

麻酔・集中治療と テクノロジー

2010

●編集

順天堂大学医学部
麻酔科学・ペインクリニック講座教授
稲田英一

京都府立医科大学医学研究科
集中治療部教授
橋本 悟

京都府立医科大学名誉教授
社会医療法人 草津総合病院 参与
田中義文

simulation
intranet
software
database
network

序 文

この度、第27回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会学術集会を主催させていただくことになりましたことを、大変に光栄に感じております。

麻酔や集中治療を取り巻く環境は大きく変化してまいりました。また、麻酔や集中治療で用いられる薬物やモニタリングを含むテクノロジー、それらを使いこなすためのパラダイムも変化してきております。本学会は、通常の学会では議論ができないような深い議論がされております。最先端のテクノロジーに関して議論が行われる一方で、原点に帰った基礎的な議論も繰り広げられております。本学会を支えてこられた先生方のピュアな姿勢にはいつも感銘を受けております。また、本学会の特徴は、学会発表の成果を独立した本として出版することにあります。議論が単にその場で流れ過ぎるだけでなく、活字として残ることにより学会に参加できなかった方々にも多くの問題を投げかけ、深い議論が大きく広がるものと期待されます。発表の先生方には、議論の熱が冷めぬうちに是非、原稿をまとめていただきたいと願っております。

今回は12題の一般演題をお送りいただきましたことに感謝しております。特別講演は順天堂大学生理学教室の北澤先生にお願いをいたしました。「脳を読む・心を読む～ブレインマシンインターフェースの現状と展望～」というタイトルで講演していただきます。シンポジウムでは、酸素化とその評価の問題を取り上げました。「パルスオキシメトリの父」とも呼ぶべき青柳卓雄先生に基調講演として「パルスオキシメトリの基礎理論」についてご講演をいただきます。その後、坂本篤裕先生に「パルスオキシメータの可能性」、落合亮一先生に「近赤外線頭蓋内酸素モニターの臨床的意義」、小松徹先生に「肝酸素化の評価」、松田直之先生に「混合静脈血酸素飽和度および中心静脈血酸素飽和度の意義」と題してご講演をいただきます。会員の皆様の活発なご発言も期待しております。

第27回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

会長 稲田英一

順天堂大学医学部麻酔科学・
ペインクリニック講座 教授

– MEMO –

目 次

第 27 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

特別講演：

脳を読む・心を読む～ブレインマシンインターフェースの現状と展望～ 1
北澤 茂 (順天堂大学医学部生理学第一講座)

基調講演：パルスオキシメトリの基礎理論 13
青柳卓雄 (日本光電工業) 他

シンポジウム：

パルスオキシメータの可能性 21
坂本篤裕 (日本医科大学 麻酔科学講座)

肝酸素化の評価 26
小松 徹 (愛知医科大学医学部麻酔科)

混合静脈血酸素飽和度および中心静脈血酸素飽和度の意義 32
松田直之 (名古屋大学大学院医学系研究科 救急・集中治療医学分野)

一般講演：

ワイヤレス生体モニタの麻酔科医の術中バイタル解析への応用 37
吉川武樹 (愛媛大学医学部附属病院総合臨床研修センター) 他

インターネットを活用したアンケート調査 40
森本康裕 (宇部興産中央病院麻酔科)

Web サーバを介した手術部門システムと病院情報システムとの連携 43
寺井岳三 (大阪労災病院麻酔科) 他

高地での呼吸停止による Sp_{O_2} の低下の実験と計算 47
諏訪邦夫 (帝京短期大学ライフケア学科臨床工学専攻科) 他

心血管系の数値流体力学 50
横山博俊 (金沢医療センター 麻酔科)

薬力学解析にはどのシグモイド曲線を使うのが妥当か? 58
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

心電図検査チャートよりベクトル心電図を作成するプログラム 62
田中義文 (京都府立医科大学大学院 麻酔科学教室)

PCA ポンプ管理ソフト (CADD Sentry+Press) の有用性 66

岩瀬良範 (埼玉医科大学 麻酔科) 他	
大動脈炎症候群合併症例における肝切除術の麻酔経験.....	69
曾我真弓 (滋賀医科大学医学部附属病院 麻酔科学講座) 他	
特別寄稿：	
パソコンに考えさせる	73
諏訪邦夫 (帝京短期大学ライフケア学科臨床工学専攻科)	
第 27 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会抄録抜粋	85

特別講演： 脳を読む・心を読む ～ブレインマシンインターフェースの現状と展望～

北澤 茂・高橋 俊光

はじめに

最近の神経科学では脳の信号を読んで心の状態を読み取るという技術が目覚ましく進展した。いわゆる「ブレインマシンインターフェース (BMI)」の技術で、脳に剣山のような電極を挿入する侵襲的な方法から、脳波や脳の血流信号を利用する非侵襲的方法まで、いろいろな手法が研究されている。読み取った信号はロボット義手の制御や機器の制御に使われるのが通常だが、脳の状態を読んだ上で、逆に脳に働きかけるという試みも始まっている。このような現状を紹介したうえで、我々の取り組みを2つほど紹介し、さらに麻酔科領域への応用可能性について考えてみたい。

ブレインマシンインターフェース の現状

侵襲的な手法

脊髄損傷患者など運動出力が障害された患者の運動機能を代償するために、脳活動を計測して脳の運動企図を読み出し機械に運動を代行させる、という着想は既に1980年頃に提案されていた¹。

近年、動物実験において脳内に複数の電極を長期間留置する手法の開発が進むと共に、このような電極からの信号を用いてBMIを開発する気運が高まってきた。Chapin や Nicolelis らは、ラットやサル的一次運動野などに刺入した留置

電極から得られるニューロンのスパイク列の情報を利用することで実験動物の運動企図をリアルタイムに読み出せることを示した²⁻³。彼らのサルを使った研究では、百本程度の微小電極を一次運動野や運動前野に刺入し、数十個程度のニューロンの活動を同時に記録した。これらのニューロンの過去100ミリ秒における発火頻度情報をもとに、線型モデルやニューラルネットを用いてサルの手先の運動軌道を推定し、ロボットアームの運動出力へと変換した。このような単純なシステムでも実際の動物における腕の運動と、データから予測される運動の間に比較的高い相関(相関係数0.6程度)が認められ、実時間(10 Hz)で動作することはまさに驚きであった。我々も同様の手法で前頭眼野と補足眼野の留置電極の信号を使って、サッカードの開始時刻、方向、振幅の推定が、ある程度可能であることを示した。

非侵襲的な手法

もちろん理想的には非侵襲であることが望ましい。最近、Wolpaw らは脳波の波形そのものではなく、周波数成分の割合(μ 波と β 波の割合)を利用することによってコンピュータスクリーンのカーソル制御を行うことに成功した⁴。さらに、近年発達した様々な非侵襲的な記録法、近赤外分光法(NIRS)や機能的磁気共鳴画像法(fMRI)、を用いたBMIが提案されている。たとえば、fMRIは年々空間分解能

を挙げてきており、数秒の遅延時間、数ミリの位置精度で活性化部位をイメージングすることができる。実際に fMRI を用いて人間の視覚認識といった内的な事象を測定しようとする試み⁵や、嘘発見器としての適用なども試みられている。提示した十字や四角などの図形を視覚野の活動だけから推定するという神谷らの試みはきわめて印象的である⁶。fMRI はこのように、きわめて優れた計測手段である一方で、生活場面での応用には不向きである。この用途では NIRS が有望である。しかし残念ながら NIRS の空間分解能は cm のオーダーであるうえに、皮膚血流情報の混入などの解決すべき課題が残されており、さらなる技術革新が必要とされよう。

独立成分分析を使った 言語理解度の推定

われわれは、非侵襲的な言語機能検査法として fMRI に注目した研究を行っている。朗読音声刺激を提示して、それを理解しているかどうかを「脳を読む」で判定しようという試みである。特に独立成分分析と呼ばれる手法を使い、この問題に取り組んでいる。

脳の磁気共鳴画像を脳機能解析に用いる fMRI では、課題条件に対する脳の応答を事前にモデル化するのが一般的である。ある課題条件で活動する脳の領域を画像化したい場合には、条件の有無で 2 値化した箱型関数を作って、信号変化が箱型関数に近い領域を選んで色をつけるという手順を踏む。もちろん、血流の応答の時間遅れを考慮に入れたり、複数の条件の交互作用を考慮にいれたりするわけだが、基本的に「脳の応答はこの式で書けるはずだ」と仮定してから解析を始めることに変わりはない。このようなモデル主導の解析の有効性は誰もが認めると

ころだが、どのような方法にも短所はある。モデルが想定しない(し損ねた)挙動を示す脳の領域は、検出できないのである。脳の反応が予測できない場合にはお手上げということである。一方、独立成分解析を用いると、時間的な脳活動変化に関する仮定を一切置かずに磁気共鳴画像を解析することが可能である。脳の反応がいつ変化するか事前にはわからない状況ではモデル主導の解析に勝る可能性がある。

独立成分分析とは

独立成分分析とは何か。一口で言うと、複数の混ざり合った信号から、互いに「独立な」信号、独立成分、を分離して取り出す数学的手法のことである。フランスの Herault らが 1980 年代半ばに行った解析が始まりだという⁷⁻⁸。彼らのそもそもの問題意識は、筋肉の求心性信号から関節の角度と角速度を求めるには脳はなにをすればよいか、という神経生理学的なものだったそう。この独立成分解析を使うと、例えばこんなことができる。5 人の人が勝手にしゃべっている声を、10 本のマイクでそれぞれ記録したデータがあるでしょう。どれにも 5 人の声が、割合は違うけれども混ざって記録されているので、とても聞きにくい。この音声データが図 1A の左辺に相当する。各マイクから記録された音声信号が各行を占めている。この音声データ(生データ)には 5 人の声が混ざっているから 5 個の独立成分があると思って独立成分解析を施すと、5 人の声が分離される、という具合である。5 人の声が分離されると同時に、その 5 人の声をどういう割合で混ぜるとそれぞれのマイクが拾った音になるか、という混合行列も同時に求まる。こんなことが本当にできるのか、と疑われる方は論より証拠、実験をされるとよい。左辺のデータさえ準備すれば、混合行列と独立成分を推定し

てくれる Matlab プログラムが各種公開されている (<http://www.tsi.enst.fr/icacentral/>) ので、ダウンロードしてくればすぐに確かめられる。独

立成分解析の数値や各種アルゴリズムについて興味のある方は Hyvarinen ら⁸ などをご覧きたい。

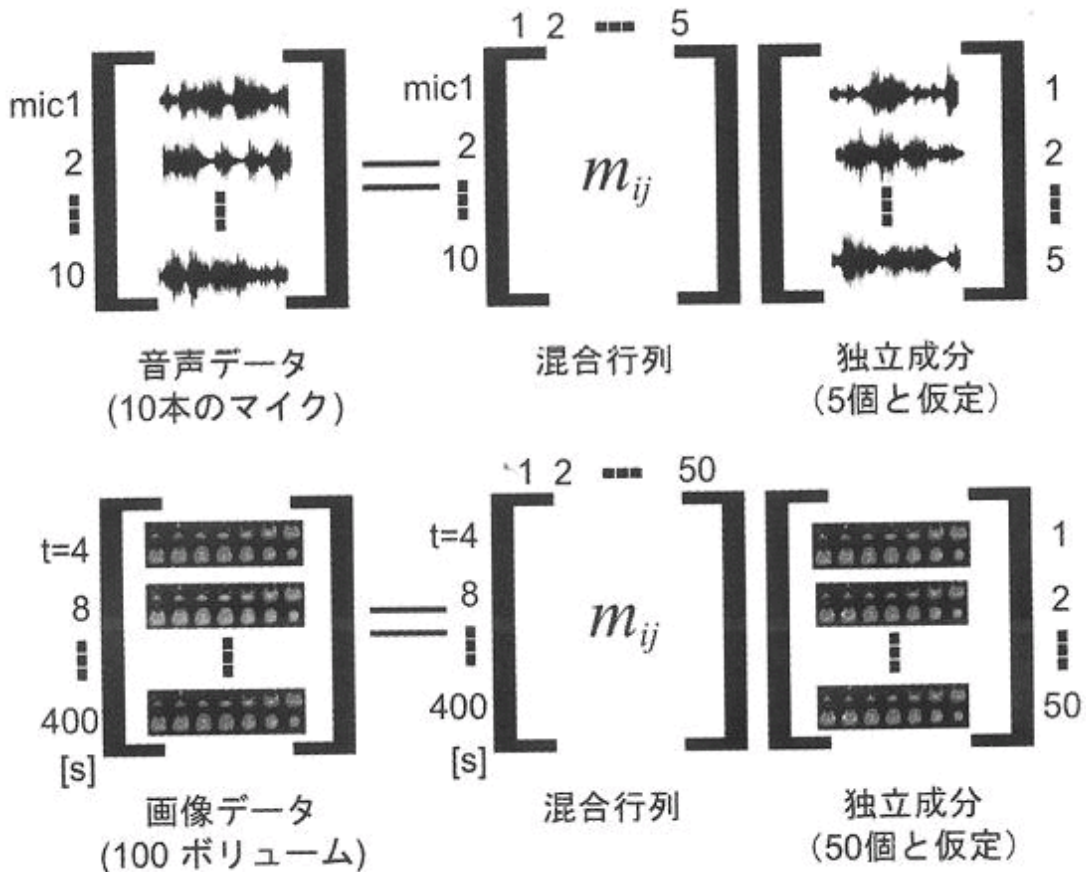


図1 音声信号 (上段) と画像信号 (下段) に対する独立成分分析

左辺に実験から得られるデータを代入し、右辺の混合行列と独立成分を計算して求める。独立成分の数をデータの行数以下の値で指定する必要がある。

さて、この独立成分解析を磁気共鳴画像データに始めて適用したのは Mackeon らである⁹。さきほどの声のデータでは各行に各マイクからの音声信号を代入したのに対し、磁気共鳴画像の場合は各行に、各時刻で撮影した画像信号を代入する。このデータ行列から独立な「画像」成分を抽出してくるのである。ある実験で、4秒おきに400秒まで全脳を14スライス (=1ボリューム

ム) 撮影して100ボリューム分の画像データが得られたとしよう。その場合は各行に1ボリュームの画像データを入れるので、100行のデータ行列ができることになる (図1Bの左辺)。1スライスが $64 \times 64 = 4096$ ボクセルとすれば14スライスで1ボリュームの場合1行の列方向の長さは57344になる。つまり100行57344列の行列がデータ行列になる。独立成分の数を例えば

50 個と仮定して (何個あるか事前にわからないところが難しいところであるがわれわれの経験ではボリューム数の半分くらいを仮定するとうまく行く)¹⁰。独立成分解析を行うと、100 行 50 列の混合行列と 50 行 57344 列の独立成分の行列が求まる。図 1B 右辺の右側の行列の各行が独立成分である。各独立成分 57344 個の数値を $64 \times 64 \times 14$ に並べなおすと、各独立成分をボリューム画像として眺めることができる。この例の場合には、「各時刻で、撮影した 100 個のボリューム画像それぞれが、50 個の互いに独立なボリューム画像の和として表される」という画像の独立性に関する仮定だけをおいて解析を行っている。信号変化の時間方向の事前の仮定は一切ない。では、時間方向の情報はなにも得られないのだろうか。そんなことはない。混合行列の各列に各独立成分の時間の情報が現れる。例えば混合行列の 1 列目を縦にみると 4 秒目、8 秒目、12 秒目…400 秒目の画像データを再構成する際の第 1 独立成分の重みが並んでいる。つまり、第 1 独立成分に現れた領域の時間方向の寄与の変化が 1 列目に現れるのである。混合行列の 1 列目を第 1 独立成分の時間波形と呼ぶことにしよう。

速度変化再生刺激

独立成分分析は脳活動の時間変化が予測しにくい場合に威力を発揮する可能性がある。そこでわれわれは、朗読音声の再生速度を変化させた刺激を被験者に聞かせるという課題を用いることにした。再生速度を徐々に上げて行った場合、被験者によって理解可能な速度限界が異なるし、1 倍速を理解するときと 1.5 倍速を理解するときの脳活動にどれだけの差があるかもにかには推定しがたい。つまり「理解」の脳活動の時間パターンを事前に予測するのが難しい課題

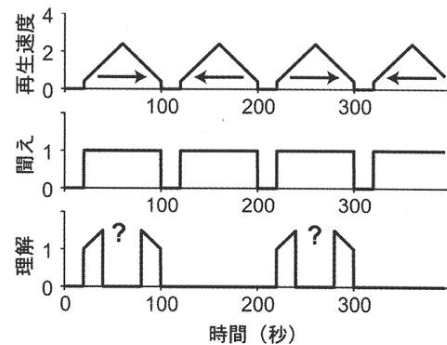


図 2 速度変化再生刺激

物語の朗読を録音し、再生速度を連続的に変化させて被験者に聞かせる (上段)。右向き矢印は順方向再生、左向きは逆方向再生を表す。人の声は 4 区間で聞こえる (中段) が意味が理解できるのは順方向再生の期間のさらに一部の区間だけである。しかし、被験者がいつ理解できなくなるかは験者にはわからない (下段)

設定になっている。実際の実験では声無しの期間 (20 秒) と声有りの期間 (80 秒) を交互に 4 回繰り返した (図 2 上段)。4 回の有音声期間では、順方向再生 (図 2 上段右向き矢印) と逆方向再生 (左向き矢印) を交互に 2 回ずつ繰り返した。第 2、第 4 有音声期間の刺激はそれぞれ第 1、第 3 有音声期間の刺激の逆転再生とした。従って第 2、第 4 有音声期間においては被験者は何も理解することができない。また、各有音声期間で、は図 2 上段に示すように再生速度が 0.4 倍速から 2.4 倍速へ 40 秒かけて直線状に速くなり、ついで 2.4 倍速から 0.4 倍速へ 40 秒かけて遅くした。撮影は 4 秒ごとに 400 秒まで 100 回、独立成分の数は 50 個と仮定して独立成分を求めた。独立成分解析には FastICA 法を用いた⁸。独立成分分析の結果、意味が生じる以前の聴覚性の脳活動と、言葉の意味の理解に伴う脳活動が自動的に分離されて「理解」の脳活動の時間変化まで推定できれば申し分ない。男性被験者 1 名の 1 回分の実験データを例に調べて見よう。

Heschl 横回成分

意味が生じる以前の聴覚性の脳活動は、左の一次聴覚野を含むに違いない。そこで、左の Heschl 横回 (一次聴覚野) に強い信号を持つ成分を 50 個の独立成分から検索してみると、一筆刷毛を払ったような左 Heschl 横回の信号 (図 3 上段 2 行目, 矢印) で特徴付けられる独立成分 (Heschl 横回成分) が 1 個検出された。この Heschl 横回成分の

時間波形は無音期間に 4~8 秒遅れでくぼみを持つ箱型 (図 3 下段) で、音声刺激の正逆に関わらず、音声の有無のパターンを箱型に模していた。従って、この成分が「意味が生じる以前の聴覚性の脳活動」に対応すると考えても矛盾はない。右 Heschl 横回の信号は左よりも弱いこと、しかし Heschl 横回周辺の聴覚性の連合野の信号は両側性に広がっていること、などが注目される。

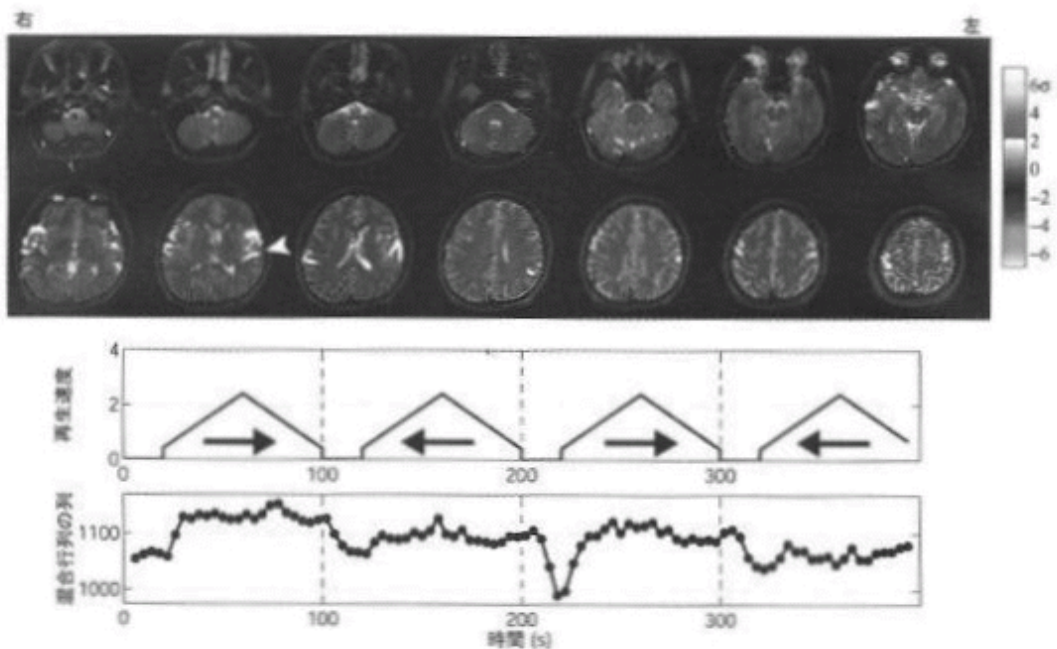


図 3 Heschl 横回成分

上段が独立成分. ボクセル値の標準偏差を σ として、平均から 2σ 以上ずれたボクセルに色をつけて t2 強調画像の上に重ねて表示. 画像の左が被験者の右. 下段が独立成分の時間波形. 音声の有無に対応する箱型の時間波形に注目.

