給されるガス」、「ガス交換される前のガス」であれば、4L/分であり、「ガス交換に関与するガス」であれば、4L/分、あるいは5L/分と考えることができる。通常は、CO₂は0%のときを新鮮ガスと考えるので、その場合は4L/分となるが、実験的には1%のCO₂を吸入することもある。

状況その2：

半閉鎖式麻酔回路

麻酔回路の概略を図4に示す。単純化すれば、麻酔回路とSGDSとの違いは、CO₂吸着装置の有無と考えてもよいだろう。低流量麻酔においては、新鮮ガス流量は肺胞換気量より少ないが、SGDSの場合と異なり再呼吸ガスからCO₂はすべて除去されている。したがって、CO₂に関し

図5 半閉鎖回路・低流量麻酔でのO₂のガス交換に関与する流量

ては設定した「分時換気量－分時死腔換気量」が肺胞換気量となる。

図5に、ガス交換をO₂で考えてみた場合を示した。ここでも簡略化のため解剖学的死腔はないものとして考える。分時換気量（ここでは、＝肺胞に到達するガス流量）が5Lである場合を想定する。そして酸素消費量が250ml/分と仮定すると、呼気の酸素濃度は5%低下することになる。吸気が30%であれば呼気は25%になる。低流量麻酔で新鮮ガスとして酸素＋空気で37.5%のO₂が2L/分供給されると、のこりの3L/分の部分はすでにガス交換が行われた後の呼気なので、換気に関与しない。したがって、この場合、「肺胞換気量」は2L/分ということになる（考え方③）。

しかし、次のように考えることもできる。37.5%が2L、25%が3Lなので

$$(0.375 \times 2 + 0.25 \times 3) / 5 = 0.3$$

つまり、30%のO₂を5L/分吸気することと同等である。このすべてが呼気25%になったので、「肺胞換気量」は5L/分ということになる（考え方④）。

この場合、「新鮮ガス」とはどのような意味を持つのであろうか？ O₂の場合、新鮮ガスの濃度は通常でも規定されることはないし、どんな濃度であっても、呼気の濃度と異なればガス交換されることになる。

状況を説明する：

「肺胞換気量」の考え方

状況その1, 状況その2がどうしてこのようなことになるのでしょうか?

整理してみよう。

「1分間に肺胞に到達する流量のうち, ガス交換に関与する流量」という, より正確な肺胞換気量の説明を用いても, 状況その1 (SGDS) において, 0% CO₂ 4L/分は, 0%を5%にすると考えれば4L/分, 1%を5%にすると考えれば5L/分であり, 状況その2 (半閉鎖回路) において, 37.5% O₂ 2L/分は, 37.5%を25%にすると考えれば2L/分, 30%を25%にすると考えれば5L/分である。

このように, それぞれ別の解釈が可能になってしまう状況を解決するために, 次のように考えてみよう。分時ガス交換量は, 状況その1では, どちらも0.2L/分である。

$$4 \times (0.05 - 0) = 5 \times (0.05 - 0.01) = 0.2$$

状況その2では, どちらも0.25L/分である。

$$2 \times (0.375 - 0.25) = 5 \times (0.3 - 0.25) = 0.25$$

これを, 言葉で表すと

$$\text{ガスの流量} \times (\text{肺胞濃度} - \text{ガスの規定の濃度}) = \text{ガス交換量}$$

(第2項の「肺胞濃度」と「そのガスの規定の濃度」

はO₂の場合には入れ替わる)

となる。

この, 「ガスの流量」は「ガスの規定の濃度」を決定することで初めて与えられる。このあとから与えられた「ガスの流量」をもって「肺胞換気量」とすればよい。つまり「肺胞換気量」とは「1分間に肺胞に到達する流量のうち, 規定の濃度を肺胞濃度にする流量」と言い表すことができる。この考え方を用いると, 状況その1では, 0% CO₂ 4L/分は, 規定の濃度を0%と決めることで4L/分という値が得られ, 1%に決めれば5L/分となる。状況その2では, 37.5% O₂ 2L/分は, 規定の濃度を37.5%と決めれば2L/分という値が得られ, 30%に決めれば5L/分となる。

これまでの肺胞換気量の定義「1分間に肺胞に到達する流量のうち, ガス交換に関与する流量」が「1分間に肺胞に到達する流量のうち, 規定の

濃度を肺胞濃度にする流量」に変更されることで, 混乱が解消されうる。有用性の一例として, 低流量麻酔で酸素消費量が既知であれば, ある規定の濃度のO₂を投与して, 希望する肺胞濃度にするには, 流量をどれだけにすればよいか, ということも計算できる。

まとめ

これまでの肺胞換気量の考え方では説明しきれない状況が存在する。この状況を説明するために, 「1分間に肺胞に到達する流量のうち, 規定の濃度を肺胞濃度にする流量」という新たな肺胞換気量の考え方を示した。

文 献

1. Vesely A, Sasano H, Volgyesi G, Somogyi R, Tesler J, Fedorko L, Grynspan J, Crawley A, Fisher JA, Mikulis D. MRI mapping of cerebrovascular reactivity using square wave changes in end-tidal PCO₂. *Magn Reson Med.* 2001; 45: 1011-3.
2. Rucker J, Tesler J, Fedorko L, Takeuchi A, Mascia L, Vesely A, Kobrossi S, Slutsky AS, Volgyesi G, Iscoe S, Fisher JA. Normocapnia improves cerebral oxygen delivery during conventional oxygen therapy in carbon monoxide-exposed research subjects. *Ann Emerg Med.* 2002; 40: 611-8.
3. Simchen MJ, Tesler J, Azami T, Preiss D, Fedorko L, Goldszmidz E, Fisher J, Kingdom J, Slorach C, Hornberger LK. Effects of maternal hyperoxia with and without normocapnia in uteroplacental and fetal Doppler studies. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2005; 26: 495-9.
4. Somogyi RB, Vesely AE, Preiss D, Prisman E, Volgyesi G, Azami T, Iscoe S, Fisher JA, Sasano H. Precise control of end-tidal carbon dioxide levels using sequential rebreathing circuits. *Anaesth Intensive Care.* 2005; 33: 726-32.
5. Slessarev M, Han J, Mardimae A, Prisman E, Preiss D, Volgyesi G, Ansel C, Duffin J, Fisher JA. Prospective targeting and control of end-tidal CO₂ and O₂ concentrations. *J Physiol.* 2007; 581: 1207-19.

特別寄稿：

二酸化炭素ボンベ誤用事故—事故の原因解析の問題点とその経緯 (4)

佐藤 暢

はじめに

2011年7月13日に神戸市立医療センター中央市民病院で起きた緑塗色の二酸化炭素(炭酸ガス)ボンベの内容を酸素と勘違いして誤用した重大事故が起きたとの新聞報道に接した同月21日から、当該事件に対する同病院の事故調査委員会報告書(同年9月30付)が同病院から送られてきたのを読んで以来、当該事故の原因解析について問題点を取り上げ、本誌(2011¹⁾、2012²⁾、2013³⁾号)にこれまで3回寄稿し、今回で4回目になる。

ここでは同様な事故での誘因と推定される液化炭酸ガスボンベの緑塗色が、医療用酸素の識別色として医療界で浸透している緑色と同じであることへの考察に欠ける厚労省の課長通知(2011年7月25日付)(末尾の附に全文掲載)やPMDA医療安全情報No.13(2009年10月)、日本産業・医療ガス協会医療ガス部門(JIMGA-MD)の医療ガス容器表示基準(ST-TC002 改定1、2009年10月6日)に日本産業・医療ガス協会のみならず、日本医療ガス学会、ひいては日本麻酔科学会まで巻き込まれて混乱し、談合状態に陥っている事態を深刻に憂慮して議論を進めたい。

「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」

上記は、平成25年5月吉日付で日本産業・医療ガス協会、日本医療ガス学会(JSMG)、日本麻酔科学会(JSA)の3者(以下3団体と略す)による「医療用二酸化炭素ボンベに関する合同協議会」での合意事項として提言したとき(同年5

月20日)の標題である。

その提言の不適切さ⁴⁾やそれまでの経緯に関して詳しく解説すべきところであるが、今回はその余裕がないので別に公表する予定の手記に譲るとして、今回は誤解されやすい要点を中心に分かりやすく解説する。

両種ボンベ間の「取り違い」事故で黒色の酸素ボンベが本当に取り違いられたのか?

第一の要点は、同様な事故を厚労省、前記3団体を始め、従来は一般にも『酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違い事故』と記載することが多かったが、私は黒塗色の酸素ボンベが事故の現場になかった事態でも起きていることから、酸素ボンベを取り違えたのではなく、事故の現場で誤認されたのは緑塗色の二酸化炭素ボンベだけであったと気づいた。緑塗色のボンベを見た看護師や医師が、現実にはあってはならない筈の‘緑塗色の酸素ボンベ’(の幻影)と錯覚した認知上のヒューマンエラー(うっかりミス)であると解析した^{3,5,6,7)}。

同じサイズの両種ボンベ間の取り違いミスとする従来の方と、二酸化炭素ボンベの緑塗色を見て‘酸素ボンベ’と勘違いしたミスとする見方と、どちらが適正か?諸賢にもよく考えてみて頂きたいのが本論文の趣旨でもある。

今までの二酸化炭素ボンベ 「取り違い」4事件の再検証

近くにあった小型二酸化炭素ボンベを、患者搬送時に使用する小型酸素ボンベと誤認・誤用

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長
掲載許可日 20016年5月6日
連絡先 satotoru@orange.plala.or.jp

したヒューマンエラーの第1例は、1992年5月に東京の私大付属病院で手術後の患者移送時に起きた。当事故の解明にあたった同大の岡田和夫名誉教授から届いたメールには、事故が起きた時の事情について「術後の患者さんを搬送するに当って酸素ボンベが準備されてなかったので、酸素ボンベを取りに行った準看護師が、酸素置き場で酸素ボンベの黒色の塊の中に緑色の炭酸ガスボンベが1本あって、よりもよってそれを持ってきたのです。それはlaparoscopyで使用した炭酸ガスボンベが手術室にあったのを危険と思わなくて酸素ボンベと同じところに置くというミスを行っていたのを、準看護師が酸素ボンベと思い込んで運び、それを受け取ったのが整形外科の研修医で、間違いに気づかずに使った。」と記載してあった。

最初にボンベの緑塗色を見てその内容を酸素と思い込んだ認知エラーが炭酸ガスボンベの誤認・誤用事故の始まりであるが、黒塗色の酸素ボンベと緑塗色の炭酸ガスボンベがよく似て見えたから、または、薄暗くてよく見えなかったから、両種ボンベの間を取り違えたと考えるべきだろうか。

当時(準)看護師や研修医で炭酸ガスボンベは緑色に塗ってあると習った人、認識していた人が果たしてどれだけ居ただろうか。近くに多数あった黒色のボンベには目もくれず、とっさに「緑色は安全な酸素」と勘違いして1本だけあった緑色のボンベを取ってきたというのが、よりもよって緑塗色の炭酸ガスボンベを取ってきた当事故の真相ではないかと思われる。それは炭酸ガスボンベを選んだと言うよりも、炭酸ガスボンベの緑塗色を見てすぐに「安全な酸素」と勘違いした準看護師がそれを持ってきた、それを受け取った研修医が違和感さえ覚えずに誤用してしまった。つまり、黒色のボンベが目の前に多数あっても、それを酸素ボンベと認識することなく犯したミスであれば、酸素ボンベが多数あろうと1本も無かろうが変わりはなかったと

思われる。換言すれば、現場にあった二酸化炭素ボンベの緑塗色を見て、その内容がもし誤って吸入すれば大変危険な炭酸ガスとはつゆ知らず、現実にはある筈のない緑色の酸素ボンベの幻影を無意識のうちに思い浮かべるという錯覚に陥ったと私は推定するに至った。

しかし、事故の翌日に私が見た1992年6月19日の新聞記事には、「先月26日の交通事故で入院中であつた主婦が、手術室から病室に移る際、立ち合いの医師2人と準看護婦1人が炭酸ガスのボンベを酸素ボンベと取り違えて約5分間にわたって吸わせたため、脳死状態となり、6月14日死亡した。」とあったが、当時私もこの記事に違和感を感じた記憶はない。なぜならば、ボンベ置き場には両種のボンベが混在したので、その間を単に取り違えたものと考えて、看護師が見ていた緑色のボンベは、「緑色の酸素ボンベ」という“国内の現実には存在しない筈の幻影”であつたことまでは気が回らなかったからある。

次に16年間をおいて報道された2008年8月28日の新聞記事では、「八女市の公立総合病院で8月24日午前3時50分頃入院中であつた男性患者を手術部門入り口から手術台へ移動させる際、20代の女性看護師が、保管場所にある酸素ボンベが空になっているのに気付く、誤って別の場所にあつた二酸化炭素のボンベを使った。その後、ミスに気づかないまま同日午後6時頃、救急搬送されてきた男性患者にも使い、患者は2人とも死亡した。病院では通常、手術部門内で黒色の酸素ボンベと緑色の二酸化炭素ボンベを別々に保管しているが、看護師は『ボンベが空と分かり、焦りで気持ちがいっぱいになってしまった』と説明しているという。」という記事があつた⁸⁾。

この記事では、使用できるような酸素ボンベがその場に無かつたので、わざわざ別の場所に保管してあつたボンベを取りに行き、そこで二酸化炭素ボンベの緑塗色を見て「酸素が詰まっている」と無意識のうちに誤認したのであつて、黒

色の酸素ボンベとの間を取り違えた形跡はない。

1999 年 10 月に兵庫県の私大病院で起きた第 3 例目では、「自宅で腹部にけがをして大腸の一部を切除した手術後に集中治療部に搬送されるまでの間、本当は酸素ガスが必要なのに、看護師がボンベを間違え、炭酸ガスを吸入させられた」—「手術後に酸素ガスと炭酸ガスを取り違えて吸入させられたため、記憶障害など重症の後遺症を負った」と、別には「緊急手術後、ICU への移送中に人工呼吸器の酸素が無くなったため、手術室にあった検査用の炭酸ガス容器を人工呼吸器に取り付け吸入させた。容器を交換した看護師は容器に『**酸器』と塗色表示された酸素業社名を見て酸素容器と間違えたと見られる。」の報道もあった。