中側頭回成分

言葉の意味の理解に伴う脳活動はどこに生じるだろうか. 文が連なって全体として意味を成すような文章の刺激を用いると、男性では左の中側頭回に強い活動が生じることが知られている¹¹. そこで、左の Heschl 横回から 9mm (1 枚)

腹側のスライスで、Heschl 横回より尾側に位置する中側頭回の領域に注目して独立成分を検索したところ、まさにこの領域 (図 4 上段 2 行目, 矢印) に 5 シグマ以上の信号を持つ独立成分が 1 つだけ検出された. 図 4 の例のようにこの領域より前方の上、中側頭回にも強い信号があるこ

と、左右の信号は明らかに左が強いことが特筆できる．この「中側頭回成分」の時間波形は、図4下段に示すように、順方向再生時に大きい係数を持ち、しかも1.5倍速以上の期間にくぼみがあった．もし、この中側頭回成分が「朗読音声の意味の理解に伴う脳活動」を反映する成分であるとすれば、M字型の時間波形を見れば、この被験者がいつ話を理解できなくなり、その後いつ理解を回復したかが推定できることになる．

中側頭回成分は「理解」の成分と呼べるだろうか．我々は20秒ごとに1倍、1.4倍、2倍速と階段状に再生速度が変化する刺激を用い、それぞれの区間の内容理解を試す質問を用意して、各速度区間の理解度を事後評価する実験を行なった．この時間波形は事後のテストスコアとよく相関した．つまり、中側頭回成分の時間波形は言葉の意味の「理解」の程度を反映していると考えられる．

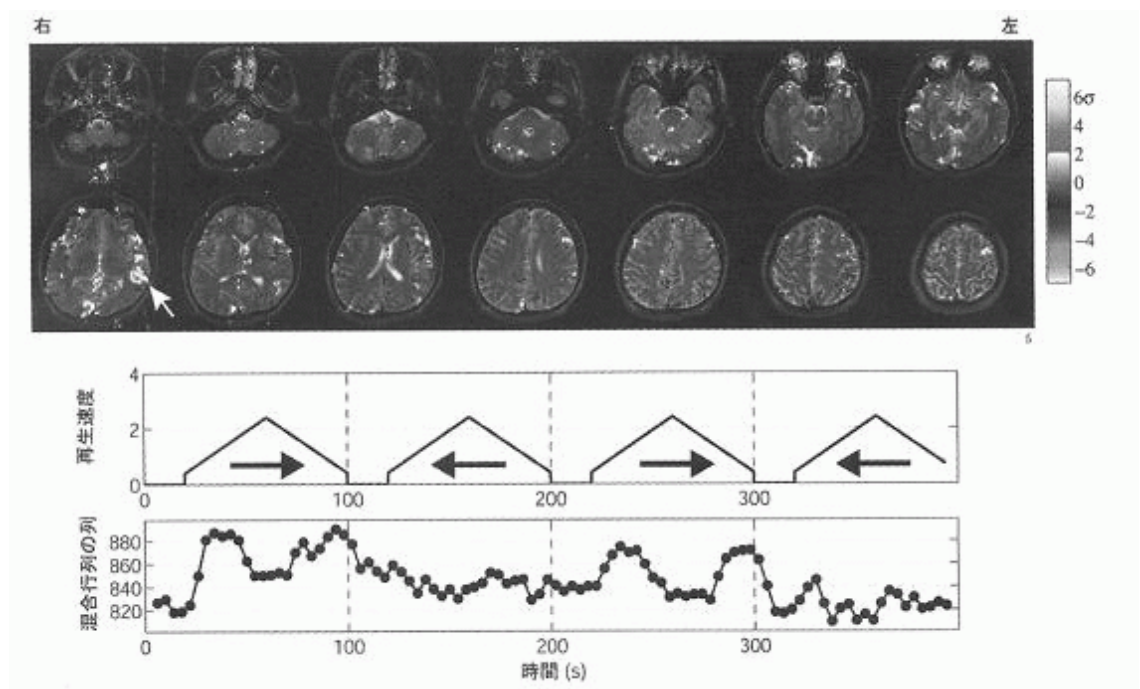


図4 中側頭回成分． M字型の時間波形に注目

朗読の音声を聞かせる際に得られたMR信号に独立成分分析を適用すると、Heschl横回成分と中側頭回成分が分離できた．Heschl横回成分の時間波形は再生速度や再生方向によらず音声の有無に対応していたので、意味が生じる前の音声処理に関係する脳活動と考えられる．一方、中側頭回成分の時間波形は、まさに「理解」の

時間波形であることを示唆するデータが得られた^{6,7)}．これらの結果は、独立成分分析を用いて中側頭回成分を分離できれば、被験者の内観報告、あるいは事後テストを用いずに音声刺激に対する被験者の理解度とその時間経過を客観的に評価できる可能性があることを示す．例えば、母国語と外国語を交互に聞かせた際の中側

頭回成分の時間波形を見れば、母国語を基準として外国語をどの程度理解できるのか、その被験者のヒアリングの能力が一目瞭然となるだろう。質問を全く用いない、客観的な語学力テストになるわけだ。あるいは、患者の言語機能を客観的に評価するテストとして臨床への応用も可能だろう。MRI さえあれば、音声刺激装置を備えるだけで簡便に実施でき、検査時間も数分である。解析結果の安定性や、与える音声刺激について一層の研究が必要となるだろうが、術前の言語領域の描出等に役立つだろう。

近赤外スペクトロスコピー (NIRS) の応用

日常場面での応用を考えると、MRI は現実的ではない。NIRS が有利である。NIRS は、頭皮上から脳内に向かって近赤外光を照射し、脳活動に伴って強さの変化する反射光を計測することで、間接的に脳活動の度を測ろうとするものである。NIRS 計測は fMRI 計測と比較して、次のような利点があるとされる¹²⁻¹³。1. 被験者の動きの制約が少ない。2. 完全に非侵襲である（電磁波を用いず、無騒音である）。3. 装置が小型で移動が簡単である。4. 時間分解能が高い（～100ms）。5. 強磁場を発生しないので、様々な実験機器と容易に組み合わせが可能である。これらにより、脳機能イメージングの適用範囲が飛躍的に広がるものと期待されている。しかしながら、NIRS 計測信号に含まれる脳活動由来以外の様々なアーティファクトについては見過ごされがちなのが現状である。本稿では、NIRS 計測の原理に簡単に触れた後、この問題について言及する。さらに、我々が最近進めている頭皮血流由来の NIRS 信号成分の除去の試みについて紹介する。

NIRS 計測の原理

現在広く使用されている連続光法では、波長の異なる 2～3 種類の近赤外連続光を入射光とし、各波長の反射光の強度を測定する。生体内では、近赤外光（波長 700～900nm）を吸収するのはほぼヘモグロビンのみであるとされるので、入射光強度と反射光強度から推定される吸光度の変化は、ヘモグロビンの濃度変化にほぼ起因するものとされる。送受光プローブの間隔を 20mm 程度以上に設定することにより、近赤外光は脳実質を通過する。別に求められた各波長のオキシヘモグロビン (oxyHb) とデオキシヘモグロビン (deoxyHb) の吸光度係数を用いて、修正 Beer-Lambert 則に基づき、計測された各波長の近赤外光の吸光度変化より oxyHb および deoxyHb の各濃度変化が推定される（詳しくは光路長×濃度変化）。fMRI の BOLD 法と同様に、脳活動—脳循環・代謝カップリング機構により、脳内で局所的な神経活動が生じると、その部位近傍の oxyHb および deoxyHb の濃度が変化すると、oxyHb および deoxyHb の濃度変化を計測することにより、間接的に脳活動を計測しようとするものである。

NIRS 信号に混入するアーティファクト

さて、新しい脳機能計測法としてすでに広く活用されつつある NIRS であるが、脳活動由来以外の要因による信号の混入が容易に生じる¹³。これらのアーティファクトを取り除く必要があるが、多くの応用的研究では、このことについて十分に考慮されていないのが現状である。例えば、被験者の動作に伴う課題の場合には、被験者の動きにより送受光プローブの皮膚接触面の状態が変化することによるアーティファクトを避ける工夫が重要である。頭髮もまた同様にプローブと皮膚の接触面の状態を不安定なもの

にするため大きな問題である。また、言語流暢性課題のような発声を伴う課題では、側頭筋の活動の影響を考慮する必要がある。さらに、心拍変動、呼吸変動、血圧変動といった自律神経活動の変化に伴う血流変化が課題デザインに同期して起る場合が多い。NIRS 計測では、頭皮上に送受光プローブを配置するので、このような自律神経活動由来による皮膚血流の変動の影響はどうしても避けがたい。例えば、課題の負荷に応じて被験者がいきんだ場合、自律神経機構により血流が全身的に変動するため NIRS 信号は容易に変動する。これを脳認知活動を反映した信号変化であると速断する危険がある。以下では、この皮膚血流の影響の除去方法について述べる。

皮膚血流の影響の除去方法

連続光 NIRS 計測における皮膚血流の影響の除去方法の先行研究は、2 種類に大別される。ひとつは、送受光プローブ間隔を短くして皮膚血流主体の信号を同時計測し、これを通常のプローブ間隔で計測した NIRS 信号から最小二乗フィッティングし、残差を脳活動由来の信号とみなす方法である¹⁴。もうひとつは、NIRS 信号の独立成分分析を行い、脳機能活動は局所的に起るのに対し、皮膚血流の変動は広範に生じるという仮定の元に、空間的に広範囲（多くのチャンネルの信号）に寄与している独立成分を皮膚血流成分とみなし、各チャンネルの NIRS 信号からこれを差し引くというものである¹⁵。前者の先行研究では短いプローブ間隔での信号が、皮膚血流主体であるのかどうかを、Doppler 皮膚血流計などの他の原理で計測した信号を用いた比較をしていない。また後者の先行研究では、広範囲に寄与する独立成分が皮膚血流信号であると

いう生理学的根拠が示されていない。また、各測定チャンネルのヘモグロビンの動態を観察するには、oxyHb と deoxyHb の両信号をセットで解釈する必要があるが、従来法では片方の信号への独立成分分析の適用しか言及していない。これに従い、oxyHb と deoxyHb の各信号に別々に独立成分分析を施した場合、各分析で、皮膚血流が単独の独立成分として分離できるとは限らないので、再構築後の oxyHb と deoxyHb の両信号は、セットとして解釈することが出来ない。そこで我々は、両先行研究の問題を補うあらたな皮膚血流除去法を提案する。

皮膚血流除去のわれわれの試み

我々の提案する方法では、計測時に、通常間隔の送受光プローブ（20mm）に加え、短い間隔のプローブセット（5mm）での NIRS 信号（以下 5mm NIRS 信号）、および Doppler 皮膚血流（以下 Doppler 信号）による皮膚血流の同時計測を行った。解析ではまず、5mm 間隔のものも含めた NIRS の各チャンネルについて、oxyHb 信号と deoxyHb 信号を連結し、これらに独立成分分析を施した。次に、5mm NIRS 信号への各独立成分の寄与順（混合行列の要素で表される）に独立成分の重みつき累積和（5mm NIRS 信号の再構成波形）を計算した。続いて、Doppler 皮膚血流計で得た信号と、各累積和の相関係数を求めた。さらに、その相関係数がある基準を越える累積和を皮膚血流を反映した信号とみなし、観測信号から差し引いた。最後に、最終的に求めた連結波形から、oxyHb 信号と deoxyHb 信号の部分に分割した。oxyHb 信号と deoxyHb 信号を連結してから独立成分分析を施すことで、処理後の oxyHb 信号と deoxyHb 信号をセットで扱える。

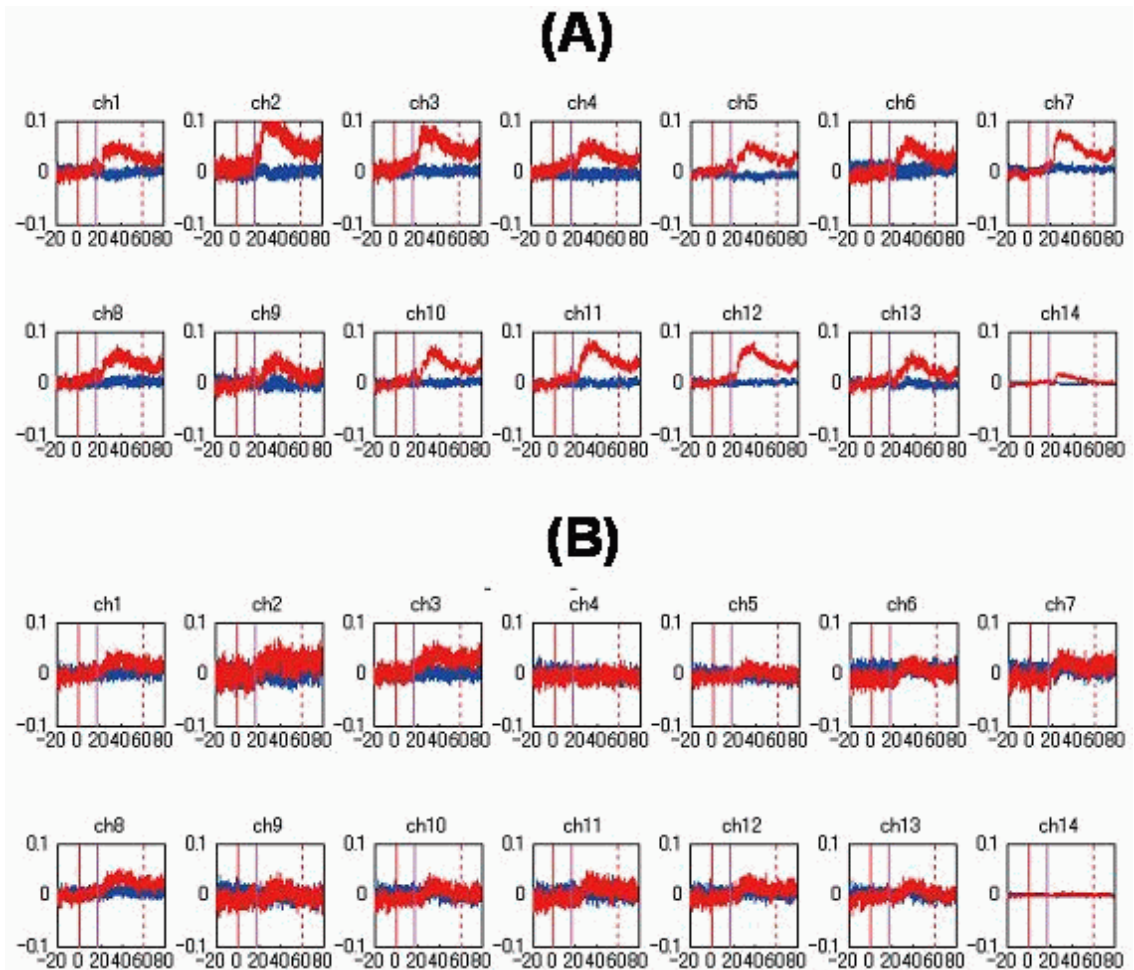


図5 処理前後のNIRS信号

処理前. ch14は5mm NIRS信号. 他は通常プローブ間隔でのNIRS信号. 赤がoxyHb信号. 青がdeoxyHb信号. 視覚探索課題の1試行分. 横軸の単位は秒. 赤縦実線は刺激画像提示ならびに探索開始時点(ゼロ秒). 赤縦破線は刺激画像非提示時点. 紫縦線はターゲットの物体を見つけた時点. oxyHb信号の変化がch1~ch13の全体に見られるが, ch14の5mm NIRS信号でも変化が見られるため, 皮膚血流の影響が重畳している可能性が示唆される. (B) 処理後. 5mm NIRS信号はフラットになり, 全体に皮膚血流の影響が低減した. 特にch4はoxyHb信号に変化が見られなくなった.

具体的な手順を解析結果の例とともに示す. 被験者は沢山の物体が描かれている絵から, 単語などで事前に提示された物体を探すという視覚探索課題を行った. NIRS装置は島津製作所製 FOIRE-3000, Doppler 皮膚血流計はオメガウェーブ社製 FLO-C1 を用いた. 13チャンネル

の通常プローブ間隔のNIRS信号に加え, 5mm間隔のNIRS信号と, Doppler 皮膚血流計による信号を同時計測した. 図5Aに1試行分の各チャンネルのoxyHb(赤)とdeoxyHb(青)を示す. チャンネル14が5mm NIRS信号であり, これは皮膚血流が主体の信号変化と思われる.

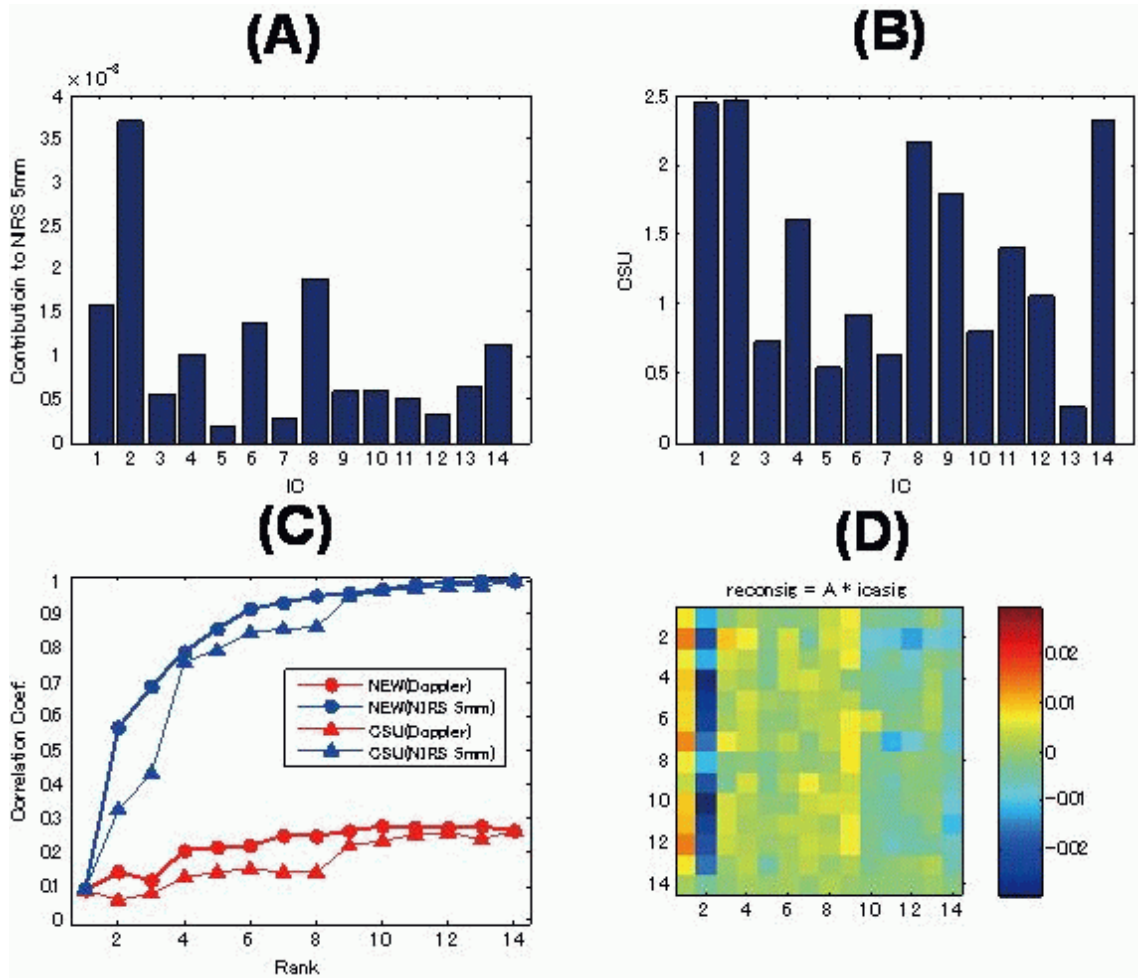


図 6 皮膚血流除去法の解析過程

(A) 5mm NIRS 信号への各独立成分の寄与の大きさ. (B) 各独立成分の CSU 値 (広範へ均等に寄与している程度) (C) 各累積和と Doppler 信号 (赤) および 5mm NIRS 信号 (青) との相関係数. 丸は 5mm NIRS 信号への寄与の大きさ (提案方法) による順序での累積和に対応し, 三角は CSU による順序での累積和に対応. (D) 混合行列. 14 行目は各独立成分の 5mm NIRS 信号への寄与を表す. したがって, 14 行目の各要素に対応する独立成分をそれぞれ乗じて足し合わせたものが 5mm NIRS 信号の再構成信号になる.

他の通常プローブ間隔の oxyHb 信号も 5mm NIRS 信号と同様な時間パターンの変動を示すが, これらに皮膚血流由来の信号が重畳している可能性がある. FastICA アルゴリズムによる独立成分分析を合計 14 チャンネルの oxyHb と deoxyHb の連結信号に対して施した. 図 6D は

混合行列の各要素の大きさをカラー表示したものであり, 例えば 14 行目の 1 列目から順に各独立成分のチャンネル 14 (5mm NIRS 信号) への寄与の程度を表す. その絶対値を並べたものが図 6A であり, この大きさの順に重み付け累積和をとり, Doppler 信号と各累積和との相関係

数を、図 6C の赤丸のグラフで示す。横軸は累積和の番号（ランク）であり、1 番は 5mm NIRS 信号への寄与が一番大きい独立成分 2 の信号と Doppler 信号との相関係数であり、14 番はすべての独立成分の重み付け和に対する相関係数である。青丸は 5mm NIRS 信号と各累積和の相関係数であり、14 番は 5mm NIRS 信号が再構築されたものなので相関係数が 1 になる。4 番目までの寄与の累積和を各 NIRS 信号から差し引いたものが図 5B である。5mm NIRS 信号の ch14 はフラットになり、同時に ch4 もフラットになることから、このチャンネルの信号が皮膚血流成分によるものであった可能性を示唆する。また、oxyHb と deoxyHb をセットで示すことが出来ている。図 6B は先行研究でその独立成分がどのくらい広範に寄与しているかを表す指標である CSU の各独立成分の値である。この値の順に累積和をとり、上述の手順と同様に Doppler 信号との相関係数をプロットしたのが図 6C の赤い三角であり、5mm NIRS 信号とのそれが青い三角である。このデータの場合、5mm NIRS 信号への寄与の大きさが大きい独立成分は、確かに CSU の値も大きく（図 6A,B）、5mm NIRS 信号への貢献度の大きい独立成分は、広範に寄与することがわかる。しかし逆に CSU の値が大きくても 5mm NIRS 信号への寄与が大きいとは限らないことがわかる。また、図 6C の Doppler 信号との相関係数をみると（赤）、5mm NIRS 信号への寄与の大きさによる本法の方が、CSU によるよりもすべてのランクで相関係数が高く、皮膚血流を再構成するための独立成分の選択の順位付けがより適切であることを表している。

NIRS による脳機能計測は、実験デザインの自由度が大きいかつ簡便なため、適用範囲の広い方法として大いに期待されているものである。

しかしながら、少なくとも我々の経験では、頭髮や動きによる計測の不安定さはもとより、筋活動や皮膚血流変動などの交絡要因を含む、決して簡単とは言えない計測法である。観測した NIRS 信号が脳活動によるものであると言うためには、様々な計測と解析の工夫が必要であると感じている。本稿では、皮膚血流除去に独立成分分析を応用した我々の試みの一部を例示した。我々の方法では、先行研究を補うものとして以下の点が新規である。

1. 皮膚血流主体と考えられる 5mm NIRS 信号を独立成分分析に含めた。
2. 除去する独立成分の選定に、Doppler 皮膚血流計の信号を用いた。
3. oxyHb 信号と deoxyHb 信号を同時に処理する方法を考案した。

今後は改良を重ね本法を確立して行きたい。

麻酔科領域への応用 — 結語に代えて —

BMI の技術、特に侵襲的な BMI、が即座に麻酔科領域に役立つとは考えにくい。しかし、NIRS に限って言うならば、非侵襲的に、頭皮の上から脳酸素化を領域別に評価する方法として応用する価値があるのではないか。NIRS を脳酸素化のモニターとして利用する際には、皮膚血流の影響を除去しなければならないが、本稿で紹介した手法が適用できるだろう。また、麻酔時の脳活動を調べることによって、麻酔下の「経験」を推定したり、麻酔そのもののメカニズムを掘り下げることができるかもしれない。

参考文献

1. Schmidt, E. M. Single neuron recording from motor cortex as a possible source of signals for control of external devices. Ann Biomed Eng 8, 339-349, (1980).

2. Chapin, J. K., Moxon, K. A., Markowitz, R. S. and Nicolelis, M. A. Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nat Neurosci* 2, 664-670, (1999).
3. Wessberg, J. et al. Real-time prediction of hand trajectory by ensembles of cortical neurons in primates. *Nature* 408, 361-365, (2000).
4. Wolpaw, J. R. and McFarland, D. J. Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proc Natl Acad Sci U S A* 101, 17849-17854, (2004).
5. Kamitani, Y. and Tong, F. Decoding the visual and subjective contents of the human brain. *Nat Neurosci* 8, 679-685, (2005).
6. Miyawaki, Y. et al. Visual image reconstruction from human brain activity using a combination of multiscale local image decoders. *Neuron* 60, 915-929, (2008).
7. Jutten, C. and Herault, J. Blind separation of sources. 1. An adaptive algorithm based on neuromimetic architecture. *Signal Process* 24, 1-10, (1991).
8. Hyvarinen, A., Karhunen, J. and Oja, E. *Independent Component Analysis*. (Wiley and Sons, 2001).
9. McKeown, M. J. et al. Analysis of fMRI data by blind separation into independent spatial components. *Hum Brain Mapp* 6, 160-188, (1998).
10. Kansaku, K. et al. Cortical activity in multiple motor areas during sequential finger movements: an application of independent component analysis. *Neuroimage* 28, 669-681, (2005).
11. Kansaku, K., Yamaura, A. and Kitazawa, S. Sex differences in lateralization revealed in the posterior language areas. *Cereb Cortex* 10, 866-872, (2000).
12. Hoshi, Y. Functional near-infrared spectroscopy: current status and future prospects. *J Biomed Opt* 12, 062106-062101-062109, (2007).
13. Huppert, T. J., Diamond, S. G., Franceschini, M. A. and Boas, D. A. HomER: a review of time-series analysis methods for near-infrared spectroscopy of the brain. *Appl Optics* 48, D280-D298, (2009).
14. Saager, R. and Berger, A. Measurement of layer-like hemodynamic trends in scalp and cortex: implications for physiological baseline suppression in functional near-infrared spectroscopy. *J Biomed Opt* 13, -, (2008).
15. Kohno, S. et al. Removal of the skin blood flow artifact in functional near-infrared spectroscopic imaging data through independent component analysis. *J Biomed Opt* 12, 062111-062111-062119, (2007).

基調講演： パルスオキシメトリの基礎理論

青柳卓雄，布施政好，宮坂勝之*

1. 基礎理論の必要性

パルスオキシメトリは，その原理が 1974 年に発表され¹，その後実用的な装置が開発されて，医療に広く使われるに至った．その使われる場の拡大に伴って，多くの課題が浮上している．この改良すべき課題の主要なものは次のとおりである：

1. 装着部位の自由度拡大：いわゆる反射式の問題など．
2. SaO₂ 測定の精度改善：特に新生児において，SaO₂ の過大を防ぎ，低酸素における精度を改善する．
3. 体動の影響を消去：これにより，ウソ警報を防ぎ，かつ体動中の低酸素を発見する．
4. 他の血中吸光物質の無侵襲連続測定．

これらの問題を抜本的に解決するためには，多波長化が必要であり，その効果を的確にするには物理的理論が必要である．このような目的で，パルスオキシメトリの基礎理論を構築した．

2. パルスオキシメトリの原理

図 1 に示すものは，ヘモグロビン吸光特性および光源としての LED の波長特性である．光波長 805nm においてヘモグロビン吸光は O₂Hb と RHb とにおいて等しいので，この波長を λ_1 と名づける．今日一般のパルスオキシメータにおいて使っている波長は，およそ，ここに示す λ_2 および λ_3 である．それぞれにおけるヘモグロビン

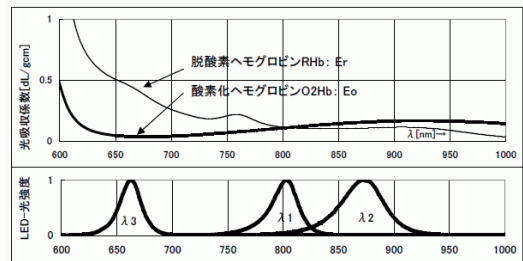


図 1 ヘモグロビン吸光およびパルスオキシメータ波長

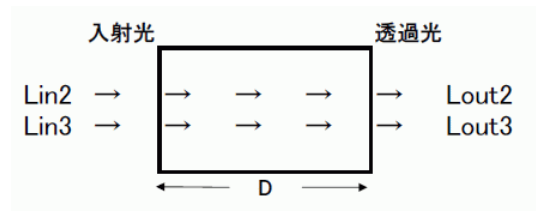


図 2a 血液測定状況，溶血の場合

ン吸光は：

$$Eh2 = SEo2 + (1 - S)Er2$$

$$Eh3 = SEo3 + (1 - S)Er3$$

ここに，S は酸素飽和度である．

2.1 溶解した血液の場合

図 2a に示すものは，溶解した血液に光が入射した場合である．この場合には光散乱がない．したがって Lambert-Beer の法則が成立し，次のようになる：

$$A \equiv \log(Lin/Lout) = EhHbD$$

ここに，A は optical density(吸光度)．Lin は入射光．Lout は透過光．Hb はヘモグロビン濃度．D は試料の厚み．もし光波長が λ_2 , λ_3 であるな

日本光電工業

*長野県立こども病院

ら、それぞれにおいて A_2, A_3 を求めて、次のようになる：

$$\begin{aligned}\Psi_{32} &\equiv A_3/A_2 = Eh_3/Eh_2 \\ &= \frac{SEo_3 + (1-S)Er_3}{SEo_2 + (1-S)Er_2}\end{aligned}$$

したがって、次のようにして、血液の酸素飽和度 S が得られる：

$$S = \frac{Er_3 - \Psi_{32}Er_2}{\Psi_{32}(Eo_2 - Er_2) - (Eo_3 - Er_3)}$$

2.2 全血の場合

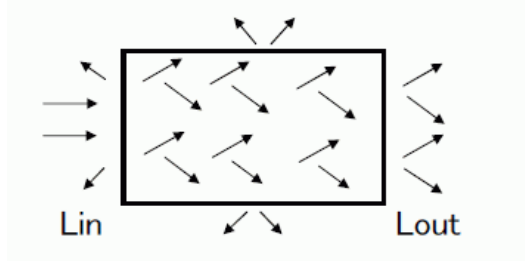


図 2b 血液測定の状態、全血の場合

図 2b に示すものは、全血の場合であって、入射光の一部は表面反射で失われ、かつ試料中における散乱で失われる。この場合も optical density（減光度） A の定義は前記と同じであるが、Lambert-Beer の法則は成立しない：

$$A \equiv \log(Lin/Lout) \neq EhHbD$$

この optical density の大部分は反射と散乱で失われたものであって、吸光による分は少ない。

2.3 全血で厚み変化がある場合

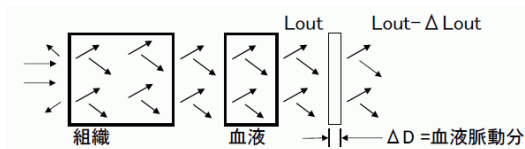


図 2c パルスオキシメトリの場合

図 2c に示すものは、組織内の動脈血を想定したものである。その等価的な厚みが ΔD だけ脈動するとして、その optical density ΔA は次のようになる：

$$\Delta A \equiv \log \frac{Lout}{Lout - \Delta Lout} = \frac{\Delta Lout}{Lout} \equiv AC/DC$$

この optical density ΔA のほとんどは吸光によるものである。これを 2 波長で測定するとその比は：

$$\Phi_{32} \equiv \Delta A_3/\Delta A_2 = (AC/DC)_3/(AC/DC)_2$$

これは SaO_2 とほぼ 1 対 1 に対応する値である。これを適当な変換表で SaO_2 に変換することができる。これがパルスオキシメトリの原理である。

このようにして得られた SaO_2 値は、採血して測定した SaO_2 とは多少の差異があるから、区別して、 SpO_2 と名づけることになっている。なお、 $(AC/DC)_3/(AC/DC)_2$ は、ratio of ratios と呼ばれる。なお、この手法では、optical density のほぼ全部が血液の吸光によるものであるので、高精度化の可能性が約束されている。

3. 散乱光の場合とは

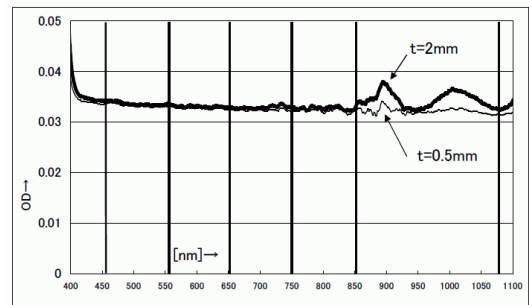


図 3 透明アクリル板の吸光

図 3 に示すものは、無色透明のアクリル板の optical density (OD) である。それは光散乱が無く、また広い波長域に渡って吸光がない。OD の大部分は、表面反射によるものである。これに酸化チタン TiO_2 の粉末を加えたものが、乳白色アクリルであって、光を散乱する。図 4 に示すものは、この乳白色アクリル板（厚み 0.5mm）を重ねたものに光を照射して、その散乱透過光の全体を、積分球で捉えて測定する、という実験である。図 5 はその測定データであって、その

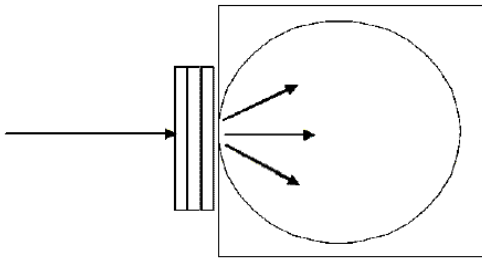


図4 光散乱板の測定

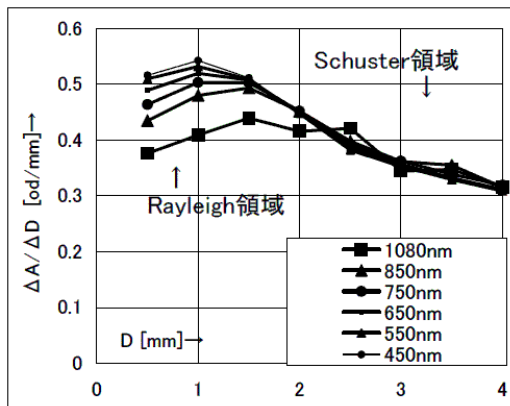


図5 乳白色アクリル板の散乱減光

Y軸は、厚み1mm当りの optical density（これを減光率と呼ぶことにする）である。板の厚みが小である場合は、光波長が短いほど、減光率が大である。しかし、厚み約2mm以上では、波長による違いがない。前者は、Lord Rayleighが電磁気学の理論に基づいて明らかにした、いわゆる光散乱が波長依存性である領域である。後者は、Sir Schusterが理論式をたてた、光散乱が波長依存しない領域である²。

空気は本来は色がないのであるが、日中の空は青い；夕方の西の空は赤い。言わば、無いはずの色が見えるのである。オキシメトリの基本は、血液の色を正しく測定することである。したがって、空が青く見えたり赤く見えたりするような状況では困る。この、空が青く見えたり赤く見えたりする原因は、光散乱に波長依存性があるからであって、そのまた原因は、光散乱性粒子（空気の分子）の分布密度が極めて小だからであ

る。ところで、雲や霧が白いのは、光散乱の波長依存性がないからであって、そのまた原因は、光散乱性粒子（水滴）の分布密度が大で、光が多重散乱しているからである。オキシメトリにおいて必要な測定条件は、この、Schuster 領域であることである。言い換えれば、光散乱が波長依存しない領域で測定することである。生体組織は乳白色アクリルに近い。したがって、組織の浅い範囲で散乱が不足になる。もし入射側に光散乱性の強い板を置けば、組織全体が十分な散乱光の場になる。これがパルスオキシメトリの測定精度を高めるために必要な条件の1つである。

4. 血液減光の理論

Schuster 理論の本来の目的は、例えば太陽を包むガスによって太陽の光が減衰する様子を示すものである。これを血液における減光に適用すると、次のようになる³：

$$\Delta A = \sqrt{Eh(Eh + F)} Hb \Delta D$$

ここに、 F は散乱の係数である。これを適当な2波長で測定して、その比を求めると：

$$\Phi_{32} = \frac{\sqrt{Eh_3(Eh_3 + F)}}{\sqrt{Eh_2(Eh_2 + F)}}$$

これは、全血を対象とした実測データと良い一致を示した。

5. 組織の影響を考慮した理論 (3波長式)

パルスオキシメータの国際標準にパルスオキシメータの校正法を提案したい、という意図で、実験を開始した。図6aは、人体について実測した Φ_{32} と同時採血による SaO_2 との関係である。図6bは、血液の薄い層の厚みを脈動させ

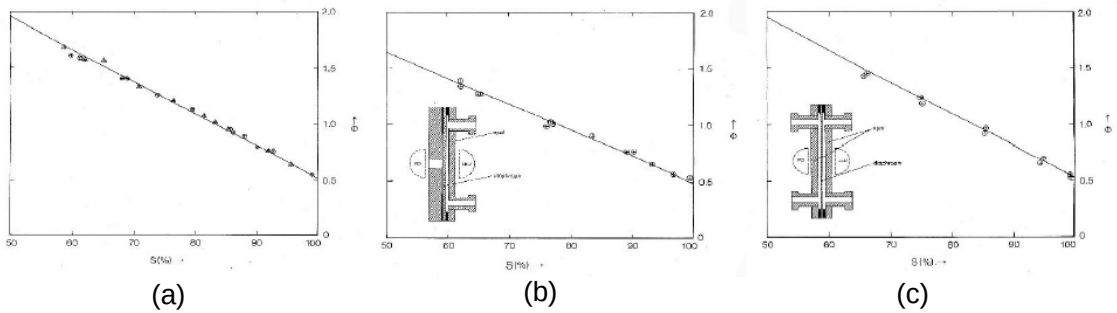


図 6 パルスオキシメトリのシミュレーション

- (a) 人体における SaO_2 と Φ との実測例.
 (b) 血液層の SO_2 と Φ
 (c) 血液および牛乳の 2 重層の SO_2 と Φ

て、それにパルスオキシメータのプロープを装着して、 $\Phi 32$ とそのときの血液 SO_2 とを測定した結果である。これはどうしても人体データに一致しない。

この後まもなく Dr. Severinghaus から頂いたデータを図 7 に示す。この被検者はボランティアであるが、そのうちの 1 名が貧血であって、その人においては誤差が大きい。このようなことはどのパルスオキシメータでも起きる、ということであった。このことはその後に論文として発表されている⁴。

したがって、 Φ は組織にも影響される、ということである。図 6c に示すものは、組織の影響を牛乳で代替して、血液と牛乳との 2 重層を作り、両者の厚みが互いに逆方向に変化するようにした。これによって、人体データと一致した⁵。これによって、組織の影響がパルスオキシメトリにおける主要な誤差要因であると考えて、組織の影響を 1 つの未知数 $Ex2$ として、次の式を立てた^{6, 7}：

$$\begin{aligned}\Phi 12 &= \Delta A1 / \Delta A2 \\ &= \frac{\sqrt{Eh1(Eh1 + F)} + A1Ex2 + B1}{\sqrt{Eh2(Eh2 + F)} + Ex2} \\ \Phi 32 &= \Delta A3 / \Delta A2 \\ &= \frac{\sqrt{Eh3(Eh3 + F)} + A3Ex2 + B3}{\sqrt{Eh2(Eh2 + F)} + Ex2}\end{aligned}$$

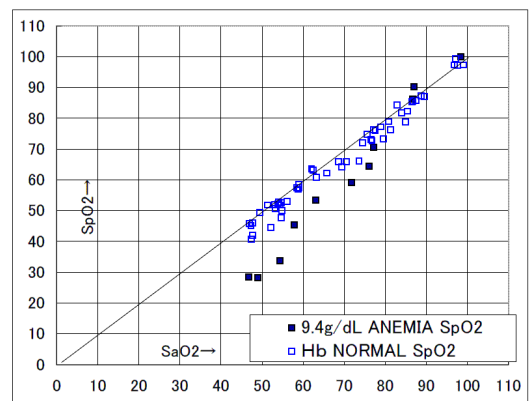


図 7 パルスオキシメータによる SaO_2 対 SpO_2 の実測例

この連立方程式を解くことによってパルスオキシメトリの精度改善をすることができる。その立証を試みた。次のように行った：

1. 軽症の呼吸疾患患者の吸入 O_2 ガスの調節において、 $\Phi 12$, $\Phi 32$ を測定し、同時に採血して SaO_2 を測定した。患者の承諾を得て、21 人について 2 点づつを得た。
2. $\Phi 32$ だけから、2 波長計算で SpO_2 を求めた。
3. $\Phi 12$, $\Phi 32$ から、3 波長計算で SpO_2 を求めた。

この場合に、2 波長計算では組織の項を仮定することが必要であり、また、3 波長計算では、 Ai , Bi , の値を仮定することが必要である。ここでは、 SaO_2 と SpO_2 との相関係数が最大になるように、それぞれを仮定した。図 8 はその結果

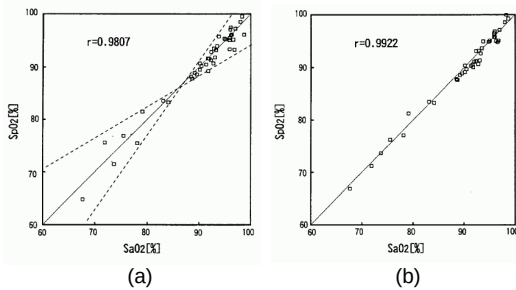


図 8 2 波長式と 3 波長式の対比
(a) 2 波長式, (b) 3 波長式

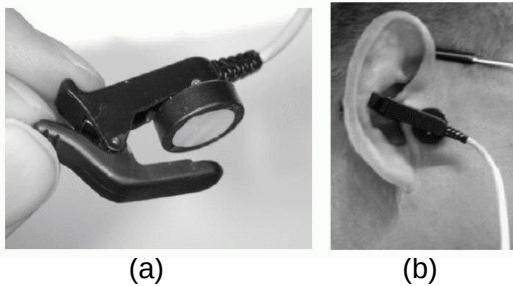


図 9 外耳道プローブ
(a) プローブ外観, (b) 装着状態

である。3 波長式において、SpO₂ の精度が大きく改善することが示された。図 9a, 9b, に示すものはこの試験に用いたプローブである。このプローブの LED 側を外耳道に、PD 側をその外側に装着した。これの他に、指先プローブ、耳朶プローブでも同時に行い、いずれも 3 波長計算 SpO₂ の方が精度がよかった。

6. 組織および静脈血を考慮した理論 (5 波長式)

実際の臨床において重要なのは、精度の問題より以上に体動の問題である。体動アーテファクトの原因としては、静脈血の動きが大きな要因である^{8, 9}。理論式において静脈血の影響を考慮するには、未知数の数を 2 個増やす。そして 5 波長式として 4 元連立方程式を解くことによって、静脈血および組織の影響を消去する¹⁰。次のような式になる：

$$\begin{aligned}\Phi_{12} &\equiv \Delta A_1 / \Delta A_2 = \frac{\sqrt{Ea_1(Ea_1 + F)} + V\sqrt{Ev_1(Ev_1 + F)} + A_1Ex_2 + B_1}{\sqrt{Ea_2(Ea_2 + F)} + V\sqrt{Ev_2(Ev_2 + F)} + Ex_2} \\ \Phi_{32} &\equiv \Delta A_3 / \Delta A_2 = \frac{\sqrt{Ea_3(Ea_3 + F)} + V\sqrt{Ev_3(Ev_3 + F)} + A_3Ex_2 + B_3}{\sqrt{Ea_2(Ea_2 + F)} + V\sqrt{Ev_2(Ev_2 + F)} + Ex_2} \\ \Phi_{42} &\equiv \Delta A_4 / \Delta A_2 = \frac{\sqrt{Ea_4(Ea_4 + F)} + V\sqrt{Ev_4(Ev_4 + F)} + A_4Ex_2 + B_4}{\sqrt{Ea_2(Ea_2 + F)} + V\sqrt{Ev_2(Ev_2 + F)} + Ex_2} \\ \Phi_{52} &\equiv \Delta A_5 / \Delta A_2 = \frac{\sqrt{Ea_5(Ea_5 + F)} + V\sqrt{Ev_5(Ev_5 + F)} + A_5Ex_2 + B_5}{\sqrt{Ea_2(Ea_2 + F)} + V\sqrt{Ev_2(Ev_2 + F)} + Ex_2}\end{aligned}$$

ここに、

$$Eai \equiv SaEoi + (1 - Sa)Eri$$

$$Evi \equiv SvEoi + (1 - Sv)Eri$$

但し、 a は動脈血、 v は静脈血、 V は静脈血の厚み変化と動脈血の厚み変化との比を示す。

仮に脈動しているのは動脈血だけであるとすると、理論式は次のようになる：

$$\begin{aligned}\Phi_{i2} &\equiv \Delta A_i / \Delta A_2 \\ &= \frac{\sqrt{Eai(Eai + F)} + AiEx_2 + Bi}{\sqrt{Ea_2(Ea_2 + F)} + Ex_2}\end{aligned}$$

7. 理論式を実証する

図 10 に示すものは、 x 軸を Φ_{12} とし、 y 軸を

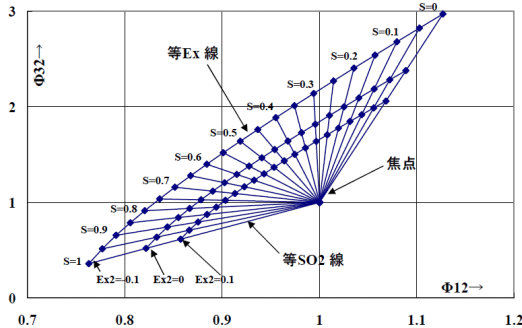
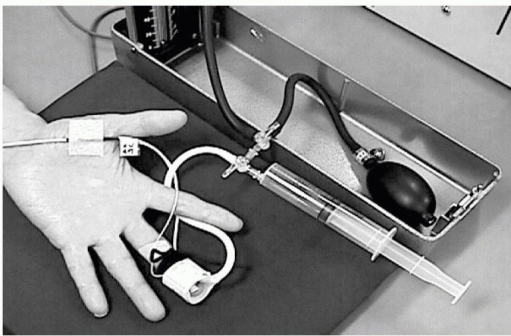
図 10 基礎理論にもとづく Φ のグラフ (グリッド)

図 11 基礎理論を立証する実験の状況

Φ_{32} とした場合の理論式のグラフである¹¹。この場合には仮に、 $A_i = 1$, $B_i = 0$ としている。このパターンをグリッドと名づける。これは奇妙なパターンであって、実験的に立証することが必要である。図 11 は実験法を示す。次のような手順をとった：