その看護師が炭酸ガスボンベを見た時には緑色の全面塗装が眼に入ってからその上に白く書かれた「**酸器」を読んだ筈であり、まず緑塗色を見て「安全な酸素」を無意識のうちに感じた故の読み間違いではないかと推測される。いずれにしても、もし看護師が現場で黒い酸素ボンベの実在を認識しておれば、当然それを使用した筈であるので、酸素ボンベは現場に無かったものと思われ、黒色の酸素ボンベを取り違えたわけでも、或いは黒色の酸素ボンベと取り違えたわけでもないと推定する。

2011 年 7 月に神戸市立医療センター中央市民病院で起きた第 4 例については、「腹部大動脈瘤切迫破裂の緊急手術を受けた男性を ICU に移動する際、手動の人工呼吸器に麻酔科医が酸素ボンベと間違えて二酸化炭素のボンベを接続した。」との報道があったが、これについては、同病院の事故調査委員会報告書(同年 9 月 30 日付)が詳しい。それによると「(2) 事実検証 ① O₂ ボンベと CO₂ ボンベを取り違えた状況」に「手術終了に合わせて ICU から届いた病棟用ベッドに O₂ ボンベが設置されていなかった。」とあるだけで、現場に酸素ボンベがあったような記載は一切ない。予期された酸素ボンベが準備されてなかつ

たからこそ替わりの酸素ボンベを取りに行って持ってきたのが、実は緑塗色の二酸化炭素ボンベであった。それを「酸素(が詰まっている)」と勘違いして誤用した。従って、「事実検証 ①」の「O₂ ボンベと CO₂ ボンベを取り違えた」は錯覚であって、そこで言う“O₂ ボンベ”と思った物は黒色の酸素ボンベではなくて、実体は緑塗色の二酸化炭素ボンベであった。換言すれば、現場にある筈のない緑塗色の酸素ボンベの幻影であった。なぜそんな錯覚が起きたのか。それは、ボンベの緑塗色が見慣れた医療用酸素の識別色と同じであり、緑塗色の CO₂ ボンベを同じサイズの「緑色の O₂ ボンベ」と錯覚した。それほど緑色は「安全な酸素」と思いやすい色であると考ええる。

ちなみに、使用した麻酔器にはヨーク弁付き緊急補助用小型酸素ボンベが付いていたと考えられるので、現場に黒色の小型酸素ボンベが無かったとは断言できないが、事故当時現場で誰もがそれを認識していない限りはあっても無くても同じことであった。

考 案

なぜ私は前述したような主張を続けるのか。それは、平成 25 年 5 月吉日付で 3 団体が出した提言「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」の冒頭に「酸素ボンベ誤認事故を受けて」とあり、また、2014 年 6 月吉日付で 3 団体から出た「二酸化炭素ボンベに関するアンケートのお願い」の冒頭にも「酸素ボンベの誤認事故防止に向けて」と、間違った記載があるからである。

もし「酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違い」と常套的に考えると、前者を後者と取り違えた事故と、後者を前者と取り違えた事故とが考えられるが、「酸素ボンベを炭酸ガスボンベと誤認した」と「炭酸ガスボンベを酸素ボンベと誤認した」と両方を混同してしまった記載である。前の場合は、酸素を吸うので火事でも起

こらない限り深刻な事故にはならないが、後の場合は炭酸ガスを吸わされて致命的な事故となる。しかし、現実には、酸素ボンベは現場に無かったので、そのいずれでもなくて、『緑塗色のボンベに酸素が詰まっている（すなわち、現実にはない筈の緑色の酸素ボンベ）と誤認した事故ではないか』と繰り返し書いてきた^{3,5,6,7)}。また、複数の JAS 幹部等にメールを書いた記録がある。

黒塗色の酸素ボンベが当該事故の誘因に直接関係ないと分かれば、当の事故防止のために酸素ボンベの方の変更は要せず、二酸化炭素ボンベの緑塗色の視認性を上げて医療用酸素との識別を簡単・容易にすれば、目的が達せられる理論的根拠となる。このことの重要性は大災害時の医療用酸素の緊急時供給を一般産業用酸素からの転用に依存する現体制を考えれば解りやすい。要は、用途を問わずのガス別 (gas-specific) 特定は、ボンベバルブのガス接続口（充填口＝排出口）を含む取付継手で行い、すなわち、医療用も産業用に含めて酸素用接続（嵌め合い）は統一する、かつ医療用・一般産業用など用途別はボンベの塗色上の区別で行うのが世界共通の規格化の方針であり、理想でもあると考える。現に、ISO 5145: Cylinder valve outlets for gases and gas mixtures - Selection and dimensioning は、医療用に限らず全産業用のボンベのバルブの取付継手に適用される国際規格である。本邦では、JIS T 7101「医療ガス配管設備」において、亜酸化窒素用と二酸化炭素用のガス別特定高压ガス容器接続具として採用された嵌め合いがこの国際規格に準拠しているが、日本国内の一般産業用ボンベでの実情が遅れているのに医療用ボンベに率先して採用したので、産業用ボンベから医療用ボンベを接続面で区別する現状が起きている。しかし、やがては一般産業用も追いついてきて、すべての用途をカバーする真のガス別特定接続が完成することが期待される。従って、酸素、液化炭酸ガス等各種高压ガス間のガス別特定を確保しながら高压ガスの用途別間の融通

を円滑にするには、ボンベバルブの取付継手のガス別特定による統一が不可欠であり、同一ガスの用途区別は必要に応じてボンベ塗色上の工夫で解決すべき問題であることを強調したい。

全産業用共通の酸素、二酸化炭素等ガス別の製造、運搬過程から最後の取り扱い段階で大中小のボンベに充填する際に一部を医療用に転用するガス供給システムにおいては（法規上は医療用の区別があるにしても）、ボンベに充填後の高压ガスの品質に異常が無い限り、一般産業用でも医療用でも同じ酸素や炭酸ガスであり、本質的な差異はないのが現状である。つまり、産業用酸素を吸入しても、健康上の被害にならないことは医療用と変わらない、すなわち医療上の事故にはならないというのが常識ではあるまいか。

これを利用して大災害時には産業用ガスを医療用に転用して緊急医療用酸素の需要に当てる許可を必要に応じて厚労省に申請するが、今回（2016 年 4 月 22 日付）3 団体の「IV．従来の対応に関連する確認事項」の中にあるような「**3) 医療用小型酸素ボンベバルブのガス別特定化**」が搬送用小型酸素ボンベのピンインデックス方式ヨーク弁に集中して進展すると、救急車用や在宅酸素用の小型酸素ボンベに大型酸素ボンベから移す過程などで緊急時に支障を来す心配がある。私の杞憂に過ぎなければよいが、至急に再検討を要する大問題ではあるまいか。

今回の 3 団体間合議は、もともと二酸化炭素ボンベの緑塗色を見て酸素が詰まっていると勘違いしやすいボンベ塗色の問題から起こったのであるから、前述したように酸素ボンベの現状には関係なく、二酸化炭素ボンベの緑塗色の 2 色化（緑色の上に橙色）だけで解決できることが判明しているのであるから、「**3) 医療用小型酸素ボンベバルブのガス別特定化**」を搬送用に限り進める必要はもともと無かったことに気付いてもらいたい。