1. プローブを指に装着した。
2. 指をヒモで縛った。これによって指血液の SO_2 はゼロに向って低下する。
3. 指のプローブの上にカフを巻いて、カフ内空気圧を高値と低値に交互に変える。これによって組織の影響 (Ex_2) が変化する。
4. カフ内圧の高値と低値とのそれぞれにおいて、カフ内圧を脈動させる。これによって、一定の SO_2 に対応して、2 個の Ex_2 に対応して 2 個の Φ が得られる。
5. 測定毎に指をもむ。これによって $S_a = S_v$ にする。

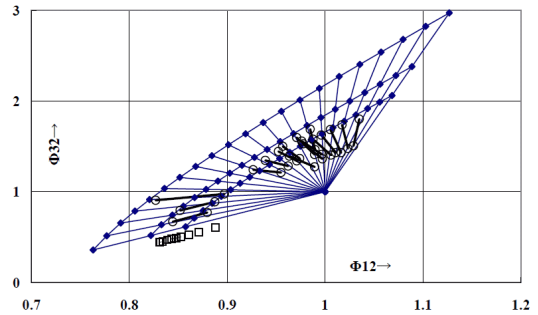


図 12a 実測値とグリッド (1)

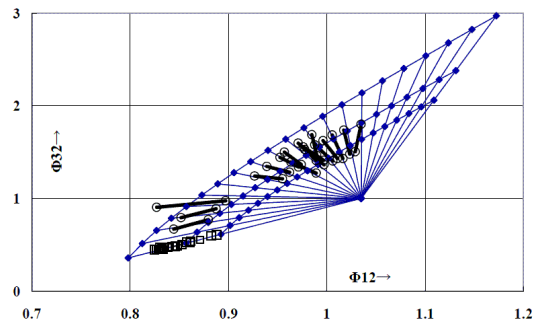


図 12b 実測値とグリッド (2)

図 12a の○印はこれの実測結果である。なお、□印は、上記の実験とは別に、手指にプローブを装着して、 O_2 吸入中に、手を上下した場合の実測値であって、直線に並んでいる。図 12b はグリッドの位置を少しずらしたものであって、実測値と理論値とがほぼ合致した。これによって、理論の妥当性が実証され、かつ、 A_i, B_i の値が決定された。

今日一般のパルスオキシメータでは Φ_{32} だけを測定して、それを SaO_2 値に換算している。しかしこの図でみると、手の上下、あるいは組織の影響の変化、によって Φ_{32} の値が変化して、それによって SpO_2 値が変化する、ということがわかる。3 波長を用いることによって、その種の誤差が消去される。なお、y 軸を、 Φ_{42} , Φ_{52} , にした場合にも同様の結果が得られた。以上によって、多波長化によるパルスオキシメトリの高性能化の道が明らかになった。

出願日	発明者	部位	波長数	測定対象	計算式
1967.11/01	R.F.Shaw	EAR	3	SaO ₂	apriori $SO_2 = \frac{\sum (A_i \cdot \log L_i)}{\sum (B_i \cdot \log L_i)}$
1973.12/06	YEW-HP	EAR	8	SaO ₂	apriori $SO_2 = \frac{A_0 + \sum A_i \cdot \log(L/L_0)^i}{B_0 + \sum B_i \cdot \log(L/L_0)^i}$
1976.10/18	R.F.Shaw	CATH.	3	SO ₂	apriori $SO_2 = \frac{A_0 + A_1(L_1/L_2) + A_2(L_1/L_2)^2 + A_3(L_3/L_2)}{B_0 + B_1(L_1/L_2) + B_2(L_1/L_2)^2 + B_3(L_3/L_2)}$
1980.11/24	Oximetrix	CATH.	3	SO ₂	apriori $SO_2 = \frac{A_0 + A_1(L_1/L_2) + A_2(L_1/L_2)^2 + A_3(L_3/L_2)}{B_0 + B_1(L_1/L_2) + B_2(L_1/L_2)^2 + B_3(L_3/L_2)}$
1995.1/17	日本光電	POX	3	SaO ₂	aposteriori = 理論式による
2004.7/07	MASIMO	POX	3-8	CO, Met	apriori $\Phi = \frac{\sum A_i(AC/DC)_i}{\sum B_i(AC/DC)_i} \rightarrow SO_2$
2004.8/27	日本光電	POX	5	SaO ₂	aposteriori = 理論式による

表 1 多波長化の歴史

8. 多波長化の歴史

表 1 に示すものは、invivo-oxymetry における多波長式の歴史である^{12, 13, 14}。このように、多波長化オキシメトリは新しいものではない。しかし、多波長データを用いて SaO₂ を求める場合の計算式は、これまではすべて、apriori なものであった。この物理的理論によって初めて、aposteriori な計算法が実現し、的確な対策がとれるようになり、オキシメトリの抜本的改良の道が開けた、と考える。

9. 終りに

パルスオキシメトリの理論はこれが最初ではない^{15, 16}。しかし多波長化によってパルスオキシメトリの抜本的改良をする道を示したものは他にない。反射式もこの理論で応用が広がる見通しを得られた。また、この理論に基づいて、多様な血中吸光物質の無侵襲連続測定の道がひらけた。その応用として、色素希釈法を試みた^{17, 18, 19}。

共著者について：布施政好は青柳との 30 年以上にわたる共同研究者です。宮坂勝之先生は、20

年以上にわたって、常に重要な課題を提起され、その検討に諸便宜をはかってくださり、討論をしていただきました。

この仕事には多くの方々のおかけを頂きましたが、特に、日本光電の創業者、故荻野義夫博士、および荻野和郎会長によって、研究を続ける機会をいただき、また励ましていただきました。深く感謝いたします。

参考文献

1. 青柳卓雄, 岸道男, 山口一夫, 渡辺真一: イヤピースオキシメータの改良. 第 13 回日本 ME 学会大会資料集: 90-91, 1974.
2. Schuster A : Radiation through a foggy atmosphere. Astrophysical Journal 21: 1-22, 1905.
3. 青柳卓雄: 血液減光の理論的実験的検討. 医用電子と生体工学 30: 1-7, 1992.
4. Severinghaus JW, Koh SO: Effect of anemia on pulse oximeter accuracy at low saturation. J.Clin.Monit. 6(2): 85-88, 1990.
5. Takuo Aoyagi, Katsuyuki Miyasaka: Pulse oximetry and its simulation. IEEE Tokyo Section: Denshi Tokyo No.29: 184-187, 1990.
6. 青柳卓雄, 保坂栄弘, 斉藤正男: 組織減光の理論

- 的実験的検討. 医用電子と生体工学 31(suppl): 161, 1993.
7. 青柳卓雄, 布施政好, 金本理夫, 謝承泰, 富田英行, 保坂栄弘, 宮坂勝之, 町田和子: 3 波長パルスフォトメトリ. 医用電子と生体工学 34(suppl): 363, 1996.
 8. Goldman JM, Petterson MT, Kopotic RJ, Barker SJ: Masimo signal extraction pulse oximetry. J.Clin. Monit.Comput.16(7): 475-483, 2000.
 9. 青柳卓雄, 布施政好, 小林直樹, 鶴川貞二, 宮坂勝之, 中川聡: パルスオキシメトリにおける体動アーテファクトの分析. 生体医工学 41(suppl): 421, 2003.
 10. 布施政好, 青柳卓雄, 小林直樹, 宮坂勝之: パルスオキシメトリにおける 5 波長反射式 (その 2). 医用電子と生体工学 45(suppl): PS1-16-1, 2007.
 11. 布施政好, 青柳卓雄, 小林直樹, 宮坂勝之: パルスオキシメトリ理論実証のための極低 SO₂ 実験. 生体医工学 44(suppl): 598, 2006.
 12. Shaw, RF: Oximeter and method for in vivo determination of oxygen saturation in blood using three or more different wavelengths. US Patent No. 3,638,640, 1972.
 13. Hewlett-Packard model 47201 Ear Oximeter (Catalog), 1976.
 14. Lamago MM et al: Multi-wavelength physiological monitor. US Patent No. US2006/0009688A1, 2006.
 15. Shimada Y, Yoshiya I, Oka O, Hamaguri K: Effects of multiple scattering and peripheral circulation on arterial oxygen saturation measured with a pulse-type oximeter. Med.& Biol.Eng.& Comput. 22 :475-478, 1984.
 16. 蛤謙治, 坂井隆夫: 無侵襲型オキシメーター SM-32. Minolta Techno Report 2:52-62, 1985.
 17. 布施政好, 金本理夫, 堀川宗之, 青柳卓雄, 杉山吉彦, 宮坂勝之: パルスオキシメトリの原理による色素希釈曲線の測定. 医用電子と生体工学 28 特別号: 524, 1990.
 18. 小林直樹, 落合亮一: パルス式色素希釈法 (pulse dye densitometry) による循環血液量ならびに心拍出量、色素排泄能測定の技術的側面. LiSA 5: 462-469, 1998.
 19. Iijima T, Aoyagi T, Iwao Y, Masuda J, Fuse M, Kobayashi N, Sankawa H: Cardiac output and circulating blood volume analysis by pulse-densitometry. Journal of Clinical Monitoring.13:81-89, 1997.

ABSTRACT

Basic Theory of Pulse Oximetry
Takuo Aoyagi¹, Masayoshi Fuse¹,
Katsuyuki Miyasaka².

Development of multi-wavelength systems in pulse oximetry is essential for significantly improving its performance. The use of such systems will enable pulse oximetry to contribute even more for medical practice. This paper will lay out a physical theory of pulse oximetry that will serve as a foundation for future advancement in the field. First, we examined the optical field in a scatterer and concluded that a completely scattered light field is essential. Schuster's scattering theory was adopted as the basis of the theory of pulse oximetry. Second, a theoretical formula for pulse oximetry was proposed which assembles the optical attenuations of arterial blood, tissue, and venous blood. Third, the theoretical formula was successfully tested with volunteer data and clinical data.

Keywords: oximetry. pulse oximetry. pulse oximeter. scattering. optical density.

1. *Nihon Kohden Corporation.*
2. *Nagano Children's Hospital.*

パルスオキシメータの可能性

坂本篤裕

はじめに

血中の酸素飽和度を測定することを目的とするパルスオキシメータの原理は、1935年に Matthes が赤と緑のフィルターを用いて測定しようとした試みにはじまる。現在広く用いられているパルスオキシメータは、1972年に日本光電の青柳卓雄博士が開発した技術を基礎としている。すなわち、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンに対する赤色光と赤外光の吸収度比率を用いた測定法である。1981年にはオメダ社が、1983年にはネルコア社が商品化に成功し、次々と臨床応用されるに至った。しかしながら、臨床応用されるようになってから近年までの四半世紀の改良は、ただひたすら酸素飽和度測定の精度を上げること、すなわち、低灌流や体動によるアーチファクト対策のみであった。

1984年に Shaw は8波長を用いた測定を行ったが、臨床応用には至らず、基本的には2波長の吸光比が用いられてきた。2005年多波長を採用することにより従来酸素飽和度に影響を及ぼしてきた異常ヘモグロビンの測定を可能にし、さらに新たな信号処理技術によりトータルヘモグロビンを連続測定可能な商品が開発された（マシモ社、Masimo Rainbow SET[®]）。また、低灌流に対する改良から指尖脈波モニターとして灌流指標（perfusion index: PI）や波形変動指標（pleth variability index: PVI）は組織灌流や循環容量適正化の付加的指標として注目される。

パルスオキシメータの精度を求めた研究が継

続されているが、実際に臨床に使用した際のパルメータとして、どの程度の精度が要求されているのか？ また、新たな指標の臨床的価値はあるのか？ を再考する時期であろう。

新たな指標とその有用性検討

1) パルスオキシメトリによる異常ヘモグロビンの検出：

従来の2波長による酸素飽和度測定では、異常ヘモグロビンの存在による酸素飽和度への影響を除外できない。多波長の採用により現時点で測定されている異常ヘモグロビンは、2波長において最も測定誤差を生じさせる一酸化炭素ヘモグロビン（COHb; SpCO）とメトヘモグロビン（MetHb; SpMet）である。これらの異常ヘモグロビンを想定できれば、より正確に酸素飽和度を測定できるのみならず、異常ヘモグロビンにより引き起こされる病態自体のモニタリングとして役立つ。

マシモ社 Masimo Rainbow SET[®]により測定される SpCO は、当社がFDAに提出した資料によると、0～40%のCOオキシメトリの値に比較して±3%の精度とされる。外来患者のCOHb血症スクリーニングや高圧酸素治療前後のモニターとして有用性が認められている^{1,2)}。さらに、救命センター入室・退室時のスクリーニングとしても有用性が示されている³⁾。本邦でもすでに販売されている Radical 57[®]を使用した検討では、広範囲のレベルに渡って、誤差が若干大きいことが報告されている。しかしながら、

一酸化炭素中毒を疑うか否かの臨床的指標としては十分であり、東京消防庁ではかなりの救急車にすでに搭載され、火事現場やガス漏れ現場等で実際に役立っている。

マシモ社 Masimo Rainbow SET[®]により測定される SpMet は、当社が FDA に提出した資料によると、0～12 %の CO オキシメトリの値に比較して±0.5 %の精度であり、従来見過ごされる危険性の高い MetHb 血症のスクリーニングに有用と考えられる¹⁾。メトヘモグロビン血症は決して少なくないこと、小児領域における有用性等が報告されるも、本邦での臨床検討は報告されていない。

2) パルスオキシメトリによるヘモグロビン濃度の測定：

多波長による測定と信号処理技術により非侵襲的連続的トータルヘモグロビン (tHb; SpHb) が測定可能となり欧米では商品化され、臨床使用が始まった⁴⁾。8 波長以上の吸光度において、骨や脂肪といったヘモグロビン以外の組織による吸光度をまず除外し、ヘモグロビン濃度の変化に伴う各波長の吸光度変化をパターン認識したものである。測定原理は、基本的に SpO₂ 測定と同様である。すなわち、SpO₂ では、赤色光と赤外光の吸光度の比が 1.0 の時、SpO₂ を 81～82 %と規定するが、SpHb では、7 波長以上の可視光と赤外光の多数の比をそれぞれの係数を掛けて、すべてを乗じた値が 1.0 の時、Hb がある一定の濃度になると規定することによる。マシモ社は 30 名の手術患者と 18 名のボランティアからの 802 データから、従来の CO オキシメータによるヘモグロビン濃度と SpHb の相関関係を求め、その結果を FDA に提出している⁵⁾。相関係数は 0.88、1SD は 1.12 g/dL であった。また、CO オキシメータの値が低い場合により誤

差が小さくなり、10 g/dL 以下においては、すべてのデータにおける誤差が 2 g/dL 以内におさまっていた。

欧米における実際の臨床使用のデータからも、低灌流やヘモグロビン自身の異常による貧血等への対応など改良の余地があるとされていた。本邦における医師主導型臨床治験 (Masimo Japan Working Group: MJWG) では、SpHb 値が CO オキシメトリによる tHb 値との解離がより認められ、解離の原因としては、①理論、機器・センサの構成や精度限界と行った SpHb 測定自体の問題点、②センサ装着、比較機器の精度など測定方法の問題、③末梢循環、人工心肺の使用、輸血の使用といった患者の状態や手術自体の影響が想定された。MJWG の臨床治験開始前に、先行試験として、現行の SpHb 測定精度につき検討された。①ソフトウェアなど測定機器間誤差の有無、および②センサ装着部位による差の有無はほとんど問題を有しなかった。一方、③センサ自体に起因する誤差の有無、および④SpHb 値の偏りや測定限界精度に疑問が持たれた。臨床治験開始当時の手作りの第一世代センサに比べて、大量生産型の第二世代センサがより精度が低いことが判明し、大量生産型の中からスクリーニングをかけた第三世代センサの使用へと変遷し、現行のセンサは FDA 申請時の精度に復活しつつあり、また、臨床上での出血や輸血による Hb 値の変動に迅速に追従する (図 1)。

一方、Hb 値に対する SpHb の変動はある偏りがみられることが判明した。先行試験で得られた値を Bland-Altman 解析すると、Hb 値が低いほど CO オキシメトリによる tHb 値と SpHb 値の差が小さくなる。特に 10 g/dL 未満の場合には、Hb 濃度が低いほど、より低い値を示す傾向が見られる (図 2)。

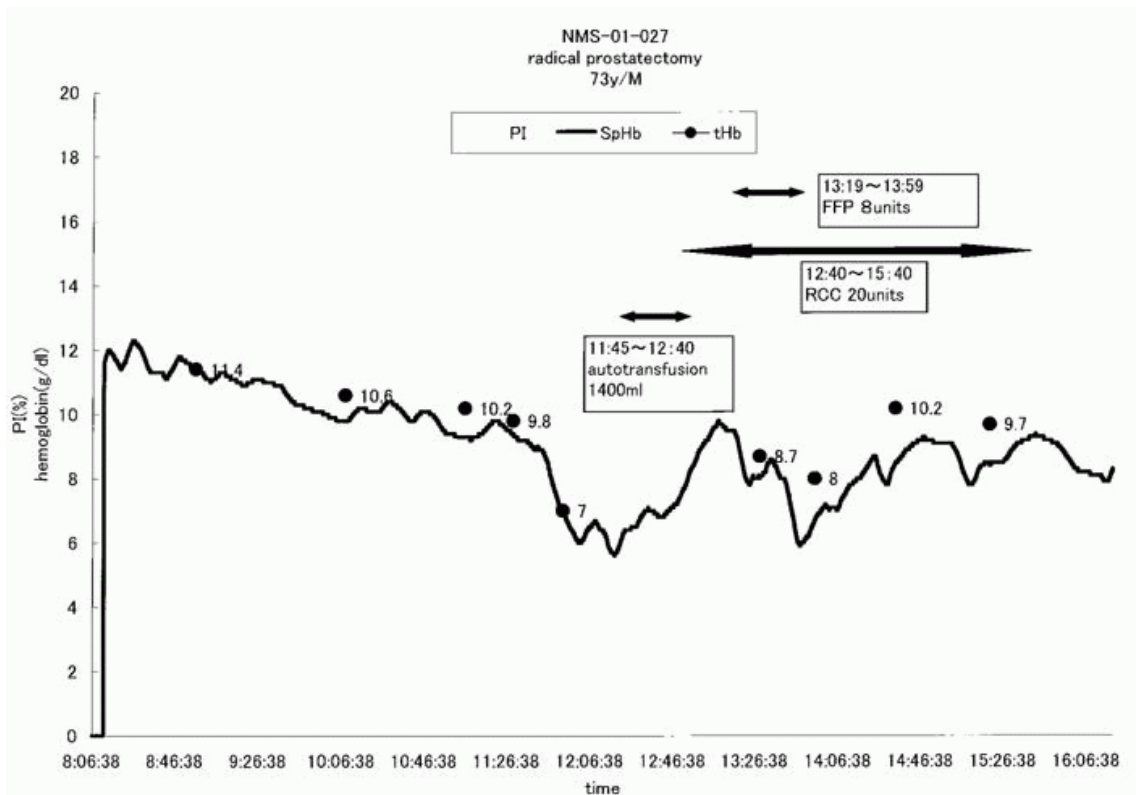


図 1 術中における SpHb の変動

これらの特性は、実際の臨床で、急激な出血等による低 Hb 血症の早期発見と過剰輸血による高 Hb 血症の予防に十分有効なモニターとなり得ると結論し、多施設共同研究を開始している。さらにマシモ社では、後述の PI が 0.75 未満の際の不安定さの改善、供給される LED のスクリーニングによる精度の向上、さらにキャリブレーション機能を含んだプログラムの改良等多くの検討が行われている。本邦からの多くの臨床データの提供をもとに、SpHb 測定の詳細な問題点の解明が期待される。

パソキシメータの付加的指標

1) PI :

精度を上げるための技術である、拍動成分と

非拍動成分の分離と比率の算出を利用した PI は、指尖脈波モニターとして、純粋に末梢灌流指標

Bland-Altman Analysis: Difference vs Average

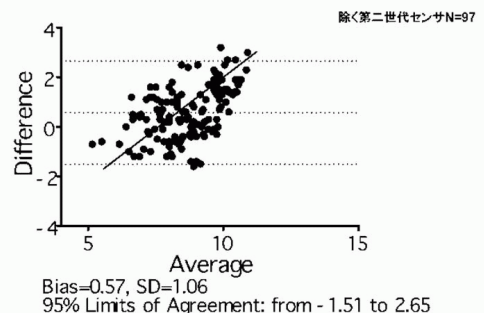


図 2 tHb 値 <10 g/dl の場合の SpHB 値の精度 (N = 139)

として使用可能である。PI は、動脈内の拍動性信号 (AC) と非拍動性信号 (DC) の比率をある赤

外線光 (905nm) の吸光量の違いから算出したもので、 $PI (\%) = AC \div DC \times 100$ で表される。現時点で 3 社 (Masimo 社, Datex-Ohmeda 社, HP/Philips 社) の機器で PI が表示され、測定域と精度が異なるものの、PI は 1.4 % 以上が正常とされる⁶⁾。重症患者において、PI は中枢-末梢体温較差と相関し、末梢循環障害の指標になりうる⁶⁾。また、新生児において PI 値が 1.24 % 未満はハイリスク疾患を持つか否かの判断指標となり得ることも示されている⁷⁾。純粋に装着部位の末梢血流量の変化と相関することは、臨床的な末梢循環障害を伴った重症度評価や各種神経ブロック効果判定等にも応用される。

2) PVI:

呼吸周期にあわせて起こる PI の動力的変動の比率が PVI (脈派変動指標) であり、1 回かそれ以上の呼吸周期があった区間の PI の変化を測定したのもで、 $PVI (\%) = (PIMAX - PIMIN) \div PIMAX \times 100$ で示され、低いほど呼吸周期による変動が少ないことを示す⁸⁾。呼吸周期に伴う動脈圧変動やパルスオキシメータ波形の変動が種々の条件下における輸液反応性を示す動的指標であると同様に PVI も感受性・特異度の高い指標であることが示されてきた⁹⁻¹¹⁾。特に、陽圧喚起時の輸液反応性の指標としての PVI は、動脈圧波形変動、パルスオキシメトリ波形変動に次いで感度が高く、また、特異度は最も高いことが報告され、その際の cutoff 値は 14 % であった^{8,12)}。しかしながら、これらの指標は換気条件等が一定であることが要求される。例えば、PVI に影響を与える術中要因としては、麻酔と疼痛刺激、PI 低値、心収縮能、患者の呼吸状態と人工呼吸条件、昇圧薬の使用、術操作自体等種々である。また、心タンポナーデや肺梗塞といった心臓由来疾患、循環血液量減少やア

ナフィラキシーショックと行った心外性疾患、喘息や緊張性気胸など疾患自体による変動も考慮されなければならない。

3) PVI の臨床使用における今後の課題および SpHb との関連:

PVI は連続測定が可能な唯一の非侵襲的輸液反応指標である。呼吸条件のみならず、麻酔深度や様々な条件に影響されるものの、変動に関連する諸疾患・病態を熟知すれば、周術期の循環容量適正化や循環の急激な変化に対応するモニターとしての有用性が期待できる。さらに、水分バランス維持の指標、呼吸器条件設定への応用、心収縮力変動の検出等の臨床適応が考慮される。また、上記の SpHb を同時連続測定することにより術中の潜在的出血や術操作に伴う循環動態悪化を予想し、適正な輸液・輸血の指標として役立つであろう。

おわりに

最近のパルスオキシメータは多波長の採用、データ解析の向上、センサの向上等により大きく進化し続けている。従来のパルスオキシメータは簡便に患者の急変を鋭敏に捉えるモニターであったが、進化したパルスオキシメータは、①呼吸管理としての体動や低拍動に強い正確な酸素飽和度測定、②循環管理としての末梢循環指標である PI や体液量指標である PVI 算出、さらには③代謝管理としての異常ヘモグロビンやトータルヘモグロビンの測定により、非侵襲的モニタリングの最先端を歩んでいると言える。さらに、新たな測定法の応用により、指尖部における多波長吸光度に一定の傾向が見られるならば、血糖や乳酸といった臨床上重要な物質の血中濃度が計測されることも期待される。

参考文献

1. Baker SJ, Curry J, Redford D, Morgan S: Measurement of carboxyhemoglobin and methemoglobin by pulse oximetry: a human volunteer study. *Anesthesiology* 105: 892-7, 2006.
2. Suner S, Partridge R, Sucov A, Valente J, Chee K, Hughes A, Jay G: Non-invasive pulse CO-oximetry screening in the emergency department identifies occult carbon monoxide toxicity. *J Emerg Med*. 34: 441-50, 2008.
3. Coulange M, Barthelemy A, Hug F, Thierry AL, De Haro L: Reliability of new pulse CO-oximeter in victims of carbon monoxide poisoning. *Undersea Hyperb Med*. 35:107-11, 2008.
4. Barker SJ, Badal JJ: The measurement of dyshemoglobins and total hemoglobin by pulse oximetry. *Curr Opin Anaesthesiol*. 21: 805-10, 2008.
5. Macknet MR, Norton S, Kimball-Jones P, Applegate R II, R. Martin R, Allard M: Continuous noninvasive measurement of hemoglobin via Pulse CO-oximetry. *Anesth Analg* 105: S108-109, 2007.
6. Lima AP, Beelen P, Bakker J: Use of a peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a noninvasive indicator of perfusion. *Crit Care Med*. 30: 1210-3, 2002.
7. De Felice C, Latini G, Vacca P, Kopotic RJ: The pulse oximeter perfusion index as a predictor for high illness severity in neonates. *Eur J Pediatr*. 161: 561-2, 2002.
8. Cannesson M, Delannoy B, Morand A, Rosamel P, Attof Y, Bastien O, Lehot JJ: Does the Pleth variability index indicate the respiratory-induced variation in the plethysmogram and arterial pressure waveforms? *Anesth Analg*. 106: 1189-94, 2008.
9. Feissel M, Teboul JL, Merlani P, Badie J, Faller JP, Bendjelid K: Plethysmographic dynamic indices predict fluid responsiveness in septic ventilated patients. *Intensive Care Med*. 33: 993-9, 2007.
10. Delorme S, Renault R, Le Manach Y, Lvovschi V, Bendahou M, Riou B, Ray P: Variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude induced by passive leg raising in spontaneously breathing volunteers. *Am J Emerg Med*. 25: 637-42, 2007.
11. Solus-Biguenet H, Fleyfel M, Tavernier B, Kipnis E, Onimus J, Robin E, Lebuffle G, Decoene C, Pruvot FR, Vallet B: Non-invasive prediction of fluid responsiveness during major hepatic surgery. *Br J Anaesth*. 97: 808-16, 2006.
12. Cannesson M, Desebbe O, Rosamel P, Delannoy B, Robin J, Bastien O, Lehot JJ: Pleth variability index to monitor the respiratory variations in the pulse oximeter plethysmographic waveform amplitude and predict fluid responsiveness in the operating theatre. *Br J Anaesth*. 101: 200-6, 2008.

肝酸素化の評価

小松 徹, 藤原祥裕, 明石 学, 伊藤 洋, 橋本 篤

はじめに

肝臓は多岐にわたる機能を有するため, 単一の機能だけでは全体を評価することはできない. 一方, 肝臓で消費される酸素量は肝臓での代謝の全体像を反映するため, 肝酸素化の評価により肝全体の機能を評価されと考えられる. 肝酸素化評価は 1) 酸素消費量によって発現される肝機能, 2) 全身・肝臓レベルでの酸素需給バランス, 3) 肝組織酸素代謝, 4) 肝細胞内酸素ホメオスタシス等がある. これらの内, 今回は酸素需給バランスと組織酸素代謝による肝酸素化の評価について述べる.

A) 全身レベルでの肝酸素化モニター

1) 全身酸素需給関係

生体の酸素化の臨床的な指標として酸素消費量 ($\dot{V}_{O_2}$) と組織への酸素運搬能 ($\dot{D}_{O_2}$) の関係とその比である酸素摂取率あるいは混合静脈血酸素飽和度 ($S_{\bar{V}O_2}$) がある. $\dot{V}_{O_2}$ は全身の酸素化と代謝活動を反映すると考えられる. それ故, 安定した代謝活動をしている際は, $\dot{V}_{O_2}$ は安定しており通常は $\dot{D}_{O_2}$ や其れを形成する心拍出量あるいは動脈血酸素含量の変化に依存されない. Shibutani と Komatsu らは冠動脈バイパス術を受ける 58 名の人工心肺前の $\dot{V}_{O_2}$ と $\dot{D}_{O_2}$ の関係を示した¹⁾(図 1). 酸素化, 代謝活動が安定しているときは $\dot{V}_{O_2}$ は一定しており $\dot{D}_{O_2}$ の変化によって影響を及ぼされない. $\dot{D}_{O_2}$ が減少した場合にも, 種々の代償機構が働いて組織の $\dot{V}_{O_2}$ は一定に保たれうる. すなわち組織が低酸素症に

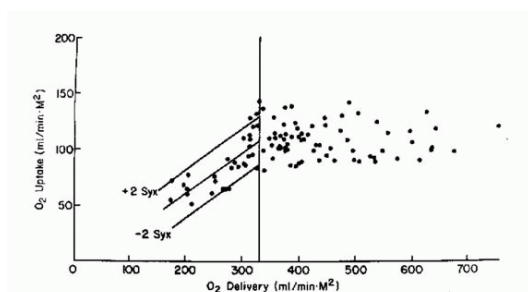


図 1 Relationship between $\dot{D}_{O_2}$ and $\dot{V}_{O_2}$ based on 99 sets of measurements in 58 patients.

The line is a linear regression calculated from the data points where $\dot{D}_{O_2}$ were less than 330 ml/min/m². Dashes show two standard error of estimate. (Crit Care Med 11:640, 1983)

陥ると局所の pH の低下や代謝産物の蓄積のために血管拡張が起こり, 血流再分配をもたらす組織の酸素摂取率 ($\dot{V}_{O_2}/\dot{D}_{O_2}$) が増加する. これは $S_{\bar{V}O_2}$ の低下として表される. $\dot{D}_{O_2}$ がある値より低下すると生体は酸素不足となり代謝が低下し, $\dot{V}_{O_2}$ が減少する. $\dot{V}_{O_2}$ が低下する $\dot{D}_{O_2}$ と $S_{\bar{V}O_2}$ が酸素化の critical level となる. しかし, 臓器毎に酸素化の酸素運搬依存は異なっていることから, 全身の酸素需給関係は肝臓酸素化の指標とはならない^{2,3,4)}(図 2).

2) 酸素消費量

全身の酸素消費量は肝機能を反映しないとされる遠藤らは 1986 年に呼気ガス分析でとらえた glucagon 負荷時の酸素消費量の変化から肝機能評価が可能かどうかを検討している. glucagon 負荷により全身の酸素消費量は有意に増加し, この変化が肝機能および肝の障害度と相関するこ

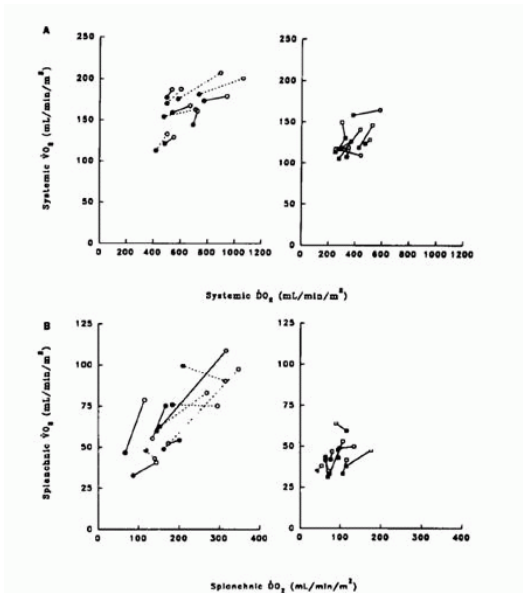


図2 Relation ship between oxygen delivery and oxygen consumption of septic patients (left) and control patients (right) in the whole body(A), and splanchnic (B).

Closed circles, septic hypotensive; open circles, septic, after treatment; solid lines, treated with norepinephrine; dashed lines, treated with dopamine; closed squares, control patients on admission; open squares, control patients after spontaneous rewarming. (Crit Care Med, 21: 1296, 1993)

とを明らかにした。この全身の酸素消費量の増加は glucagon により亢進した肝の酸素消費量を反映していると考えられる。この方法はベッドサイドで簡単に繰り返し指向できる無侵襲的な肝機能評価法であった⁵。

また, Walsh らは肝移植にて, 全身の酸素消費量, 炭酸ガス消費量増加が移植肝臓の肝機能の評価として重要であることを明らかにしている⁶(図3)。しかし, Albaladejo P らは肝移植後の全身レベルの酸素消費量増加は clotting factor II, V, aminotransferase と相関がなく肝機能の指標とはならないことを報告した⁷。

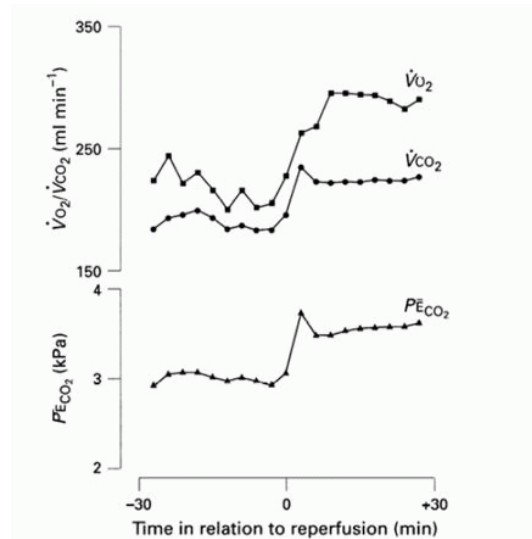


図3 Typical example of changes in oxygen consumption ($\dot{V}_{O_2}$), carbon dioxide elimination ($\dot{V}_{CO_2}$) and mixed expired carbon dioxide partial pressure (P_{ECO_2}) after reperfusion in an individual patient during constant ventilation.

Significant increases in all three variables were observed within 5 min of opening the vascular clamps and perfusing the graft. These typically reached a plateau within 10 min after which only minor fluctuations occurred. (Br J Anaesth 81:311, 1998)

3) 混合静脈血酸素飽和度 (S_{VO_2}), 中心静脈血酸素飽和度 ($ScvO_2$)

肝切除術において, 周術期の肝保護が術後の肝機能障害を軽減させるために重要である。その有力な情報の一つとして, 酸素需給バランスの指標 S_{VO_2} 連続モニタリングがある。川口らにより簡便な内頸静脈での連続的 $ScvO_2$ を酸素需要供給バランスの指標として, 安全に管理しえた大量出血肝切除を報告した。 S_{VO_2} の代用として $ScvO_2$ は簡便かつ連続的にをモニターでき, 臓器保護・循環管理の両面から麻酔管理上有用であることを示した⁸。全身の酸素需給関係の指標 $ScvO_2$ を正常に保つことにより, 臓器保護につながることを示した。

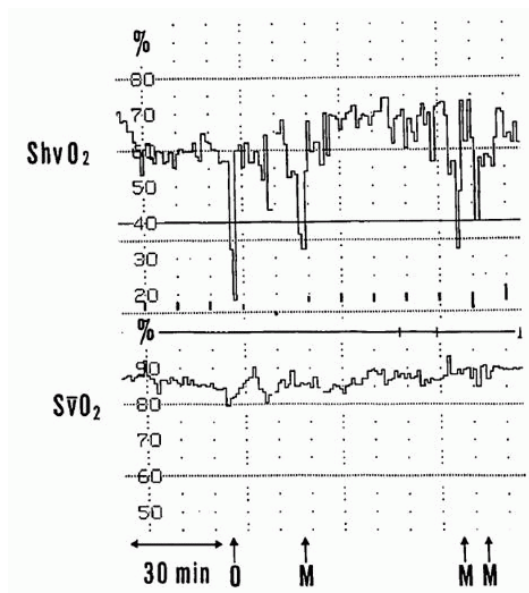


図4 An example of S_{hvO_2} and S_{vO_2} recording during temporary occlusion of the hepatic artery and portal vein and subsequent surgical manipulation of the liver.

O = temporary occlusion for the hepatic artery and portal vein; M = surgical manipulation of the liver (Anesthesiology 74:49, 1991)

一方、Meier-Hellmann Aらは、敗血症患者では全身の酸素需給関係を示す混合静脈血酸素飽和度は肝静脈酸素飽和度と相関がなく、肝臓の酸素化を直接示していないことを明らかにした⁹。

B. 臓器レベルでの肝酸素化モニター

1) 肝静脈血酸素飽和度 (S_{hvO_2})

肝血流は肝動脈血流と門脈血流の二重支配を受けており、それぞれの酸素飽和度が大きく異なるため、それぞれの血流量がわかっても酸素運搬量が肝臓虚血を防ぐのに十分かは判断できない。肝静脈酸素飽和度 (S_{hvO_2}) は肝動脈と門脈によって運搬された総肝酸素運搬量と肝臓酸素消費量との関連を示し、肝臓の酸素化パラメータである。

Kainuma らは、 S_{hvO_2} は腹腔臓器、特に肝臓

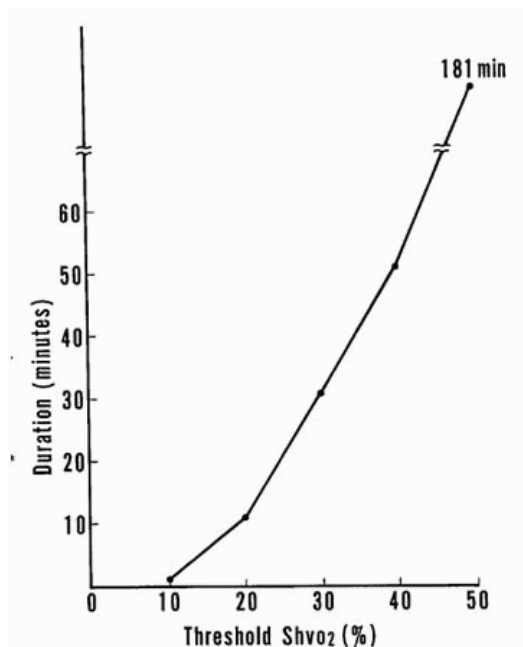


図5 The relationship between the duration of time required to produce significant increase in serum aminotransferases and threshold S_{hvO_2} value.

N = the number of patients. (Anesthesiology 76: 379,1992)

におけるリアルタイムに酸素需給バランスを示すモニターとして有用であることを明らかにした¹⁰(図4)。肝血流量は、肝動脈経由が25~59%、門脈経由が65~75%であるが、酸素供給量としては、肝動脈と門脈はほぼ同程度である。貝沼らは肝動脈あるいは門脈単独遮断による血流量減少では S_{hvO_2} の低下はそれほど大きくないが、肝動脈、門脈の同時遮断による血流量減少では、 S_{hvO_2} は著しく低下すると報告している¹¹。また、Kainuma らは肝切除術後の aminotransferase 上昇の critical point として S_{hvO_2} の10%以下が1分以上、20%以下が11分以上、30%以下が31分以上、40%以下が51分以上、50%以下が181分以上という値を83例の肝切除術の結果から報告している¹²(図5)。

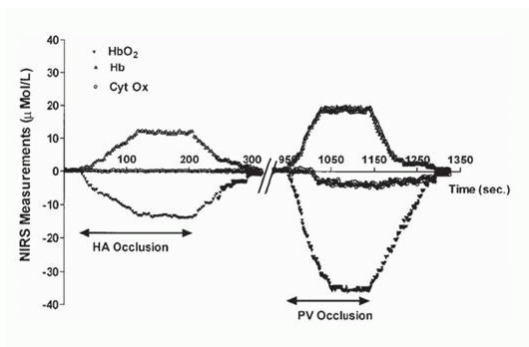


図 6 A typical example of NIRS measurement in one animal during hepatic artery and portal vein occlusion. (Liver Transpl Surg. 5:219.1999)

2) 動脈血ケトン体比 AKBR

肝臓外科領域で Ozawa らが肝臓における多様な代謝の基本機能である ATP 生成エネルギー代謝がミトコンドリアの酸化還元状態 NAD^+/NADH (redox state) はアセト酢酸/ β ヒドロキシ酢酸, すなわちミトコンドリアのケトン体比に規定されていることを明らかにした。さらに, これは動脈血のケトン体比 (AKBR) に反映されることより, 肝機能の指標として AKBR の重要性を報告した¹³。当初, AKBR は十分なグルコース負荷のもとでの肝ミトコンドリア予備能の指標として確立された (redox tolerance test, RTI)¹⁴。その後, 多様な侵襲下においてミトコンドリアエネルギー産生状況を把握するという点からも AKBR 測定は肝酸素需給動態の指標として肝細胞ミトコンドリアエネルギー産生状態を反映すると報告されている¹⁵。

3) 近赤外線酸素モニターによる肝組織酸素飽和度

1970 年代に青柳卓雄によって近赤外分光法を用いた血中ヘモグロビンの酸素飽和度測定はパルスオキシメータに発展した^{16,17}。その後, 種々の組織酸素モニターに応用されている。生体に安全な微弱な光を用いて, 酸素飽和度を示す組織酸素化指標と血液濃度を示す組織ヘモグロビン

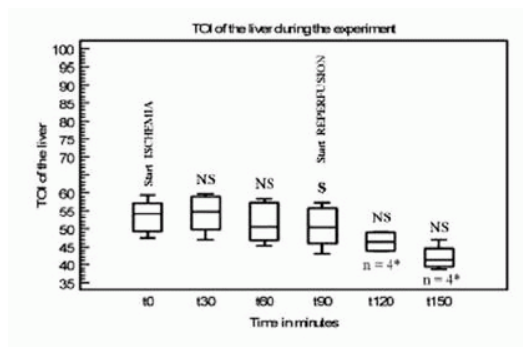


図 7 Box plots of the time measured versus the liver tissue oxygenation index (TOI).

The TOI is plotted at various time points from the start of ischemia (t0). The TOI is significantly reduced only after 90 minutes of ischemia, which is the time at which reperfusion starts (t90). (World J Surg 31:2369, 2007)

指標のほか, 酸素化・脱酸素化・総ヘモグロビンの濃度変化をリアルタイムで測定できる。近赤外分光 (NIRS) 装置は 1977 年, Jobsis が近赤外線光を用いて生体での脳内ヘモグロビン, チトクローム・オキシダーゼの酸化還元状態の測定法を発表したのが最初である¹⁷。NIRS は非侵襲的方法のために, 骨格筋, 脳, 肝臓などの様々な生体組織の代謝が測定可能である。脳酸素化能の指標として, NIRS モニターは臨床ですでに用いられている。近年, この NIRS の特徴を利用して, 肝組織の酸素化酸素飽和度を評価する装置の開発が行われている (図 6)^{18,19}。Vanderhaegen らは肝表面に直接 probe を置き, tissue oxygen index (TOI) を評価している²⁰ (図 7)。TOI は肝臓の血液に存在するヘモグロビンの酸素化の状態を示すと考えられている。

Weiss らは NIRS の probe を小児の肝臓上腹部体表に装着して TOI と肝静脈酸素飽和度と比較検討をした ($r=0.052$, $p=0.752$)。体表 TOI は肝臓の酸素化を反映せず, それ以外のファクターにより影響を受けていることを報告した。

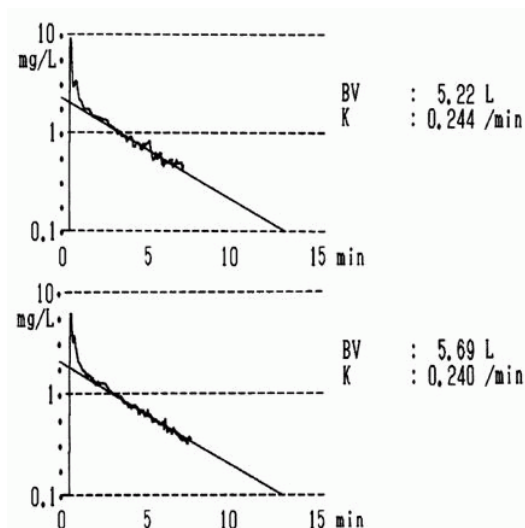


図 8 Curves of the Indocyanine Green elimination drawn by the Dye Densitogram Analyzer to calculate the Blood Volume; in the case of a repeated measurement.

(BV: blood volume, K: ICG disappearance rate). Life Sci 78:1564-1569, 2006.

4) 近赤外線モニターによるインドシアニンググリーン (ICG) 消失率測定

Pulse-dye densitometry

pulse-oximeter の原理を ICG-R15 色素濃度測定に応用し、色素希釈曲線により、肝での色素血漿消失率、有効肝血流量を測定し、肝機能評価をする^{21,22,23,10}。ICG を静脈内投与し、投与後の濃度を採血によらず、指尖あるいは鼻翼にプローブを装着し、Lambert-Beer の法則に基づいて測定する。この濃度の経時的变化を片対数スケールでプロットすると直線となる(図8)。この直線をゼロ時間へ外挿したときの濃度で総投与量を割った値が循環血液量となる。直線の傾きK値がICGの血漿消失率をあらわし、肝臓の異物排泄能および肝血流を反映する。循環血液量と肝機能を同時に測定することができる。

肝表面近赤外線プローブによる ICG 消失率測定

Sato らは肝表面に近赤外線プローブを装着し、

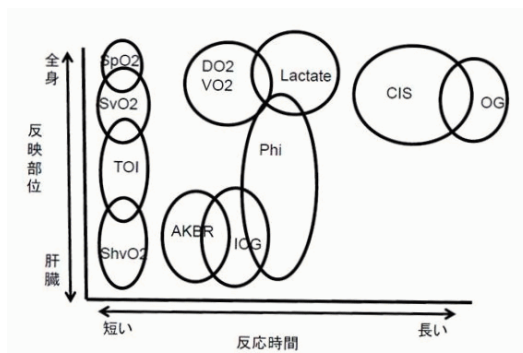


図 9 肝酸素化モニターの反映部位と反応時間

ICG は 805nm の近赤外線に吸光度のピークを有することから、ICG の肝による摂取と排泄を連続モニターした²⁴。彼らは、近赤外線プローブを皮膚、小腸、肝臓表面に装着し同時に ICG 消失率を測定し、肝臓表面の ICG 消失率は肝実質細胞の摂取一排泄の指標となることを明らかにした。

まとめ

現在得られる肝酸素化モニターの反映部位と反応時間は図9のようにまとめられる。全身酸素モニターは単独では肝酸素化モニターとはならない。また、何れの肝酸素化モニターは単独では正確な評価は困難である。そのために、肝酸素化 profile を導入することが求められる。さらに、非侵襲的リアルタイム肝酸素化モニターの開発が必要である。

参考文献

1. Shibutani K, Komatsu T, Kubal K et al. Critical level of oxygen delivery in anesthetized man. Crit Care Med 11:640-643, 1983
2. Takala J, Ruokonen E. Oxygen transport in septic shock Schweiz Med Wochenschr 122: 776-9, 1992.
3. Ruokonen E, Takala J, Kari A, et al. Regional blood flow and oxygen transport in septic shock. Crit Care Med 21:1296-1303, 1993.