考えても見たまえ！ 酸素と炭酸ガスの間を区別するのに、後者の方を変えて誤接続できないよ

うにすれば、前者の方は変える必要はない。酸素ボンベと誤接続しやすい次のガスが問題になれば、その方を変えればよいのであって、圧倒的に緊急時の需要が多い酸素ボンベの方は最後まで現状のままでよいのではないか。

本邦では、小型酸素ボンベと小型二酸化炭素ボンベ間の誤接続を防止するために、後者のバルブの取付継手にピンインデックス方式のヨーク弁を採用した。もともとこの方式は米国 CGA が麻酔器の hanger yoke (吊り手金具) に小型酸素ボンベ、小型笑気ボンベ、チクロプロパン容器等を垂直に吊るよう固定して使用するために開発したもので、ボンベを一人で手早く取り替えるのに便利であるが、医療ガス配管設備が普及した今日、麻酔器の緊急時補助ガス源として一部の小型酸素ボンベに残っている過去の遺物と言えるようなものである。このシステムを改良して医療用二酸化炭素ボンベに広く適用したのは本邦だけであろうが、再充填可能な場所が限られて不便になったばかりか、医療用炭酸ガスの価額は 5~10 倍にも異常に高騰した。しかも、法定の充填定数である 1.34 を医療用は 1.5 に変えて内容積 3.6L の小型液化炭酸ガスボンベの内容量を 2.5kg から 2.2kg に落としているのである。

現在未解決なことは、炭酸ガスボンベの誤接続の可否を手にとって確認する前に、緑色に塗ってあるボンベを一目見た際に酸素が詰まっていると勘違いするリスクを減らすためにボンベの色の塗り替えをどうするかの問題である。今まで述べたように酸素ボンベの方は直接関係がないことが判明したので、現状のまゝで一向に構わない筈である。

もし将来酸素ボンベの接続を変えるとすれば、ISO 方式にし、NGA 方式にし、大型から小型ボンベまで共通のねじ山式接続方式に医療用ボンベも含めて国際的に通用するように統一出来る時期まで待つべきであろう。ボンベには高圧ガス充填口と噴出口が一致しているという特

別な問題があるので、ガスの充填時のガス別特定接続方式をガスの噴出・使用時のガス別特定接続へそのまま継承しながら同時に施行しなければならないという難しい問題を伴う。そのため医療用を含めて総体的にガス別の特定接続を図るべきであり、とくに大災害時に産業用から医療用への大量の融通が必要となる酸素においては、平素から十分な備えの基盤が必要であるのは論を待たない。従って、小型酸素ボンベのバルブの取付継手にピンインデックス方式を適用するのは麻酔器の hanger yoke 等に留め、後は搬送用も、医療用も一般産業用も含めて出来るだけ汎用性のある接続が必要なことを提言して、良識ある諸賢の合理的な思考に訴えたい。

終わりに

今回の 3 団体の合意事項で最も納得できない点は、「ボンベの塗色に関しては高圧ガス保安法に従う。」そして「ボンベの塗色は、高圧ガス保安法容器保安規則第 10 条第 1 項に従う。」としながらも、同じ条項による本邦独自の二酸化炭素ボンベの全面緑塗色がもたらす問題、すなわち経産大臣と厚労大臣を主務大臣として制定されている JIS T 7101「医療ガス配管設備」等に規定する医療用酸素の識別色が同じ緑色であることに起因するボンベの内容ガスを二酸化炭素でなくて酸素と誤認識するヒューマンエラーのリスクを減少するための塗色デザインの改善に、塗色の変更でなくして色ラベルの使用だけを推薦していることである。

上記の高圧ガス容器の外表面表示の方式は、塗色の区分を容器の表面積の 1/2 以上について高圧ガスの種類ごとに決めている(第十条)。従って、残りの部分を利用して医療用液化炭酸ガスであることを表示するには、第十条の表に定める緑塗色の上に JIS T 7101 等で定める医療用二酸化炭素の識別色である橙塗色で表示するのが「法に従う」趣旨の方式となるのが当然ではあるまいか。その良い例が医療用液化亜酸化窒素ボン

べのねずみ塗色の上に青色塗色をかぶせた2色塗り方式であり、JIMGAも現行の「医療ガス容器表示基準」のなかでデファクト規格 (de facto standard) として採用している。同法規には、ラベル表示に関する規定は見られないが、もっぱら刻印、塗色、その上にペンキによる表示が規定・励行されている点から見て、もともと同規定におけるラベルの使用は想定外ではないかと思われる。

旧薬事法 (現医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保に関する法律) にも、ラベルの記載はないが、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。」—という記載がある。そこには色分けに関する規定は見られないが、医薬品のアンプル等ではラベルによる表示が普及しているので直接に丸いガラスの容器に記載する代わりに使われている模様である。しかし、これらはいずれも使い捨ての医薬品容器であり、製品の製造時に一回だけ貼られるものである。

ラベル表示の特徴は、何時でも、何処でも、誰でも比較的容易に張り替えることができる点ではあるまいか。その点が便利であるだけに、何度も再充填しては長年間使用する耐久性医薬品容器である医療用ボンベにおいては、長期にわたり安全性を保証する上で決定的な欠点になりかねないことを強く懸念する。

耐久性医薬品容器であるボンベにおいて、緑色の全面塗色に起因する視認上のヒューマンエラーを防止する上で、法規の許す範囲内で塗色の改善・工夫を図って、その原因を除去するのが至適な方法であることは論を待たない。それに反して、耐久性に劣る色ラベル方式の欠点は致命的であると言える。これに反論できる方は、ど

うか私の連絡先までその理由をご教示賜りたい。

引用文献

1. 佐藤 暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故一何故まだ繰り返されるのか—その経緯。麻酔・集中治療とテクノロジー 2011, 26-33p, 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>)
2. 佐藤 暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故一何故まだ繰り返されるのか—その経緯。(2) 麻酔・集中治療とテクノロジー 2012, 1-11p, 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>)
3. 佐藤 暢：二酸化炭素ボンベ誤用事故一何故まだ繰り返されるのか—その経緯 (3) —緑色のボンベを酸素と誤認した事故を O₂ ボンベを CO₂ 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, 1-8p, 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>)
4. 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>)
5. 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い事故と見るのは誤りではないか 2014 年 10 月 28 日. (<http://www.jsta.net/pic/sato12.pdf>)
6. 佐藤 暢：編集者への手紙 二酸化炭素ボンベの誤用事故は本当に酸素ボンベの取り違い事故なのか? 日医雑誌 143(7): 1522, 2014. (<http://www.jsta.net/pic/nichii.pdf>)
7. 出河 雅彦：朝日新書 479 ルポ医療犯罪 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—医療ガス誤認事故. 278-291p, 朝日新聞出版 東京, 2014.
8. 佐藤 暢：またもボンベ誤用事故—失われた 16 年間 日本医事新報 No.4413, 75-78, 2008.

Key Words:

医療ガス, 二酸化炭素ボンベ, 医療用酸素ボンベ, 医療ガス容器保安基準, 小型酸素ボンベ, 誤認, 取り違い, 事故, 高圧ガス保安法, 容器保安規則, ガス別特定, 日本麻酔科学会, JIMGA, JIS, 薬事法, 識別色, 塗色, 高圧ガス容器, 緑塗色, ボンベバルブ, 炭酸ガス, ヒューマンエラー

附

医政総発 0725 第 3 号/薬食安発 0725 第 1 号

平成 23 年 7 月 25 日

都道府県/各保健所を設置する市・特別区 衛生主管部 (局) 長殿

厚生労働省医政局総務課長/厚生労働省医薬食品局安全対策課長

酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違い に起因する健康被害の防止対策の徹底について

(医療機関への注意喚起及び周知徹底依頼)

診療の用に供する医療ガスを充てんしたボンベについて、酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違い等の、装置の誤接続を行ったことによる、患者に深刻な健康被害が生じた事故が報告されています。つきましては、患者の生命に直接被害を及ぼす可能性のある、酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違い事故等の発生を防止するため、下記の留意事項について、貴管下医療機関への周知徹底方をお願いします。また、医療機関において、医療に係る安全管理のための委員会の関係者、医療安全管理者、医薬品安全管理責任者、医療機器安全管理責任者等に対して周知されるようご配慮願います。

記

1. 医療用酸素ボンベと医療用二酸化炭素ボンベの取り違い等、装置の誤接続に起因する健康被害を防止するため、レギュレータ等との接続部の形状及びボンベ本体の色がガス毎に特定化されたボンベを使用すること。また、両者の相違について、関係者に改めて周知徹底すること。
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等を外すことを徹底する等、医療ガスの適切な業務遂行と安全管理体制を確保すること。
3. 医療行為に必要のない医療ガスボンベ及び工業用のガスボンベ等を、診療現場に持ち込まないこと。

参考

☐ 「診療の用に供するガス設備の誤接続防止対策の徹底について」

(平成 21 年 3 月 3 日医政指発 0303001 号厚生労働省医政局指導課長通知)

☐ PMDA 医療安全情報 No.13 「ガスボンベの取り違い 事故について」

(平成 21 年 10 月医薬品医療機器総合機構)

追記：上記の厚労省課長通知の不適切な点は、前述したように二酸化炭素ボンベ塗装が緑色で麻酔器などの JIS が規定する酸素の識別色と同じであることに触れること無く、酸素ボンベと二酸化炭素ボンベの取り違いを繰り返すばかりで原因究明に到っていないことのほかに、2. の「医療用ガスボンベについては、」に続く…、一回毎にボンベからレギュレータを取り外し、また取り付けて使用するの、医療ガスのみならず一般の酸素ボンベ等の使用法に反する面が多い。なぜなら、高圧ガスの取り扱いには常に危険を伴うが、頻回のレギュレータの取付け、取外しはパッキン等の損傷で気密性や安全性を損ないやすい。特に緊急使用が多い酸素ボンベでは、一度正確に取り付けたら使い切るまでそのまま外さない方が危険な作業が省けて安全というのが常識ではないか、と思います。緊急性の少ない医療用二酸化炭素ボンベに限り、とすればどうでしょうか。それでも、麻酔器でも気腹器でも内蔵しているレギュレータに一度ガスボンベを旨く取り付けると空に近くなるまで外す必要はありませんね。

第 32 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： 橋本 悟（京都府立医科大学附属病院集中治療部）

会期： 2014 年 12 月 6 日（土）

会場： 京都府立医科大学 青蓮会館

プログラム

9:00 ～ 9:10 開会挨拶

会長： 橋本 悟 京都府立医科大学附属病院集中治療部

9:10 ～ 10:00 一般演題 1

座長： 太田 吉夫 香川県立中央病院

- 1 筋萎縮性側索硬化症患者の腹腔鏡下横隔膜刺激電極埋め込みと麻酔
菅井 直介 大湘南藤沢徳洲会病院麻酔科
- 2 麻酔におけるウェアラブルカメラの活用法
森田 知孝 大阪大学大学院医学系研究科麻酔・集中治療医学講座
- 3 BSA の BIS-Bilateral への対応について
萩平 哲 大阪大学大学院医学系研究科麻酔・集中治療医学
- 4 インドシアニンググリーン静注によるパルスオキシメーターと無侵襲混合血酸素飽和度
監視システム（INVOS）の酸素飽和度表示の変化
澤登 慶治 香川大学医学部附属病院麻酔・ペインクリニック科

10:00 ～ 10:50 一般演題 2

座長： 中尾 正和 JA 広島厚生連広島総合病院麻酔科

- 1 NoSQL Database eXist version 2.1 による XML データ解析の応用
佐和 貞治 京都府立医科大学麻酔科学教室
- 2 麻酔科関連学会の演題締切情報に特化したホームページ「演題締切.com」の運用
高橋晋一郎 医療法人社団丹心会吉岡病院麻酔科・株式会社メディカロミクス
- 3 データベースソフトを用いた麻酔科学史書の翻訳支援システムの構築
岩瀬 良範 埼玉医科大学病院麻酔科
- 4 意識・知・記憶・連想・夢・ファイルリンク
諏訪 邦夫 帝京短期大学ライフケア学科臨床工学専攻

11:00 ～ 12:00 特別講演 1

座長： 白神豪太郎 香川大学医学部麻酔学講座

3 次元プリンタが生み出す新しい医療

竹田 正俊 株式会社クロスエフェクト

12:00 ～ 12:10 総会

12:15 ～ 13:15 ランチョンセミナー（共催：日本光電関西株式会社）

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

体表心電図波形の統一理論：異常 Q 波とは何か？

田中 義文 草津総合病院麻酔科

13:15 ～ 14:15 特別講演 2

座長： 橋本 悟 京都府立医科大学附属病院集中治療部

セラミックスに学んだ「物性と仏性」

坂部 行雄 東京工業大学大学院理学研究科材料工学

14:15 ～ 15:15 特別講演 3

座長： 上村 裕一 鹿児島大学大学院医歯学総合研究科先進治療科学専攻生体機能制御学講座侵襲制御学分野

パルスオキシメータ

鶴川 貞二 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

15:20 ~ 16:10 一般演題 3

座長： 片山 勝之 手稲溪仁会病院麻酔科・集中治療室

- 1 移動体からの生体情報転送の試み：online storage を用いた Paperchart 活用
森 信一郎 宮崎大学医学部麻酔生体管理学教室
- 2 paperChart と医薬品バーコードを利用した手術室薬剤管理
今村 敏克 明海大学歯学部病態診断治療学講座歯科麻酔学分野
- 3 paperChart からビッグデータへのアプローチ
岩瀬 良範 埼玉医科大学病院麻酔科
- 4 電子カルテ (MegaOakHR) 更新に伴う診療支援統合システム Yahgee
を利用した新しい麻酔科術前診察記録システムの紹介
山口 春子 手稲溪仁会病院麻酔科

16:10 ~ 17:00 一般演題 4

座長： 讃岐美智義 広島大学大学院医歯薬学総合研究科

- 1 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－
横山 博俊 金沢医療センター麻酔科
- 2 左心室大動脈結合状態 (Ees/Ea) と一回拍出量 (SV) から左心室拡張末期容量 (Ved) を算定する方法
早瀬 光代 福井大学医学部器官制御医学講座麻酔・蘇生学領域
- 3 End-systolic left ventricular elastance (Ees) was estimated with Ecavi which is the product of Ees/Ea and CAVI
David K. Kayembe Department of Anesthesiology and Reanimatology, Faculty of Medical Science, University of Fukui, Japan
- 4 自発呼吸下で肺胞換気量を一定に保つ方法と麻酔回路との比較から肺胞換気量を考えてみた
薮 隆文 名古屋市立大学看護学部病態学 (麻酔学)