4. Jakob WM, Ruokonene, Takala J. Assessment of the adequacy of systemic and regional perfusion after cardiac surgery. *Br J Anaesth* 84:571-7, 2000.
5. 遠藤和喜雄, 門田守人, 後藤満一等, 呼吸ガス分析法による肝機能評価の試み—glucagon 負荷と酸素消費量増加, 日消外会誌 20:2803,1987
6. Walsh TS, Hopton P, Garden J et al. Effect of graft reperfusion on haemodynamics and gas exchange during liver transplantation. *Brit J Anaesth* 81:311-316, 1998.
7. Albaladejo P, Jagan E, Descorps-Declere A et al. Whole body oxygen uptake is not a good indicator of liver allograft function following orthotopic liver transplantation *Eur J Anaesthesiol* 11: 201-5, 1994
8. 川口陽子, 櫛方哲也, 北山真任他, 大量出血を呈した肝切除に対し連続邸中心静脈酸素飽和度測定が有用であった 2 症例, 麻酔 55 : 1502-1505, 2006
9. Meier-Hellmann A, Hannemann L, Specht M, et al. The relationship between mixed venous and hepatic venous O₂ saturation in patients with septic shock. *Adv Exp Med Biol* 345:701-7, 1994.
10. Kainuma M, Fujiwara Y, Kimura N et al. Monitoring hepatic venous hemoglobin oxygen saturation in patients undergoing liver Surgery. *Anesthesiology* 74: 49-52, 1991.
11. 貝沼関志, 山田守正, 三宅聰行他, 肝静脈血酸素飽和度モニタリングの方法と術中管理, 麻酔 46: S61-S67,1997
12. Kainuma ,M. Nakashima K, Sakuma I, et al. Hepatic venous hemoglobin oxygen saturation predicts liver dysfunction after hepatectomy. *Anesthesiology* 76: 379-386, 1992
13. Ozawa K. Biological significance of mitochondrial redox potential in shock and multiple organ failure- Redox Theory- *Prog Clin Bio Res* 111:39-66, 1983
14. Mori K, Ozawa K, Yamamoto Y, et al. Response of hepatic mitochondrial redox state to oral glucose load. Redox tolerance test as a new predictor of surgical risk in hepatectomy. *Ann Surg.* 211: 438-46, 1990
15. Nkatani T, Spolter L, Kobahashi K. Arterial ketone body ration as a parameter of hepatic mitochondria redox state during and after hemorrhagic shock. *World J Surg* 19: 592-6, 1995.
16. 青柳卓雄, 岸道男, 山口一夫, 渡辺真一. イヤピース・オキシメーターの改良 (第 13 回日本 ME 学会大会資料集) 1974, Pp90-91.
17. Jobsis FF. Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science* 198:1264-1267, 1977
18. Naulaers G, Meyns B, Miserez M, et al. Measurement of the liver tissue oxygenation by near-infrared spectroscopy. *Intensive Care Med.* 31:138-141, 2005.
19. El-Desoky AE, Seifalian A, Cope M, et al. Changes in tissue oxygenation of the porcine liver measured by near-infrared spectroscopy. *Liver Transpl Surg.* 5:219-26.1999
20. J.Vanderhaegen , L Dehing, G Naulaers et al. Use of the liver tissue oxygenation index as a noninvasive parameter of intestinal ischemia in rabbits. *World J Surg* 31: 2359-2362, 2007
21. Belin de Chantemele E, Gauquelin-Koch G, Duvareille M, et al. Blood volume measurement: The comparison of pulse dye densitometry and Dill and Costill's methods. *Life Sci.* 78:1564-9, 2006.
22. Akita H, Sasaki Y, Yamada T Real-time intraoperative assessment of residual liver functional reserve using pulse dye densitometry. *World J Surg.* 32:2668-74. 2008
23. Reekers M, Simon MJ, Boer F, et al. Pulse dye densitometry and indocyanine green plasma disappearance in ASA physical status I-II patients. *Anesth Analg.* 110:466-72, 2010.
24. Sato T, Kurokawa T, Kusano T et al. Uptake of indocyanine green by hepatocytes under inflow occlusion of the liver. *J Surg Res.* 105: 81-5., 2002

混合静脈血酸素飽和度および中心静脈血酸素飽和度の意義

松田直之

はじめに

1970 年に Harold James Swan と William Ganz により肺動脈カテーテルがスワン・ガンツカテーテルとして N Engl J Med¹⁾ に公表されて以来、既に 40 年の歳月が経過した。現在も心臓血管手術などの侵襲性の高い手術では、手術中の心機能評価として肺動脈カテーテルを用いて心機能評価が行われている。しかし、モニターは限りなく非侵襲的進化を見せ、現在はエコーによる可視的な心機能評価も重要とされるようになった。このような現状において、肺動脈カテーテルから得られる混合静脈血酸素飽和度 (mixed venous oxygen saturation : $S\bar{v}O_2$) や中心静脈路より得られる中心静脈血酸素飽和度 (central venous oxygen saturation : $ScvO_2$) は、体循環の最終静脈系のヘモグロビン (Hb) 酸素飽和度を数値情報として提示するものである。本稿では、これら $S\bar{v}O_2$ および $ScvO_2$ の意義を理論と臨床研究に照らして論じる。

1. 肺動脈カテーテルと混合静脈血酸素飽和度

1971 年に Ganz ら²⁾ は、20 名の健常成人を用いた臨床研究で熱希釈法による心拍出量の測定が色素希釈法による測定と近似することを示し、熱希釈法による肺動脈カテーテルを用いた心拍出量測定法を提案した。その数年後には、共同研究者だった Forrester や Swan により肺動脈楔入圧を横軸、心係数を縦軸として心機能評価と治療指針を結びつけた Forrester subset 分類³⁻⁵⁾ が提唱され、虚血性心疾患による不全心の治療概念などとして Forrester subset 分類が定着した。

このような状況より肺動脈カテーテルが普及する過程で、 $S\bar{v}O_2$ の臨床応用が本邦の重症患者管理においても進んだ。 $S\bar{v}O_2$ の算出には、理論的には表のように動脈血酸素飽和度 (SaO_2) と酸素摂取率 ($\dot{V}O_2/\dot{D}O_2$) を必要とする。しかし、現在の $S\bar{v}O_2$ の持続測定においては、多波長による吸光度を利用した機序により肺動脈採取血を

表 混合静脈血酸素飽和度の算出

arterial O_2 content (CaO_2)	動脈血酸素含量 (正常値 : 16~22mLO ₂ /dL)
$1.39 \times Hb \times SaO_2 + 0.0031 \times PaO_2$	
mixed venous O_2 content ($C\bar{v}O_2$)	混合静脈血酸素含量 (正常値 : 12~17mLO ₂ /dL)
$1.39 \times Hb \times S\bar{v}O_2 + 0.0031 \times P\bar{v}O_2$	
O_2 consumption index ($\bar{V}O_2I$)	酸素消費量係数 (正常値 : 110~150mL/min/m ²)
$(CaO_2 - C\bar{v}O_2) \times CI \times 10$	
oxygen delivery index ($D_{O_2}I$)	酸素運搬係数 (正常値 : 500~650mL/min/m ²)
$CaO_2 \times CI \times 10$	
oxygen extraction (oxygen utilization)	酸素摂取率 (正常値 : 0.2~0.3)
$\dot{V}O_2/\dot{D}O_2 = (CaO_2 - C\bar{v}O_2)/CaO_2$	
mixed venous oxygen saturation ($S\bar{v}O_2$)	混合静脈血酸素飽和度 (正常値 : 68~77 %)
$S\bar{v}O_2 = SaO_2 \times (1 - \dot{V}O_2/\dot{D}O_2)$	

用いてHb濃度あるいはヘマトクリット値と $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ を入力することで、 $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ が持続計測値として追跡できる。この背景として、1990年にはRoubyら⁶⁾により数社の開発した肺動脈カテーテルが比較され、3波長吸光度システムのより高い $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ の追従性が指摘され、さらに1994年には血液閉鎖回路におけるScuderiら⁷⁾の検証により2波長吸光度システムより3波長システムの優位性が明らかとされた。このように、肺動脈カテーテルを用いて測定される $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ は、より高度な多波長吸光度システムにより持続計測が可能となり、組織酸素消費が安定している状態では、主にHb濃度、 SaO_2 、心拍出量により規定され、Hb濃度や SaO_2 の安定のものとで心拍出量の変化を $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ の変化でモニターするようになった。

このような $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ 持続測定は、急性期循環管理などに用いられてきたが、手術中と異なり集中治療領域では必ずしも生命予後を改善する必須モニターとは考えられていない。Gattinoniら⁸⁾の56施設の集中治療室(intensive care unit: ICU)を対象とした多施設共同前向き試験では、 $\text{S}\bar{\text{v}}\text{O}_2$ の高い安定した管理が30日死亡率を改善させないことが明らかとされた。また、Richardら⁹⁾のフランス36施設のICUにおけるショックおよび急性呼吸促進症候群の676名を対象とした多施設共同前向き試験では、1次エンドポイントである28日死亡率に対して肺動脈カテーテルによる管理は影響を与えず、2次エンドポイントである14日までの臓器補助期間、カテコラミン使用などにも差が認められていなかった。さらに、Yuら¹⁰⁾により報告された2003年の米国7大学における敗血症を対象とした肺動脈カテーテルの多施設共同前向き研究では、1,010名が解析され、肺動脈カテーテル挿入によりICU在室期間が有意に延長し、医療費が約2倍に増加してしまう

悪い結果となった。

集中治療管理では、手術中と異なり、循環管理を超えた、例えば感染管理や栄養管理¹¹⁾などの強い因子が生命予後に影響する。カテーテル感染症の起炎菌としては、カンジダ属などの真菌の検出率が高いことが知られているが、Richardら⁹⁾のフランスの報告では肺動脈カテーテル留置により約2.8%に菌血症を合併し、また2005年のESCAPE Study (Evaluation Study of Congestive Heart Failure and Pulmonary Artery Catheterization Effectiveness study)¹²⁾では肺動脈カテーテル留置により約4%の患者に菌血症や肺血栓塞栓症などによる心停止などの重篤な合併症が生じたと報告されている。肺血栓・塞栓症は、近年、周術期管理としてその予防策が徹底されているが、Sandhamら¹³⁾のデータでは肺動脈カテーテル留置による肺血栓塞栓症の合併率は0.9%であった。以上を踏まえて、肺動脈カテーテルは急性期循環管理に有用ではあるものの、その利用はダイナミックに循環が変動する時期においてのみとするべきであり、循環病態を把握した後は可能な限り早期に抜去することが望ましいと考えられる。

2. 中心静脈血酸素飽和度

現在、救急外来やICUなどの心機能評価では体表エコーをルーティンに使用するようになり、また、手術中は経食道エコーの使用により、肺動脈圧、左室拡張末期容積、1回拍出量、左室駆出率などを非侵襲的に測定できるようになった。このため、これらを用いてForrester subset分類に類した心不全治療ができる。一方、このような状況においても、中心静脈路採血により ScvO_2 を評価でき、現在は肺動脈カテーテルとほぼ同一の原理により、中心静脈カテーテルに連続的 ScvO_2 測定機能を付属させたカテーテル製品が

発売されるようになった。このような $ScvO_2$ モニターは、既に 1969 年の段階で Scheinman ら¹⁴⁾により報告されていた。

これまでに $ScvO_2$ を全身管理に応用した代表的なものとして、2001 年に Rivers らにより N Eng J Med に報告された early goal-directed therapy (EGDT)¹⁵⁾ が知られている。この EGDT は、重症敗血症および敗血症性ショックの死亡率を低下させる目的で作成された surviving sepsis campaign guidelines 2008 年改訂版¹⁶⁾においても、敗血症性ショックにおける初期管理として重要とされている。EGDT は、平均血圧 ≥ 65 mmHg, 尿量 ≥ 0.5 mL/kg/時, 中心静脈圧 8~12 mmHg, そして $ScvO_2 \geq 70\%$ を目標に、適切な輸液管理とカテコラミンの適正使用を行うことにより、敗血症性ショック発症の 6 時間以内にショック離脱を目標とするものである。しかし、敗血症をはじめとする様々な急性期病態において、必ずしも $ScvO_2$ の絶対値は $S\bar{v}O_2$ の絶対値の代替えとならず、また、持続高値となり変動や低下を示さない可能性がある。

Dueck ら¹⁷⁾による脳外科手術 70 症例を対象とした肺動脈、上大静脈、右心房における 502 検体の酸素飽和度の検討では、上大静脈領域の酸素飽和度が肺動脈領域の酸素飽和度より 10 % を超えて高いものが約 8.3 % に認められている。 $ScvO_2$ は上大静脈領域で計測する際には下大静脈および心臓の静脈回収血を過小評価する可能性があり、下大静脈領域で計測する際には上大静脈領域および心臓からの灌流を過小評価する可能性を念頭に置かねばならない。このように、 $ScvO_2$ は測定部位による問題を踏まえて、必ずしも $S\bar{v}O_2$ を鋭敏に模倣するものではない。Dueck ら¹⁷⁾のデータでは中心静脈カテテル先端が右心房内に存在していようと $ScvO_2$ と $S\bar{v}O_2$ が強く解離している例が約 8 % に認められ、一般に、ショックや臓器不全病態では $ScvO_2$ は $S\bar{v}O_2$ より 5~18 % 高く推移し、ばらつきが大きいことが知られている¹⁴⁾。

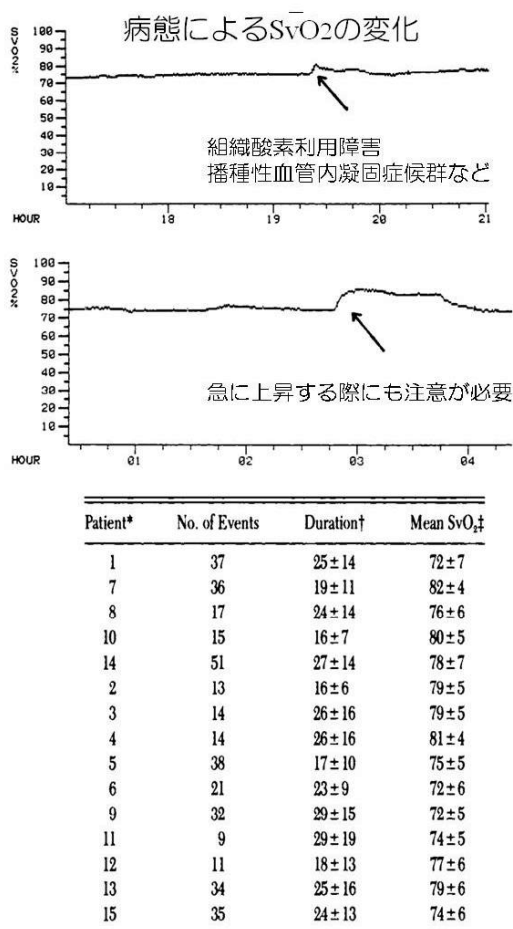


図 2. 敗血症性ショック患者における肺動脈酸素飽和度の持続高値

敗血症病態では、肺動脈酸素飽和度 (mixed venous oxygen saturation: $S\bar{v}O_2$) が高く保たれる患者が存在し、 $S\bar{v}O_2$ が上昇する際に組織酸素利用障害が生じた可能性がある (図: 文献 18 より抜粋)。

病態生理学的には敗血症などのシャント血流が増加する病態や、組織酸素消費が低下する病態では $S\bar{v}O_2$ や $ScvO_2$ の絶対値は高値となりやすく、1993 年に既に Krafft ら¹⁸⁾ (図) が発表しているように $ScvO_2 < 70\%$ を目標に輸血やドブタミン投与を考慮する EGDT プロトコル^{15,16)} は必ずしも適切なものとは言えない。特に、播種性血管内凝固症候群を合併した全身性炎症病態では、毛細血管レベルを含む血管内皮細胞障害により、組織への有効な酸素供給が損なわ

れるため、 $ScvO_2$ や $S\bar{v}O_2$ は高く保たれる傾向があり、さらに変動しにくい傾向を示す。

以上のように、正常な状態から急激に心機能が変化する場合には、 $S\bar{v}O_2$ や $ScvO_2$ 低下は心拍出量低下や組織虚血の可能性を示唆する指標となるが、あくまでも $S\bar{v}O_2$ や $ScvO_2$ の絶対値は全身評価としての酸素化と酸素利用効率の指標にすぎず、必ずしも局所組織虚血の程度を鋭敏に評価できないことに注意が必要と考える。

おわりに

本稿では、肺動脈カテーテルと $S\bar{v}O_2$ 、さらに $ScvO_2$ に関する概念と臨床研究を紹介し、それらの意義と限界について論じた。このような循環モニタリングは、急性期循環管理において的確な循環管理指針を示してくれる利点がある。代謝が大きく変化しない手術などの循環管理では、これらは未だに多くの循環管理指針を与えてくれている。本稿に記した $S\bar{v}O_2$ や $ScvO_2$ の適正使用が、今後も急性期病態管理の中でより明確とされることを期待している。

引用文献

1. Swan HJ, Ganz W, Forrester J, et al. Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *N Engl J Med* 1970;283:447-51.
2. Ganz W, Donoso R, Marcus HS, et al. A new technique for measurement of cardiac output by thermodilution in man. *Am J Cardiol* 1971;27:392-6.
3. Forrester JS, Diamond G, Chatterjee K, et al. Medical therapy of acute myocardial infarction by application of hemodynamic subsets (first of two parts). *N Engl J Med* 1976;295:1356-62.
4. Forrester JS, Diamond G, Chatterjee K, et al. Medical therapy of acute myocardial infarction by application of hemodynamic subsets (second of two parts). *N Engl J Med* 1976;295:1404-13.
5. Forrester JS, Diamond GA, Swan HJ. Correlative classification of clinical and hemodynamic function after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1977;39:137-45.
6. Rouby JJ, Po?te P, Bodin L, et al. Three mixed venous saturation catheters in patients with circulatory shock and respiratory failure. *Chest* 1990;98:954-8.
7. Scuderi PE, MacGregor DA, Bowton DL, et al. A laboratory comparison of three pulmonary artery oximetry catheters. *Anesthesiology* 1994;81:245-53.
8. Gattinoni L, Brazzi L, Pelosi P, et al. A trial of goal-oriented hemodynamic therapy in critically ill patients. *SvO2 Collaborative Group. N Engl J Med* 1995;333:1025-32.
9. Richard C, Warszawski J, Anguel N, et al. French Pulmonary Artery Catheter Study Group. Early use of the pulmonary artery catheter and outcomes in patients with shock and acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *JAMA* 2003;290:2713-20.
10. Yu DT, Platt R, Lanken PN, et al. AMCC Sepsis Project Working Group. Relationship of pulmonary artery catheter use to mortality and resource utilization in patients with severe sepsis. *Crit Care Med* 2003;31:2734-41.
11. McClave SA, et al. Guidelines for the Provision and Assessment of Nutrition Support Therapy in the Adult Critically Ill Patient: Society of Critical Care Medicine (SCCM) and American Society for Parenteral and Enteral Nutrition (A.S.P.E.N.). *J Parenter Enteral Nutr* 2009;33:277-316.
12. Binanay C, Califf RM, Hasselblad V, et al. Evaluation study of congestive heart failure and pulmonary artery catheterization effectiveness: the ESCAPE trial. *JAMA* 2005;294:1625-33.
13. Sandham JD, Hull RD, Brant RF, et al. A randomized, controlled trial of the use of pulmonary-artery catheters in high-risk surgical patients. *N Engl J Med* 2003; 348:5-14.
14. Scheinman MM, Brown MA, Rapaport E. Critical assessment of use of central venous oxygen saturation as a mirror of mixed venous oxygen in severely ill cardiac patients. *Circulation* 1969;40:165-72.
15. Rivers EP, Nguyen B, Havstad S, et al. Early

- goal-directed therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med* 2001;345:1368-77.
16. Dellinger RP, Levy MM, Carlet JM, et al. Surviving Sepsis Campaign: international guidelines for management of severe sepsis and septic shock: 2008. *Crit Care Med* 2008;36:296-327.
 17. Dueck MH, Klimek M, Appenrodt S, et al. Trends but not individual values of central venous oxygen saturation agree with mixed venous oxygen saturation during varying hemodynamic conditions. *Anesthesiology* 2005;103:249-57.
 18. Krafft P, Steltzer H, Hiesmayr M, et al. Mixed venous oxygen saturation in critically ill septic shock patients. The role of defined events. *Chest* 1993;103:900-6.
- キーワード：
肺動脈カテーテル，混合静脈血酸素飽和度，
中心静脈血酸素飽和度，虚血

ワイヤレス生体モニタの麻酔科医の術中バイタル解析への応用

吉川武樹, 惣谷昌夫*, 小林慎治†, 木村映善‡, 石原謙‡

はじめに

近年, ワイヤレスの生体モニタが小型化され, また安価で入手が可能である. これは病院内・施設内患者のモニタリングや地域での患者のモニタリング等に使用が検討されている. しかし, そのようなモニタは患者への使用が主であり, 医療関係者への使用は報告がない. そこで今回, 手術時に麻酔科医に装着することにより, 麻酔中バイタルサインがどのように変化するかを解析した.

RF-ECG

今回使用したワイヤレスのモニタはマイクロ・メディカル・デバイス株式会社の「RF-ECG」である. 「RF-ECG」は小型・軽量で心電図の計測が可能である. また, 3軸加速度センサーと表面温度計も搭載しており, 完全に非拘束状態での運動の様子をリアルタイムで計測することが可能になっている. 図1に本システム全体の構成図を示す. 図2はRF-ECG本体の写真である. これに電極をつけた写真が次の図.3である. 本装置を装着した状態を図4に示す. また図5はUSB受信機である.