抄録抜粋

特別講演

3 次元プリンタが生み出す新しい医療

株式会社クロスエフェクト

竹田 正俊

2009 年度より国立循環器病研究センター等の協力を得て、精密心臓シミュレータの開発に取り組んでいる。患者個体ごとの CT スキャンデータを用いたフル・オーダーメイド精密心臓シミュレーター製作の基礎技術確立し、術前の緻密な検討や若手医師の教育訓練用として、本物に酷似した精密性・質感・強度を有するリアルな「超軟質心臓シミュレーター」の開発に成功した。弊社のコア技術である高速光造形技術とハイブリッド真空注型技術を駆使することで、心臓の内腔までを忠実に再現した「オーダーメイドによる超軟質精密心臓シミュレーター」の開発に世界で初めて成功した。その後、これらの独自技術を基に、更なる製品化・事業化を推進している。

Since 2009, with help from facilities such as the National Cerebral and Cardiovascular Center, we have been creating order made, precision heart simulators based on individual CT scans. Made using our domestically patented technology, these precision models are soft and extremely realistic, thus they are perfect for preoperative, detailed examination and as a learning tool for young doctors.

一般演題

麻酔におけるウェアラブルカメラの活用方法

1) 大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学講座, 2) 大阪府済生会千里病院 麻酔科

森田 知孝 1, 内田 整 2, 萩平 哲 1, 藤野 裕士 1

【背景】近年、多数の電機メーカーから発売されているウェアラブルカメラは、スポーツやレジャーなど主にアウトドアで使用されることが多い。我々は、本邦で販売されている 2 機種のウェアラブルカメラを比較しながら、麻酔にいかん活用できるか検討した。

【方法】今回は HX-A100[®](Panasonic) と HERO3[®](GoPro) の 2 機種を使用して、初期臨床研修医が気管挿管する場面、筆者が硬膜外麻酔を施行する場面、麻酔科指導医が気管挿管する場面を撮影した。撮影画質・フレームレートは 1920 × 1080pixel, 30fps とした。HX-A100[®]は撮影者の顔面左側に、HERO3[®]は額に装着し、撮影前に iOS 用アプリケーション Image App(Panasonic) 及び GoPro(GoPro) を使用して、撮影者の視線と撮影される動画の中心を合わせた。

【結果】初期臨床研修医が気管挿管する場面では、患者に顔を近づけて処置をすることが多く、両機種とも口腔内が映らないことが多かった。麻酔科指導医が気管挿管する際は、両機種とも気管チューブの口腔内への進入は確認できるが、声門を確認することはできず、HX-A100[®]でわずかに喉頭蓋が映るのみだった。硬膜外麻酔施行時は両機種とも問題なく撮影できたが、HERO3[®]はそのレンズの特性から魚眼効果が出現してしまった。

【結論】両機種とも被写体との距離が近い撮影には向きであり、さらなる工夫が必要であるが、2 機種を比較した際、視線の高さが近い HX-A100[®]の方が今後応用できる可能性が大きい。

インドシアニンググリーン静注によるパルスオキシメーターと無侵襲混合血酸素飽和度監視システム (INVOS) の酸素飽和度表示の変化

香川大学医学部附属病院麻酔・ペインクリニック科

澤登 慶治

【背景】2 波長の光の吸収比率からヘモグロビンの酸素飽和度を測定するオキシメトリーはパルスオキシメーター (PO) や無侵襲混合血酸素飽和度監視システム (INVOS) などで利用されている。インドシアニンググリーン (ICG) は波長 805nm に吸光のピークを持つ色素で、オキシメトリーの結果に影響を及ぼす。成人に ICG 12.5mg を静注すると、PO では経皮的酸素飽和度 (SpO₂) 表示が低下し、INVOS では逆に局所混合血/組織酸素飽和度 (rSO₂) は高く表示されることが報告されている。当院では脳血管手術時に 7.5mg、冠動脈バイパス術では 2.5mg の ICG を静注している。ICG 静注前後の SpO₂, rSO₂ 表示の変化を後ろ向きに検討した。

【方法】2013 年 1 月から 2014 年 10 月まで、ICG 投与の記録がある全身麻酔下の脳血管手術および冠動脈バイパス術を対象にした。ICG 7.5mg 投与前後の SpO₂ と rSO₂ を電子麻酔記録から抽出し対応のある t 検定で比較した。

【結果】脳血管手術ではのべ 4 回、冠動脈バイパス術ではのべ 23 回 ICG 静注がなされていた。ICG 投与後、脳血管手術では SpO₂ 表示が 99 ± 1 % (平均 ± SD) から 97 ± 1 % に低下し (p=0.014), rSO₂ 表示は 74 ± 3 % から 80 ± 3 % に上昇した (p=0.018)。冠動脈バイパス術では SpO₂ 表示は 99 ± 1 % から 99 ± 1 % へ変化なかったが (p=0.135), rSO₂ 表示は 61 ± 9 % から 65 ± 9 % に上昇した (p<0.001)。

【考察】INVOS は 730nm と 810nm の 2 波長の近赤外光の吸光比率 (A730/A810) から rSO₂ を算出する。波

長 810nm において酸素化ヘモグロビン (O_2Hb) と脱酸素化ヘモグロビン (Hb) は等しい吸光度を持つが、波長 730nm においては O_2Hb は Hb に対して吸光度が低くなる。従って A_{730}/A_{810} は O_2Hb の比率が高くなるほど小さな値となる。ICG 静注後に rSO_2 表示が低下したのは、ICG により A_{810} が増加して A_{730}/A_{810} が低下したためだと考えられる。一方、 PO は 660nm の赤色光と 940nm の赤外光を使用するが、ICG の吸光ピークの波長を使用しないため、ICG による測定の誤差は INVOS より小さいと考えられる。しかし、ICG は 660nm の赤色光をわずかに吸収するため SpO_2 が少し低く表示されることが報告されている。今回の検討では、 SpO_2 は ICG 7.5mg 静注の脳血管手術では低く表示されたが、2.5mg 静注の冠動脈バイパス術では表示に変化はなかった。これは ICG の量が少なかったためと考えられる。

【結語】ICG 7.5mg の静注後、 rSO_2 は高く SpO_2 は低く表示される。ICG 2.5mg の静注後、 rSO_2 は高く表示されるが、 SpO_2 の表示に変化はない。

麻酔科関連学会の演題締切情報に特化したホームページ「演題締切.com」の運用
医療法人社団丹心会吉岡病院麻酔科・株式会社メディカロミクス

高橋晋一郎

麻酔科医が関与する医療分野は、麻酔に限らず、集中治療、救急、緩和医療、ペインクリニックと多岐にわたる。さらに各分野の専門性が高まり、細分化されて学会が開催されている。各学会の開催情報は簡単に入手可能であり、また、学会情報をまとめたインターネット上のサイトも存在する。しかし、演題登録期間についての情報を得るには、各学会のホームページの該当部を一つ一つ確認する必要がある。その煩雑さを解消するために、演題締切情報に焦点をあてた「演題締切.com」というホームページを開設した。

公開にあたり、以下のような工夫を施した。・各学会の演題募集期間を明記した。・演題募集についての状況を「演題募集は〇月〇日から」「募集中」「募集は締め切られました」のように表記し、一目で募集中の学会が分かるようにした。・募集期間の延長については、締切数日前から頻回に学会ホームページの更新を確認し、延長の情報があれば迅速に掲載することとした。・ツイッターを利用して締切 1 ヶ月前、2 週間前・・・とアラート情報を流すこととした。・学会が行われる地域を国内 9 ブロックに分けて掲載した。・開催に近い学会を上から順に並べた。

運用を開始して数か月になるが特にトラブルなく経過している。当面の課題としては以下の点が挙げられる。・国内の学会に限らず、海外の学会情報も配信する。・ツイッターでの情報配信には限界があるため、メールでアラート情報を配信できるようにする。・情報を入力するだけでサイトに反映されるようにシステム化を行う。学会の演題募集情報の確認はほんの少しの手間である。しかし、少しの手間もいくつも重なれば面倒な作業になり得る。確認を怠るうちにいつの間にか募集が締め切られてしまうようなこともある。このような経験から「あったらいいな」程度の個人的な案を形にすべくホームページ制作を進めた。締切情報を配信することが、多忙な麻酔科医の手間を省き、積極的な演題登録につながる可能性がある。当ホームページの活用を促すことで、麻酔科医のさらなる学究活動を支援したい。

paperChart と医薬品バーコードを利用した手術室薬剤管理

明海大学歯学部病態診断治療学講座歯科麻酔学分野

今村 敏克, 小長谷 光

【背景・目的】当院では、2014 年 3 月から paperChart を利用して自動麻酔記録を実施している。麻酔関連薬剤の使用数の確認は、開封済み容器と歯科麻酔医が作成した使用薬剤一覧を間接介助看護師と相互に照合し、ダブルチェックしている。しかし使用薬剤一覧の作成作業が煩雑である上に、記載漏れなどにより麻酔記録と不一致になることがある。paperChart の記録ファイルには使用した薬剤の種類と使用量が記録されており、また、薬剤の容器には、バーコード (GS-1Databar) を利用した薬剤コードが表示されている。そこで、演者は、paperChart から使用薬剤一覧を取り込み、バーコードスキャンした開封済み容器と照合することで、使用薬剤の管理を半自動化するシステムを構築することを企画した。

【方法】プログラムの開発には、embarcadero 社製 C++ 言語統合開発環境である C++ Builder XE を利用した。プログラムの動作は下記のようなものである。(1) プログラムは起動すると記録中の paperChart を探し、発見すると Window タイトルから記録中のファイル名を取り出す。(2) 次に paperChart の記録ファイルを解析し、使用薬剤の一覧をリアルタイムで更新する。(3) また、バーコードリーダーから薬剤コードが読み込まれると開封済み薬剤の一覧を作成する。なお、薬剤コードから薬剤名への変換には「一般財団法人医療情報システム開発センター」の Web ページからダウンロードした無料のコード表を利用した。(4) この 2 つの一覧を自動的に比較し、相違点を色の違いなどで明示し、利用者に確認を促す。また、麻酔終了後には、使用薬剤数を記録し、手術室の薬剤在庫の管理に利用できるようにした。2014 年 9 月より、このプログラムとバーコードリーダーを手術室の自動麻酔記録用 PC に設置し、試用を行った。

【結果】paperChart と薬剤バーコードを利用することで、使用薬剤の一覧をミスなく作成することができた。

タッチパネル付きディスプレイと大きなボタンで構成したユーザインターフェース、バーコードを利用することでキーボードを利用することなく、素早く使用薬剤一覧を作成することができた。

【考察】本プログラムを利用することで、麻酔記録と使用薬剤一覧の不一致を機械的に指摘することが可能になった。ただし、不一致があるときの対応は自動的に行うことが困難である（例えば、昇圧剤を予め希釈したが投与しない場合など）ため、歯科麻酔医や間接助看護師のチェックが全く不要になるわけではない。本プログラムは、歯科麻酔医、間接助看護師のワークロードを低減しつつ、的確な薬剤管理を行うことを可能にしたと考えられる。

End-systolic left ventricular elastance (Ees) was estimated with Ecavi which is the product of Ees/Ea and CAVI

Department of Anesthesiology and Reanimatology, Faculty of Medical Science, University of Fukui, Japan
David K. Kayembe, Yurie Obata, Mitsuyo Hayabuchi, Akiko Takaku, Kenji Shigemi

Measurement of left ventricular pressure-volume relation is invasive, therefore, end-systolic left ventricular elastance (Ees) has not been monitored with clinical settings. We developed non-invasive estimation of Ees/Ea using mean arterial pressure (Pm), diastolic arterial pressure (Pad), pre-ejection period (PEP) and ejection time (ET) 1) based on the animal experiments 2), whereas Ecavi is the original value of left ventricular contractility. 218 patients, who had the examinations of transthoracic echocardiogram (TTE), cardio-ankle vascular index (CAVI) and ankle-brachial pressure index (ABI) on the same day from May 2013 to Oct 2014 at Univ of Fukui Hosp, were recruited. CAVI and ABI were non-invasively measured with the vascular screening system (VaSera-1500, Fukuda Denshi). 138 patients were excluded to analyze because of missing parameters, $ABI < 0.9$, $Ees/Ea > 0$ or $Ees/Ea > 3$. The equations previously reported 1) were used to calculate Ees/Ea. After that Ecavi was calculated as the product of Ees/Ea and CAVI. Real Ees was determined as follows: $Ees = Ees/Ea \times Pes / SV$, in which SV (stroke volume) was measured with TTE. The relation between Ecavi and the real Ees was as follows: $Ees = 0.16 Ecavi + 0.29$, $r = 0.72$. We could non-invasively estimate Ees from Ecavi.

< REFERENCE > 1) Takaku et al. Proc of 11th Annual Meeting Tokai-Hokuriku Br JSA, 2013; 11: Q01

2) Hayashi et al. Anesthesiology 2000; 92:1769

編集後記

2014 年、京都での第 32 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会冊子発行が、大変遅れたことをお詫びいたします。

他の学会と同様に本誌も電子版公開しています (<http://www.jsta.net>)。公開日は 2016 年 2 月 26 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。

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。学会員のみならず、そうでない方も発表の有無にかかわらず、気楽に編集長までマイクロソフト Word で記述いただき、メール投稿していただければ有りがたく存じます。段組み、印刷 PDF 原稿は当方で行います。掲載および印刷費は無料です。

1 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。

2016 年 2 月 26 日

2016 年 5 月 6 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。

2016 年 5 月 10 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

You live and breathe excellence. So do we.

患者の安全のため、多様化する医療のニーズに応えるため、
呼吸ケア分野のベストパートナーを目指す私たちの歩みは、
これからも続きます。

Puritan Bennett™



TaperGuard™



Nellcor™



Capnostream™



コウイディエン ジャパン株式会社

RMS (Respiratory & Monitoring Solutions) 事業部

www.covidien.co.jp



COVIDIEN

positive results for life™

COVIDIEN、COVIDIENロゴマーク及び“positive results for life”はCovidien AGの商標です。
TMを付記した商標はCovidien companyの商標です。
©2015 Covidien.