方 法

RF-ECG を麻酔科医が手術時に装着し, 計測用のノート PC を手術室に持ち込み, 非拘束の

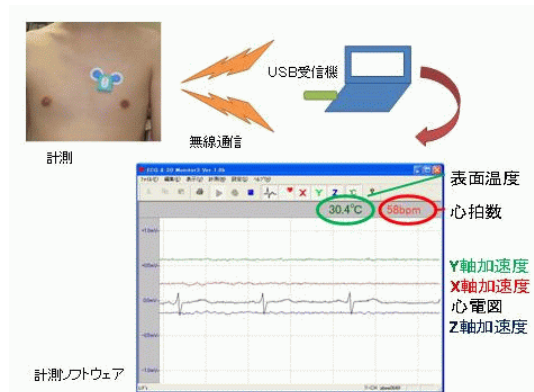


図1 システム構成図

被検者に装着した RF-ECG から 2.4 GHz 帯の無線で計測データを送信し, パソコンの USB ポートに接続した受信機で受信, 計測ソフトウェアでリアルタイムにデータの保存が可能となっている. なお, サンプリング周波数は 204Hz, 電源はコイン型リチウム電池, データは CSV 形式で保存可能であり, 周波数チャンネルは 5 チャンネルある. 受信距離は障害物がなければ約 15 メートルであり, 院内でのテスト使用及び, 手術室での使用に特に支障は感じなかった.



図2 RF-ECG 本体

左: 表側 電源スイッチと動作 LED,
右: 裏側 電極装着部と電池挿入部

状態で, 通常通り麻酔業務を行い, 麻酔の初め

愛媛大学医学部附属病院総合臨床研修センター

*愛媛大学医学部附属病院 麻酔科蘇生科

†愛媛大学医学部附属病院第一内科

‡愛媛大学 大学院 医学系研究科 医学専攻 医療情報学分野

から終わりでバイタルサインがどのように変化するかを解析した。実際には、麻酔導入前に記録を開始し、患者退出後までを記録した。解析対象は麻酔科医1名の、全身麻酔4件、脊髄くも膜下麻酔2件での心拍数である。導入・維持・覚醒の3つのフェーズでの心拍数の平均・標準偏差を求めた。

結 果

全身麻酔4件、脊髄くも膜下麻酔2件での、導入・維持・覚醒それぞれの心拍数の平均・標準偏差を以下に示す。

全身麻酔 (4 件)			
	導入	維持	覚醒
平均	79.3	65.5	63.3
標準偏差	9.3	4.7	5.5

脊髄くも膜下麻酔 (2 件)			
	導入	維持	術後
平均	71.5	63.5	60.2
標準偏差	7.5	4.2	5.9

考 察

今回、全身麻酔4件及び脊髄くも膜下麻酔2件で計測を行ったが、その結果から導入時の方が心拍数の平均・ばらつきともに大きいことが分かる。しかしこれは、被検者に依存した情報であり、様々な要因が影響を及ぼすため、これを麻酔科医間で比較すればよいというものではない。これらの情報に影響を与える要素として、麻酔科医の技量レベル、体調・コンディション、まわりのスタッフ、スーパーバイザー、麻酔手技の内容など、考えられる要素は多い。単純な群内比較・群間比較はもとより、主成分分析や因子分析といった多変量解析を行うことによって、



図3 RF-ECG (電極装着)
左：表側 右：裏側

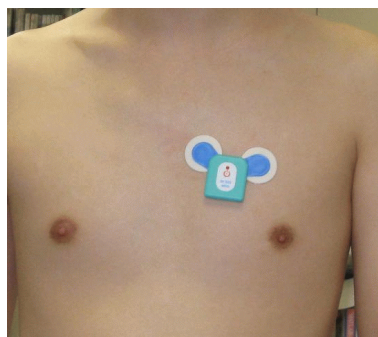


図4 装着時の写真
このように邪魔にならない小型のモニタである。なお、受信機はUSBを用いている。



図5 USB 受信機

ストレスの要因を検討することができるようになると考えられる。しかし、こうした検討のためにまず必要なことはより多くの計測データを得ることであり、麻酔科医だけでなく、看護師をはじめとした他の手術室スタッフ、執刀している外科医のデータや患者のデータもあればより多くのことがわかる可能性がある。

このモニタを用いることで、麻酔業務に差し支えることなく麻酔科医のバイタルサインの変化を実際に麻酔業務を行いながら、記録することができる。今回使用したデバイスは以上のような目的のために非常に有用であると考えられる。

今回は解析の対象にはしていないが、このモニタには3軸（前後・左右・上下）の加速度セン

サもついている。これについても検討を行うことで新たな知見が得られるかもしれない。緊張している時の動きはそうでないときと比較して異なる可能性があるから、そうした要素も定量化できると考えている。動きの評価を行うためには麻酔時のビデオ記録からの画像処理や、加速度データを上手く組み合わせることでそれが実現できるであろう。

麻酔科医のバイタルサインに影響を及ぼす要因は多々あると思われるが、このようにデータをふやし、画像解析を併用することによって、因果関係を明らかにできる可能性がある。また、麻酔科医以外の医師、看護師にも同様の計測を行うことでより一般化した、汎用性のあるストレスの index を作ることが可能ではないかと考える。それらは産業保健的にも有用かもしれない。

ABSTRACT

An application of a wireless monitoring system for the analysis of vital signs of anesthesiologist in operations

Takeki Yoshikawa¹⁾, Masao Soutani²⁾,
Shinji Kobayashi³⁾, Eizen Kimura⁴⁾
and Ken Ishihara⁴⁾

Wireless monitoring systems are miniaturized, and the use is examined by the monitor of the patient in the region etc. in recent years. However, such a monitor is main use to the patient, and use to medical personnel is not so performed. Then, how the vital sign changed by installing it in the anesthesiologist when operating while anesthetizing it this

time was analyzed. "RF-ECG" that we used in this time can measure the electrocardiogram in small and lightness. Moreover, three axis acceleration sensor and the surface thermometer are installed, and it becomes possible to measure the appearance of the movement in real time completely while non-restrained. How the vital sign changed at the time of anesthetizing was analyzed. The change in anesthesiologist's vital sign was able to be recorded without hindering the anesthetizing business in using this monitor. It is thought that it is a very useful device which phase in the anesthetizing business becomes a stress load for the anesthesiologist is analyzed. There is a possibility that the causal relation can be clarified by increasing the number of data, and using the image analysis together though it seems that there is factor in which it influences anesthesiologist's vital sign a lot, too. Moreover, it is thought that index of the stress that has generality more by doing a similar measurement also to the other doctor and nurses can be made. They might be useful to public health.

Key words:

vital signs, wireless monitoring system, stress

1) Postgraduated clinical training center of Ehime University Shitsukawa, Toon, Ehime ,791-0295, Japan

2) Department of Anesthesiology and Resuscitology Ehime University School of Medicine Shitsukawa, Toon, Ehime ,791-0295, Japan

3) Department of Bioregulatory Medicine, Ehime University Graduate School of Medicine Shitsukawa, Toon, Ehime ,791-0295, Japan

4) Department of Medical Informatics Ehime University School of Medicine Shitsukawa, Toon, Ehime ,791-0295, Japan

インターネットを活用したアンケート調査

森本康裕

はじめに

変化しつつある医療の現状を把握するのにアンケート調査は有用である。しかし、アンケート調査を行うには多大の労力と費用が必要になる。筆者は2006年に日本静脈麻酔学会での講演（レミフェンタニルとTIVAについて）を依頼された際、TIVAの現状についてのアンケート調査を思い立った。個人が、短期間にアンケート調査を行うため、インターネット上のアンケートフォームを活用した。以後、合計5件のアン

ケート調査を行ったので報告する。

方 法

インターネット上のアンケートフォームとしてフォームマン (<http://www.formman.com/>) の無料サービスを使用した。アンケートフォームを作成し（図1）、メーリングリスト（麻酔ディスカッションリスト）で告知した。回答者がアンケートに回答後、csv形式でダウンロードし、エクセルで集計した。集計結果は、学会の講演・シンポジウムで発表後、論文にまとめて公開した。

中心静脈穿刺に関するアンケート	
中心静脈穿刺に関するアンケートです。麻酔導入後に成人に対して行方としてご回答下さい。 「*」のついたものは必須項目です。ご協力をお願いします。	
あなたの専門医は？ *	☐ 初期研修医 ☐ 後期研修医 ☐ 種別医 ☐ 専門医 ☐ 指導医 最も上位の専門医を選択して下さい
麻酔経験年数を教えてください *	☐ 0-2年 ☐ 2-5年 ☐ 5-10年 ☐ 10-20年 ☐ 20年以上
あなたの中心静脈穿刺の頻度は？ *	☐ ほぼ毎日 ☐ 週2-3例 ☐ 週1例 ☐ 月2-3例 ☐ 月1例 ☐ ほとんどない
中心静脈穿刺の前に患者からICを取っていますか？ *	☐ 全例 ☐ 症例による ☐ 取っていない
麻酔導入後の中心静脈穿刺の際の第1選択は？ *	☐ 内頸静脈 ☐ 鎖骨下静脈 ☐ 大腿静脈 ☐ 症例により異なる
最も多く使用するカテーテルは？ *	☐ アーガイル マイクロニードル ☐ テルモ レガフォース ☐ アロー ☐ その他のセルジンガー法キット ☐ セルジンガー法以外
セルジンガー法の場合、使用している穿刺針は？	☐ 金属針 ☐ テフロン針 ☐ 症例により使い分ける
穿刺時にはガウンを着用していますか？ *	☐ 着用している ☐ 着用していない ☐ 症例による
内頸静脈穿刺について：穿刺前に超音波で血管の走行を確認していますか？ *	☐ ほぼ全例 ☐ 症例により(50%以上) ☐ 症例により(50%以下) ☐ 行っていない
超音波ガイド下穿刺を行っていますか？ *	☐ ほぼ全例 ☐ 症例により(50%以上) ☐ 症例により(50%以下) ☐ 行っていない 内頸静脈穿刺の場合です。
鎖骨下静脈への穿刺について：穿刺前に超音波で血管の走行を確認していますか？ *	☐ ほぼ全例 ☐ 症例により(50%以上) ☐ 症例により(50%以下) ☐ 行っていない 穿刺の頻度が少ないときは省略して下さい
超音波ガイド下穿刺を行っていますか？ (鎖骨下静脈)	☐ ほぼ全例 ☐ 症例により(50%以上) ☐ 症例により(50%以下) ☐ 行っていない
鎖骨下静脈穿刺と内頸静脈穿刺の割合は？	☐ ほとんど内頸静脈 ☐ 症例による(内頸>鎖骨下) ☐ 症例による(鎖骨下>内頸) ☐ ほとんど鎖骨下静脈
穿刺後の胸部X線写真について *	☐ カテーテル挿入後直ちに撮影 ☐ 手術終了後に撮影 ☐ 撮影しない
主に使用している超音波装置は？	☐ iLook ☐ ソノサイト 180 ☐ ソノサイト マイクロマックス ☐ GE vivid ☐ その他の携帯型エコー ☐ 汎用エコー エコーを使用していない場合は省略して下さい。
超音波以外に使用しているものはありますか？	☐ ドップラー ☐ X線透視 ☐ カテーテル留置後の胸部X線撮影 複数回答可(50%以上使用している場合にチェックして下さい)

図1 アンケートフォーム

結 果

2006 年から 2009 年までの 4 年間で 5 件のアンケート調査を行った。回答者はいずれも 200 名弱であった。結果は 5 件の論文にまとめ、1 件投稿準備中である（表）。

考 察

インターネットを利用したアンケート調査により個人でも多くの調査を施行し、速やかに結果を公開することが可能であった。従来のアンケート調査では、解答用紙の配布、回収、集計の作業が必要であった。解答用紙の配布は郵送が主であり、宛名データを入手する必要がある上、宛名書きや郵送料が必要になる。回収は FAX あるいは郵送で行うが、郵送の場合は返信用切手の費用も発生する。最後に紙データをエクセルなどに入力する手間が必要である。これに対して、インターネットを活用すれば、解答用紙の配布は、メーリングリストで告知して、インターネット上のアンケートフォームで回答することで可能になる。回収は入力結果をダウンロードするだけである。しかもダウンロードしたファイルをそのままエクセルで読み込めるので大幅な省力化が可能であった。継続的にアンケートを行うことで経時的な変化を把握することも可能である。図 2 はプロポフォールを投与する場合の TCI の使用比率の経年的な変化である¹⁾²⁾³⁾。2006 年の調査と比べて 2008 年では TCI 投与の割合が多くなった。図 3 は、レミフェンタニルと併用する際のセボフルランの平均的な維持濃度である²⁾³⁾。レミフェンタニル発売直後は添付文書に従い 1%前後で維持していたが、その後徐々に濃度が高くなり 1.5%前後が中心となっている。一方、短所もある。今回は ID やパスワー

年		回答者数	結果の公開
2006	TIVAに関するアンケート調査	181	J-SIVAランチョン 日本臨床麻酔学会雑誌 ¹⁾
2007	レミフェンタニルの使用状況に関する調査	196	日本麻酔科学会シンポ 臨床麻酔 ²⁾
2008	レミフェンタニルの使用状況に関する調査(第2回)	158	日本麻酔科学会シンポ 臨床麻酔 ³⁾⁴⁾
2008	中心静脈穿刺に関する調査	131	日本麻酔科学会シンポ 麻酔 in press ⁵⁾
2009	術中覚醒に関する調査	172	日本麻酔科学会シンポ 投稿準備中

表

プロポフォールTCIの使用

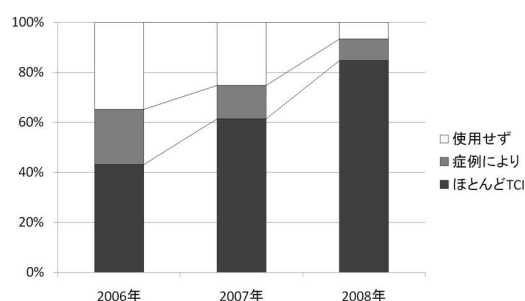


図 2

セボフルランの維持濃度 (%)

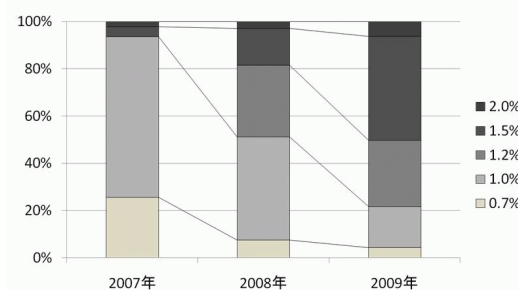


図 3

ドなどを発行しておらず悪意のある回答者を除外することはできない。また、インターネットを使用することで回答者が麻酔科医全体を反映しているかどうかは不明である。実際、選挙前のインターネットによる世論調査は、新聞などによる調査とはやや結果が異なることが知られている。今後、回答者への告知方法の改良や ID

の発行等によりより正確な結果が得られる可能性がある。

参考文献

1. 森本康裕, 歌田浩二. 麻酔科研修における TIVA/TCI 教育の意義. 臨床麻酔学会雑誌 2007;27:645-651
2. 森本康裕, 佐伯仁, 萩平哲. 本邦における レミフェンタニルの使用状況. 臨床麻酔 2008;32:247-252
3. 森本康裕, 野上裕子. 本邦におけるレミフェンタニルの使用状況. (第 2 報) 臨床麻酔 2008;32(12):1983-1988
4. 森本康裕, 野上裕子. セボフルラン-レミフェンタニル麻酔中の術中覚醒. 臨床麻酔 2009;33:1283-1285
5. 森本康裕, 吉川智枝. 手術室における中心静脈穿刺の現状 麻酔 投稿中

ABSTRACT

The questionnaire survey on the Internet.

Yasuhiro Morimoto

We have performed five questionnaire survey about anesthesia on the Internet. The notification of the surgery was on the mailing list of anesthesiologists. The question and answer were performed on the Internet questionnaire form. The results of survey was got by dawn-loaded Excel file. With using Internet questionnaire form, we got many results easily and rapidly. To evaluate current status of medicine, the questionnaire survey on the Internet is useful.

Webサーバを介した手術部門システムと病院情報システムとの連携

寺井岳三, 松浦康司

はじめに

第25回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会学術集会(2007年, 所沢市)で, 大阪労災病院に2007年4月に導入された手術部門システム CIS-ORTM(GE 横河メディカルシステム株式会社)の特徴, 今後の構想について報告した¹⁾. 今後の構想として, Webサーバを介して手術部門システムと病院情報システム(HIS)を接続すれば, HIS 端末上で, または HIS の無線 LAN を介して携帯情報端末やノートパソコン上で, 院内どこからでも手術部門システムに術前・術後診察情報を入力できるようになる. さらに病棟の HIS 端末上に麻酔記録を表示でき, 手術進捗状況をリアルタイムに確認することができるようになる. この機能は予算が認められれば実現可能であると報告した.

今回, 予算が認められ, 2009年11月に Webサーバを介して手術部門システムと HIS を接続したので, その新機能の概要, 利点と問題点について報告する.

これまでの現状と問題点

2007年4月, オーダリングシステムを NEC 社製 Mega-OakTM に更新する際に, 手術部門システム CIS-ORTM が新規に導入された. 手術部門システム導入後は, 手術・麻酔申し込みの多くの紙伝票が廃止され運用は次のように変わった. 主治医は HIS のオーダリング端末で手術申込(手術予定オーダ・依頼オーダ)を行い, 手

大阪労災病院麻酔科

術室看護

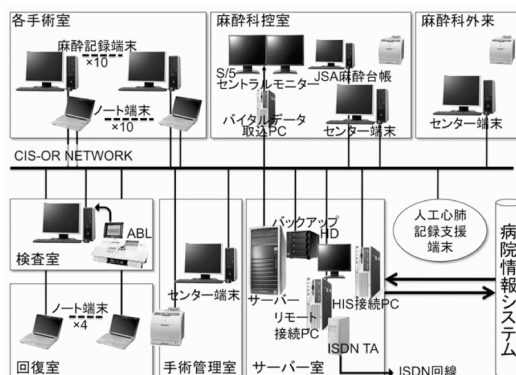


図1 手術部門システムの構成

師はオーダリング端末上で手術3日前に手術決定操作を行い, 決定後は患者情報が CIS-ORTM に取込まれて手術予定表ができ上がる. 麻酔術前診察は手術2日前に麻酔科外来の CIS-ORTM センター端末を用いて行い, 麻酔担当医を割当てる. 各手術室の麻酔記録端末では, 患者モニターのデータが自動記録され電子麻酔記録を作成する. 看護師は各手術室のノート端末で医事請求入力を行う. 回復室に入室後は回復室のノート端末に患者モニターのデータが自動で取り込まれて回復室記録が作成できる. 麻酔科控室, 手術管理室, 麻酔科外来の3ヶ所に設置したセンター端末では患者情報, 手術進捗状況, 麻酔記録を参照できる. 麻酔科控室のセントラルモニターでは, GE 社製 S/5TM 患者モニターの集中監視が可能である(図1).

ただし, HIS はオーダリングシステムを更新したのみで電子カルテの導入は見送られた. したがって, 手術・麻酔情報は電子化されたが, 麻

図 2 現行の麻酔術前診察記録／術後診察記録用紙
術後診察記録は術前診察記録用紙の一部に、病棟往診時に手書きで記入している。

酔術前・術後診察記録、麻酔記録は印刷して診療録に綴じる必要がある。

術前診察での問題点として、麻酔術前診察記録の入力と印刷は、麻酔科外来、麻酔科控室と手術管理室の3ヶ所のセンター端末でのみ可能であるため、術前診察で病棟に往診するときは手書き用紙で行い、往診後にあらためてセンター端末でデータを入力して印刷する必要があり、煩雑で時間を要した。

すべて病棟往診である術後診察では、手術部門システムにフリーコメントの入力は可能であったが、術前診察と同様に術後診察後にセンター端末への入力が手間であるため、診療録に手書きで記載するのみになっている(図2)。したがって、術後診察を行った麻酔科医により記載内容が統一されておらず、データを後から利用しにくかった。

また、病棟にはセンター端末がないため手術の進捗状況は確認できなかった。

追加された機能

今回追加された機能の概要は、1. 病棟で術前・術後診察情報を手術部門システムに入力で



図 3 手術部門システムと病院情報システム (HIS) の接続

HIS の無線 LAN を介して、モバイル PC の Web ブラウザ上で手術部門システムの参照および入力が可能。

き印刷できること。2. 病棟から手術の進捗状況が確認できることである。つまり Web サーバを介して手術部門システムと HIS を接続し、HIS 端末上で、または HIS の無線 LAN を介してモバイル PC 上で、手術部門システムの機能を使用できるようになった(図3)。モバイル PC は、Web ブラウザが動作すればいいので高機能のスペックは必要でない。今回導入したモバイル PC 端末は、画面サイズは10.1型(1024×600ドット)、CPUはインテル® Atom™ プロセッサ N280(1.66GHz)、メモリは1GB、ハードディスクは160GB、重量は1.14kgである。比較的小型で軽量であるため片手で持ったままベッドサイドでの入力は可能である。

新機能導入により、院内の HIS 端末がある所または HIS の無線 LAN が届く範囲内では、手術部門システムを操作できるようになり、術前・術後診察情報の入力ができるようになった(図4)。前述したように、当院の HIS はオーダーリングシステムであり、電子カルテは導入されていないため、術前・術後診察記録を診療録に綴じる必要がある。そのために、記録用紙を病棟の



図4 術前・術後診察情報の入力

モバイル PC を用いてベッドサイドで術前・術後診察記録入力ができ、診察記録用紙は病棟の HIS 端末から病棟のプリンタに印刷可能。

プリンタで印刷することも可能である(図4)。

病棟の HIS 端末から手術予定・進捗状況が参照できるようになった。麻酔記録表示ボタンをクリックすると麻酔記録が一定のタイミングで書き出されている PDF ファイルが表示される(図5)。書き出しタイミングを短くすればサーバに負荷がかかるため現在は15分毎に設定している。

利点と問題点

術前・術後診察を効率的に行うことは麻酔科医の過重労働を軽減するために必要と考えられる。新機能導入により往診による術前診察に要す

る時間が短縮された。術後診察は手書きからモバイル PC 上の入力に変わったので、入力され

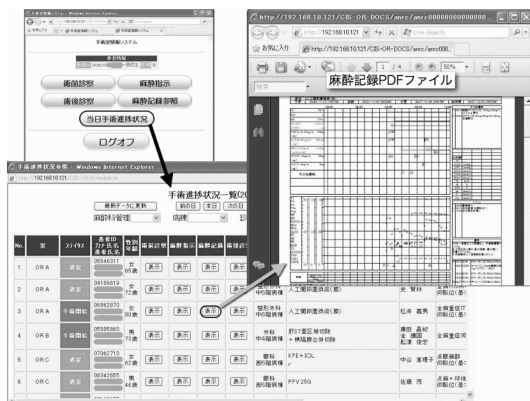


図5 手術進捗状況一覧表示

病棟の HIS 端末で手術進捗状況の参照と麻酔記録 PDF ファイルの表示が可能。

たデータはデータベースとしてあとから簡単に利用できるようになった。ただしチェックする項目を統一させるために項目数が増加したため診察に要する時間がやや長くなった。記録用紙を病棟のプリンタで印刷して診療録に綴じる作業が増えた。

病棟からは手術進捗状況とともに麻酔記録を参照できるようになったが、一定のタイミング（現在は 15 分毎）で PDF ファイルに書き出して表示させるため実際の進捗状況より遅れて表示されている。

今後の課題

ベッドサイドでの術前・術後診察の時間を短縮させるためには、タブレット PC のような入力操作がしやすい端末を導入した方がよいかもしれない。HIS が電子カルテに更新されれば、診察記録用紙を印刷して診療録に綴じる作業が不要となり時間の短縮がはかれる。

サーバに負荷がかかるかもしれないが、麻酔記録を PDF ファイルに書き出すタイミングをより短縮すれば、HIS 端末上で参照する麻酔記録が実際の麻酔記録に近づき、手術部門のリアルタイムに近い情報の共有が可能である。

まとめ

Web サーバを介して手術部門システムと HIS を接続し、HIS 端末から、または HIS の無線 LAN を用いてモバイル PC から手術部門システムの操作が可能となった。病棟への往診による術前診察に要する時間が短縮され、術後診察情報の入力が統一されデータベースとして有効利用が可能となった。病棟から手術進捗状況とともに麻酔記録を参照することができるようになった。今後、病棟での診察をより効率的に行うために

は入力しやすい端末の導入と HIS の電子カルテ化が望まれる。

参考文献

1. 寺井岳三, 藤井 崇. 当院での手術部門システム導入について. 風間富栄, 橋本 悟, 田中義文 編. 麻酔・集中治療とテクノロジー 2008, (印刷中)

ABSTRACT

Connection of the operation-related system and the hospital information system via a Web server

Takekazu Terai, Yasushi Matsuura

We connected an operation-related system to a hospital information system (HIS) via a Web server. Using a Web browser on the HIS terminals or a mobile computer terminal through the wireless Local Area Network in the ward enabled connection to the operation-related system. This shortened the time required for the preoperative medical examination of a patient at the bedside of the ward. It was also possible to input the data on the postoperative medical examination into the operation-related system at the bedside of the ward, and to effectively use the information as a database. Furthermore, the ward staff could check the progress of the operation and the anesthesia record of the patient on the HIS terminal of the ward. Since the HIS of our hospital is an order-entry system and not an electronic chart, it is necessary to print a medical examination record form and file it in the medical record. This task requires considerable effort. In the future, we expect to overcome this limitation by introducing a mobile computer terminal such as a tablet PC, which allows easy input, and by replacing this order-entry system with an electronic chart.