Smart⁺ Infusion System

テルフュージョン®輸液ポンプ LM 型 / テルフュージョン®シリンジポンプ SS 型

薬剤投与を、スマートに。

煩雑な投与ラインや電源コード、
多くのポンプへの流量設定とその記録
高度化・複雑化する輸液管理の課題を解決するために、
テルモは IT 機能を搭載した新しい輸液システム
“Smart Infusion System”を開発しました。
安全性と使いやすさの融合が
輸液管理のワークフローを、ベッドサイドを、
スマートに変えます。

※ IT 機能を省いたよりシンプルなスタンダードポンプも用意しています。

一般名称：汎用輸血ポンプ 販売名：テルフュージョン輸液ポンプ LM 型
医療機器承認番号：22400BZX00229 特定保守管理医療機器
一般名称：注射筒輸液ポンプ 販売名：テルフュージョンシリンジポンプ SS 型
医療機器承認番号：22400BZX00231 特定保守管理医療機器

製造販売業者 テルモ株式会社 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷2-44-1 <http://www.terumo.co.jp/>

①、TERUMO、テルモ、テルフュージョンはテルモ株式会社の登録商標です。
©テルモ株式会社 2013 年2月

Portable Clinical Analyzer POCT血液分析器

i-STAT[®]1



大切な命。
その一秒のために!!

i-STAT[®]は省メンテナンス設計

- **小型で軽量** ポータブルで必要に応じた臨床現場で使用できます。
- **結果は正確** 大型機器なみの精度と正確性を持っています。
- **操作は容易** 検体を注入したカートリッジをアナライザーに挿入するだけ。
- **測定は迅速** 約3分で測定は終了し、結果が表示されます。
- **検体は微量** 必要な検体は全血でわずか2~3滴。
- **電子化に対応** CDS*を介して院内のLIS・HISへ接続も可能です。

*CDS (セントラル・データ・ステーション)

カートリッジ	pH	pCO ₂	pO ₂	Na	K	Cl	iCa	Lac	Glu	BUN	Crea	Hct	tCO ₂
G3+	○	○	○										
EG6+	○	○	○	○	○							○	
EG7+	○	○	○	○	○		○					○	
*CG4+	○	○	○					○					
*CG8+	○	○	○	○	○		○		○			○	
*6+				○	○	○			○	○		○	
*EC4+				○	○				○			○	
*EC8+	○	○		○	○	○			○	○		○	
*CHEM8+				○	○	○	○		○	○	○	○	○
*クレアチニン											○		

*は体外診断用医薬品のセンサーを含むカートリッジです。

- 体外診断用医薬品製造販売許可番号: 12E1X80009 Gluセンサー、BUNセンサー、Lacセンサー、Creaセンサー
- 第一種医療機器製造販売許可番号: 12B1X00001 Na、K、Cl、iCa、pH、pCO₂、pO₂、Hctは医療機器のセンサーです。(一般医療機器)
- i-STAT[®]1アナライザー: 一般医療機器、特定保守管理医療機器



販売業者
扶桑薬品工業株式会社
大阪市城東区森之宮二丁目3番11号

製造販売業者
アボット ジャパン株式会社
千葉県松戸市松飛台 278

2015年2月作成

Root®

Patient Monitoring and Connectivity Platform Designed to Transform Care



**Root + SedLine は 4 チャンネル EEG を導出、
PSI (患者状態指標) 値にて患者さんの催眠レベルを表示します。**

DSA 表示で左右の脳の活動をカラー表示



販売名：マシモルトモニタ

医療機器承認番号：22600BZX00344000

販売名：マシモ SedLine モジュール

医療機器承認番号：226ADBZX00069000

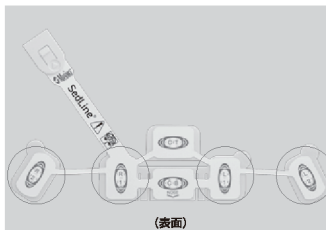
診療報酬点数D235 脳波検査(4誘導).....130点



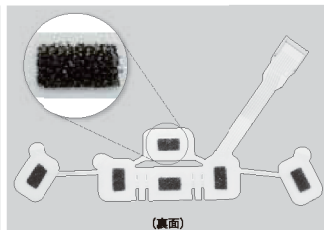
SedLine® EEG Sensor

| 4 チャンネルの EEG

| 患者さんの皮膚にやさしい設計



(表面)



(裏面)

販売名：SEDLine EEG センサ 届出番号：13B2X00089000033

お問い合わせ先



製造販売業者 **マシモジャパン株式会社**
<http://www.masimo.co.jp>

本社 〒112-0002 東京都文京区小石川1-4-1 住友不動産後援ビル17F TEL.03-3868-5201 FAX.03-3868-5202

Together for more informed decisions

統一されたプラットフォーム、
シームレスモニタリングで急性期医療スタッフをサポート

innovation you

PHILIPS

販売名: 生体情報モニタ IntelliVue
医療機器承認番号: 22000BZX00725000
特定保守監視医療機器/高度医療機器
販売名: 生体情報モニタ IntelliVue MP2/22
医療機器承認番号: 22100BZX00002000
特定保守監視医療機器/高度医療機器

販売名: 生体情報モニタ IntelliVue MP5
医療機器承認番号: 22000BZX00736000
特定保守監視医療機器/高度医療機器
販売名: コア/サテライト監視モニタ IntelliVue
医療機器承認番号: 22500BZX00150000
特定保守監視医療機器/高度医療機器

記載されている商品名は必ずしも、Koninklijke Philips N.V.の商標または登録商標です。
© 2014 Philips Electronics Japan, Ltd.

IntelliVue ファミリー
生体情報モニタ
株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン
www.philips.co.jp/healthcare



PHILIPS

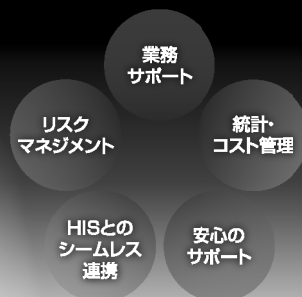
急性期患者情報システム

► mirrel CVW-5000

Medical Information Reference Remedy Effective Line

急性期医療現場へ、次世代システム誕生——。

複雑化する医療現場をより安心・快適にサポートする、
先進ネットワークシステムのソリューションをご提案いたします。



**FUKUDA
DENSHI**

本社 / 〒601-8121 京都府京都市南区上鳥羽大物町15 TEL (075)681-3191代
お客様窓口… ☎ (03) 5802-6600 / 受付時間: 月～金曜日 (祝祭日、休日を除く) 9:00～18:00
<http://www.fukuda.co.jp/> **フクダ電子京滋販売株式会社**

●滋賀営業所 〒520-3046 滋賀県栗東市大橋4-6-40 TEL (077)553-1617代

麻酔・集中治療とテクノロジー 2015

〈検印省略〉

電子版：2016年 2月26日 (<http://www.jstn.net/txt/syoroku.htm>)

印刷版：2016年 5月31日 第1版発行

定価（本体 3,000円＋税）

編集者 橋 本 悟

田 中 義 文

発行者 田 中 義 文

発 行 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

発行所 (株)北斗プリント社

〒606-8540 京都市左京区下鴨高木町38-2

電話 (075)791-6125 FAX (075)791-7290

ISBN4-89467-158-1

ISBN4-89467-158-1

C3047 ¥3000E



9784894671584

定価 (本体3,000円+税)



1923047030009

**麻酔・集中治療と
テクノロジー
2015**