Key words:

hospital information system, operation-related system, Web server, mobile computer terminal

Department of Anesthesiology, Osaka Rosai Hospital 1179-3, Nagasone-cho, Kita-ku, Sakai-shi, Osaka 591-8025

高地での呼吸停止による S_{PO_2} の低下の実験と計算

諏訪邦夫, 石田等, 立原敬一

はじめに

はじめに: 航空機内での呼吸停止の危険を以前に指摘した(本学会, 2000 年度抄録, 「パルスオキシメーターを「健康機器」に: 富士登山のデータなど」). 機能的残気量から 30 秒程度の呼吸停止で, S_{PO_2} は, 平地では 5% 程度しか低下しないが, 機内では低下が 10% を超えて 70% 台まで低下することさえ予想外の結果であった.

このメカニズムは, 肺気量と酸素摂取率は不変と考えられるのに対して, 肺内の分子数は低圧分だけ低下しており, 酸素摂取率を BTPS で考慮すると低圧分だけ増量することになり, その分だけ肺泡気酸素レベルを大幅に低下させる故と推測する.

高地での血液ガスの研究成果は, 採血によるものもパルスオキシメーターを使用したものも大量の結果が出ているが, 「呼吸停止」ないし「息こらえ」を試みて, その間のパルスオキシメーターを試みた発表はほとんど見当たらない. 最初の観察は航空機内での呼吸停止であったが, 安定した条件で反復して実験する目的で高地での測定を試みた.

方 法

場所: 駒ヶ岳千畳敷 (標高 2620 m) は, 日本で乗り物で到達できる最高点の一つである. JR 飯田線駒ヶ根駅からバスとロープウェイを乗り継いで容易に達成できる.

日時: 2009 年 7 月 15 日, 晴天ではあったが雲は多く, 周囲の山は見え隠れしていた. 夏休み

前で乗り物・訪問箇所とも混雑はさほどではなかった.

気圧: ポータブルの簡易気圧計の示度は 730 hPa で, 実測の 2600 m での値に相当した.

使用機器: 気圧計はカシオ Protrek C-PTC4-3, パルスオキシメーターは Ubix ST/BL

被検者: 第一著者 KS, 男性, 72 歳

実験手順: 12:20 分に千畳敷に到着し, その休憩所で実験し, さらにレストランでの食事をはさんで実験を反復した. 25~32 秒 (平均 30 秒) の呼吸停止を 22 回行い, その前後の S_{PO_2} の数値を記録した. 使用したパルスオキシメーターは, ほぼ 1 秒間隔で数値を表示するが, 記録の機能はないので初期値と呼吸停止終了前後の最低値とを目視で記録した. したがって, 実測できた S_{PO_2} は呼吸停止前と呼吸停止 30 秒後の二点だけであった. なお, その後に周辺を軽く 2 時間ほどトレッキングして下山した.

計算方法: 30 秒間の呼吸停止による P_{AO_2} , S_{PO_2} , 酸素摂取率などを計算した. 機能的残気量と混合静脈血血液ガスを 30 秒間は不変と仮定した. 機能的残気量は 3000 ml, 混合静脈血組成は P_{VO_2} 40 mmHg, C_{VO_2} 15 ml/dl, 心拍出量は 5 L/分, P_{aCO_2} は 33 mmHg (軽度過換気) と仮定した. 酸素解離曲線の計算にはヒルの式を使用した. ヒル係数 n は 2.7, 位置を決める k 値は P_{50} を 27 mmHg とし逆算で求めた. すなわち,

$$S_{PO_2} = \frac{100 * (1/27)^{2.7} * P_{O_2}^{2.7}}{1 + (1/27)^{2.7} * P_{O_2}^{2.7}}$$

であり,

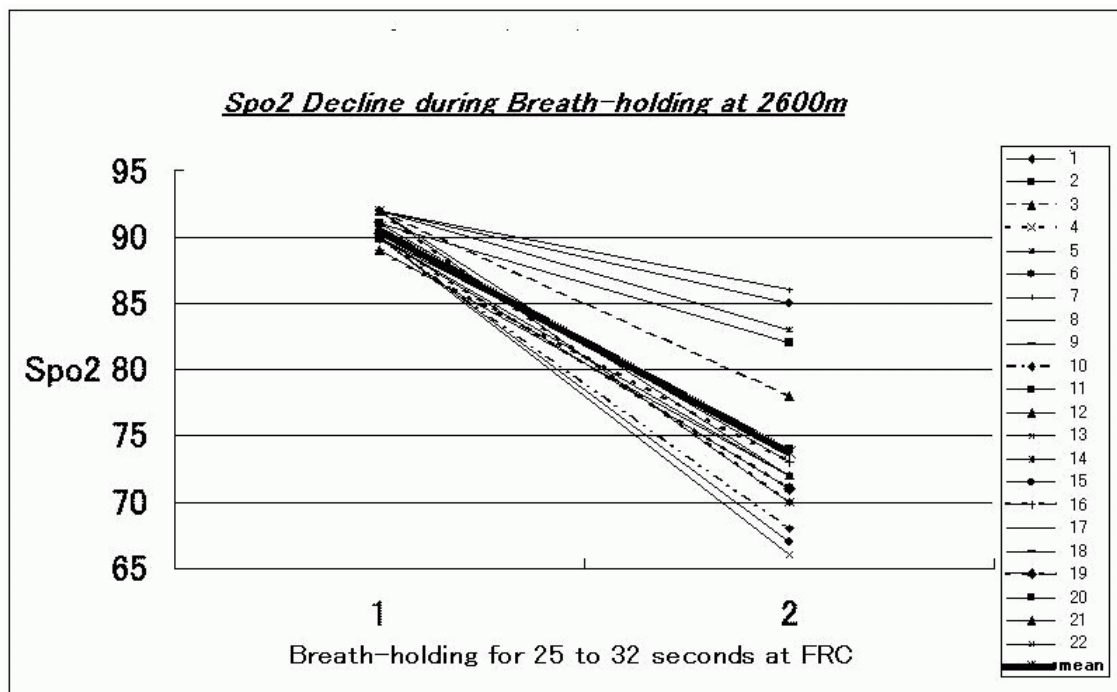


図 1 Comparison of S_{PO_2} values before and after some 30 seconds of breath-holding.

Note that the variation of control S_{PO_2} 's was small, yet that, after breath-holding, it markedly increased, indicating the unstable nature of respiration at this altitude. The mean value of S_{PO_2} after breath-holding was 73.8%.

ヒル式は逆関数が得られるが、溶存酸素を加えると逆関数が得られなくなるので、一部酸素含量 C_{O_2} から酸素分圧 p_{O_2} を算出する逆演算にはエクセルのゴールシークを利用した。

結 果

呼吸停止開始前の安静時 S_{PO_2} は、89～92%(平均 90.7%) と狭い範囲に安定しており、高度から予測した値 92.6 % に近かった。30 秒後の S_{PO_2} 値は、66～88%(平均 73.8%) と幅広くばらついた。間の休憩も含めて、一回の測定に 3～5 分を要した。計算による S_{PO_2} 値と酸素摂取率は、安静時で 92.6% と 4.23 ml/sec に対して呼吸停止 30 秒後は、各々 78.1% と 1.77 ml/sec (対照値の 40%) と低下した。観測された最低値 66% に対

応する酸素摂取率はさらに低かったものと推測する。

考 察

2600 m で呼吸停止実験では、航空機内のテストよりも機能的残気量が決まりにくく不安定な印象を受けた。感覚からの推測であるが、呼吸自体が不安定で、チェーン＝ストークス呼吸していたのかも知れない。同日夜に、駒ヶ根市(標高 670 m)に降りて宿泊した際に、「異様な疲労」を感じた。特定の臓器や関節などの疲労感と異なる全身の疲労感・倦怠感であった。

使用したパルスオキシメーターには途中の数値を記録する機能がなくて、前値と 30 秒値しか記録できなかった点が残念である。

あとで気づいたことだが、千畳敷には「ホテル」と称する宿泊施設が一応存在しさらに高度で 200 m ほど上には山小屋もある。これらに宿泊して翌日再度測定を行うことによって、高地順化のテストもでき、初日より安定した数値が得られたかも知れないと推測できる。その点がやや残念である。しかし、再度訪問して測定を繰り返すことに格別の困難はない。

結論：

2620 m の高地での S_{PO_2} は、安静値で 91% に対して 30 秒の呼吸停止後は平均値で 76% に低下した。この低下分は 15% 以上に及び、平地での 5% の低下よりはるかに大きい。酸素摂取率は、呼吸停止によって対照値の 40% まで低下する。

ABSTRACT

S_{PO_2} Decline during Breath-holding at High Altitude: Experimental Results and Their Numerical Calculation

Kunio Suwa, Hitosh Ishida, Keiichi Tachihara

Breath-holding tests were performed at an altitude of 2620 m at Senjojiki, Komagatake Mountain located in Kiso Mountain Range.

The control values of S_{PO_2} were 89~92% (mean: 90.7%), both the range and SD were small and corresponded well to the value (92%) estimated from the barometric pressure of 730 hPa. The S_{PO_2} values after 30 seconds of breath-holding, however, varied quite widely between 66~88% (mean: 73.8%). The subject felt that the respiration was unstable and may be Cheyne-Stoking during these measurements. Changes of blood gases during this breath-holding period were estimated on the assumption that the mixed venous blood remained constant during this 30 seconds period. The calculation revealed that the S_{PO_2} and oxygen uptake after 30 seconds of breath-holding should be around 74% and 1.77 ml/sec (40% of the control of 4.22 ml/sec). We conclude that breath-holding at 2600 m results in severe hypoxemia, even though the resting level of hypoxemia appears to be mild.

Keywords:

pulse-oxymetry, altitude of 2610 m, respiratory arrest, Senjojiki, severe hypoxemia

キーワード：

高地呼吸停止, S_{PO_2} 低下, モデル計算

*Department of Medical Engineering, Section of Life-care, Teikyo Junior College
6-34-18 Honmachi, Shibuya-ku, Tokyo, 151-0071, JAPAN*

心血管系の数値流体力学

横山博俊

はじめに

心血管系の血行動態は流体力学的に解明されているとはいえない。工学の技術を中心に発展してきた数値流体力学では、心血管系の循環動態を捉えにくいのではないだろうか。数値流体力学とは、流体に関する運動方程式をコンピュータ上で数値的に研究する方法である。心血管系の数値流体力学についてどのように計算することが妥当かを検討し、数値シミュレーションプログラムを作成したので、報告する。

計算方法及び前提条件

1) 流体粒子の運動方程式

数値流体力学で計算する際、流体粒子に着目するラグランジュ法を採用した。流体粒子は計算対象となる最小単位である。この流体粒子一つ一つに対し、運動方程式を立てる。

流体粒子 $A(x, y, z)$ の運動方程式を示す。運動方程式は通常、 $F = ma$ の形をとるが、ここでは既に流体粒子の質量 m で割ってある。(1), (2), (3) は x, y および z 軸方向の流体粒子の運動方程式である。

$$\frac{\partial^2 x}{\partial t^2} = X - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial W_x}{\partial t} \frac{1}{1 + \phi(x, y, z)} \quad \cdots (1)$$

$$\frac{\partial^2 y}{\partial t^2} = Y - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial W_y}{\partial t} \frac{1}{1 + \phi(x, y, z)} \quad \cdots (2)$$

$$\frac{\partial^2 z}{\partial t^2} = Z - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial W_z}{\partial t} \frac{1}{1 + \phi(x, y, z)} \quad \cdots (3)$$

$\partial^2 x / \partial t^2$, $\partial^2 y / \partial t^2$ および $\partial^2 z / \partial t^2$ は x, y および z 軸方向の流体粒子の加速度である。流体粒子の x, y 及び z 軸方向の大きさをそれぞれ dx , dy 及び dz とおくと、流体粒子1個の質量 m は $\rho dx dy dz$ となる。 X, Y および Z は単位質量あたりの外力であり、ここでは重力に当たる。 ρ は流体粒子の密度である。 μ は粘性係数である。 W_x, W_y および W_z は流体粒子に最も近い距離にある壁の x, y および z 軸方向の移動距離で

あり、 $W_x/dt, W_y/dt$ および W_z/dt は壁の移動速度である。 $\phi(x, y, z)$ は流体粒子 $A(x, y, z)$ から最も近い壁までの距離である。

2) 血管壁を構成する非線形格子

血管壁には伸展に応力が比例しない、非線形ポテンシャル (4) をもつ非線形バネからなる数学モデルを設定した。血管壁は軸方向と円周方向にそれぞれ非線形ポテンシャルをもつ非線形バネより構成される非線形格子であると考えた。

$$\Phi(r_n) = \frac{1}{2}k \left(r_n^2 + \frac{2}{3} \alpha r_n^3 \right) \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$m \frac{d^2 r_n}{dt^2} = \Phi'(r_{n+1}) + \Phi'(r_{n-1}) - 2 \Phi'(r_n) \quad \dots\dots (5)$$

$$T_l = \frac{R_i^2}{R_o^2 - R_i^2} P \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$T_c = \frac{R_i}{R_o - R_i} P \quad \dots\dots\dots (7)$$

非線形ポテンシャルから、非線形格子の運動方程式(5)をたてる。これは非線形微差分方程式であるため、差分を微分に変更し、非線形偏微分方程式に書き換える。この偏微分方程式は数値解析の方法で計算した。

血管系には軸方向と円周方向に引っ張り応力が加わる。 $T_l(6)$ は軸方向の血管壁の応力であり、 $T_c(7)$ は円周方向の応力である。血管壁と血管内の圧力は圧波の伝搬の過程では静的な釣り合いを保つと考えた。

3) 流体粒子の運動の計算過程

大動脈基部の圧波形をデジタルデータとして入力し、この圧波形が心臓から発射される設定にした。圧波形は1ミリ秒間隔のデジタルデータとした。従って、全流体粒子の運動方程式は1ミリ秒ごとに計算し、更新した。

計算過程では動脈壁の運動を先に計算し、それに引き続いて動脈壁の座標の変化から生じる空間を流体粒子が埋めるように計算した。

4) 左心室から発射される圧波の前提条件

今回の計算モデルでは左心室から大動脈へ螺旋状に圧波動が発射されるという前提条件を採用した。

螺旋状に圧波動が発射されるという前提条件を採用した。

5) 密度一定条件

血管腔内の空間に格子状の整数座標系を置き、流体粒子はその整数値の格子点上にのみ存在するという条件を与えた。

6) 計算対象の領域

計算の対象とする領域は上行大動脈であり、内径は10mm、長さは30mmとした領域である。流体粒子は1mmを単位とする格子点上に置いた。初期値は2074個である。

計算結果

計算結果を図に示す。図1は計算領域の初期状態を示している。図2は大動脈壁近傍の流体粒子の軌跡を示す。黒い点は流体粒子の時間的経過を示す。血管壁に近い位置の流体粒子は壁に沿って螺旋状に進行した。また、図3は中心軸近くの流体粒子の軌跡であり、流体粒子は比較的直線的に進行した。

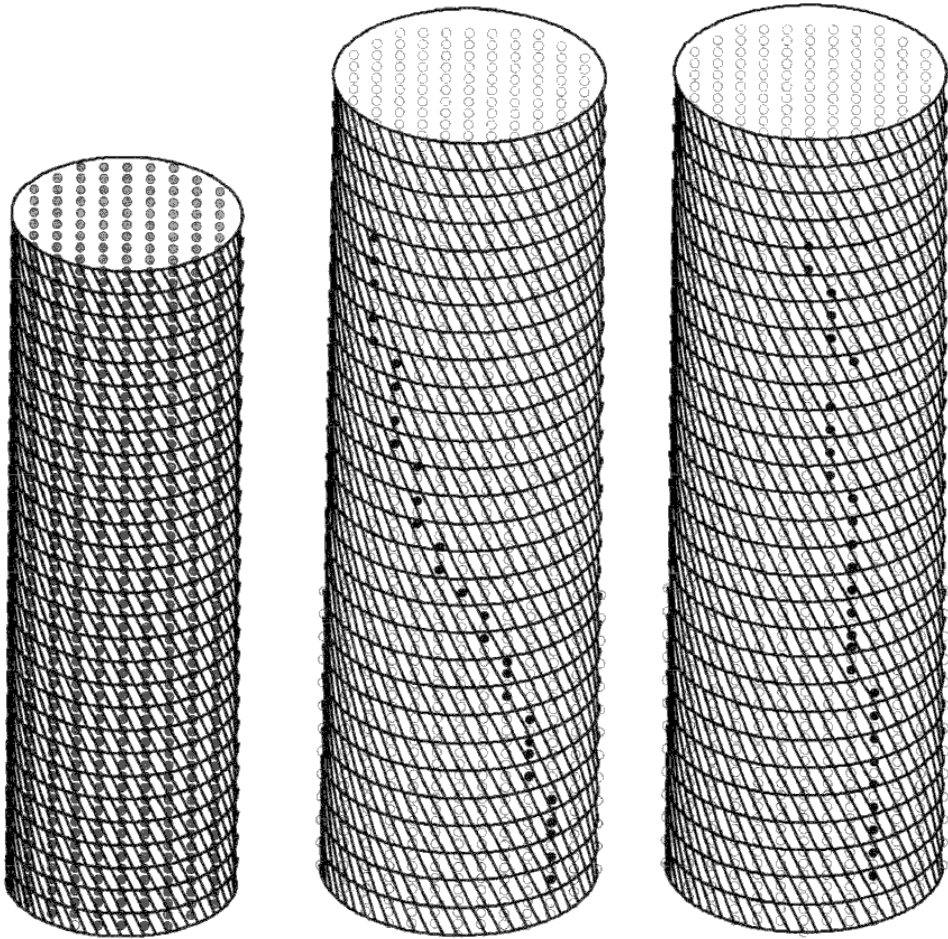


図1 計算領域の初期状態

図2 大動脈壁近傍の
流体粒子の軌跡 (黒丸)図3 大動脈中心軸近傍の
流体粒子の軌跡 (黒丸)

考 察

心血管系の循環動態には通常の工学的な流体の問題には認められない様々な特徴がある。まず、血管という弾性管の中に流体粒子が閉じ込められている点があげられる。更に、心臓からの血液の拍出に伴い、圧力波動が左心室から発射され、血管に沿って伝播するという現象を認める。圧力波動は周期的に発射されるが、流体粒

子の流速もそれによって周期的に変動する。流体粒子はその過程で流速を急速に変化させるが、静止する、あるいは逆方向に進行することもある。不可思議な現象を見せる流体粒子の運動は、流体力学的にどのように解析していけばよいのであろうか。

1) 流体粒子の運動方程式

通常の工学的な数値流体力学では、流れの場

に着目し、空間に固定された座標点で流れを観測するオイラー法をとる。しかし、心血管系における流れは、流体粒子の速度が大きく変化する非定常流である。さらに、弾性管である動脈は拍動に伴って、直径と長さを変化させる。つまり、流体粒子の存在する空間は周期的に大きく変動する。従って、空間の座標に固定した点で流れを観測するよりも、流体粒子に着目し、流体粒子を追うことによって流れを観測したほうがよいのではないか。このため、流体粒子に着目する粒子的方法であるラグランジュ法を採用した。流体粒子を計算対象にする粒子法には幾つかよく知られた方法がある。しかし、心臓血管系の特殊な環境を考慮して、従来の粒子法とは異なるアプローチをとった。

流体粒子とは、水分子あるいは赤血球ではなく、流体力学的な研究に十分な大きさを持つ最小単位と定義した。実際には一つの流体粒子には無数の水分子、多くの赤血球および血漿蛋白成分が含まれているが、これらを一つの流体粒子として扱った。

何が流体粒子を動かしているのだろうか。流体粒子には質量力と面積力が加わる。質量力には重力があり、面積力には圧力と粘性摩擦がある。圧力はスカラーなので、圧力勾配をとることによってベクトルとして扱う。粘性摩擦はベクトルである。従って、流体粒子を圧力勾配と粘性摩擦のベクトル場に置いて計算をすることが出来る。重力は全ての流体粒子に均等に加わるため、今回の計算では特に吟味していない。心血管系の数値流体力学で重要なのは、圧力勾配と粘性摩擦力であると考えられる。

通常の数値流体力学ではナビエ・ストークスの運動方程式から出発する。従って、心臓血管系の数値流体力学においても運動方程式から出発

しなければならない。ラグランジュ法を採用した場合、左辺は実質微分を用いないですむため簡単になる。右第一項は単位質量あたりの外力の重力であり、右第二項は圧力勾配である。問題は右第三項の粘性摩擦力をどのように扱うか、である。流体中の粘性摩擦力が流体粒子にどのように作用するのか、一つ一つの流体粒子について吟味することは困難である。心血管中の流体粒子には壁の運動による粘性摩擦力が場として作用すると考えられる。流体粒子に作用する粘性摩擦力は壁運動の速度と壁からの距離によって計算できると考えた。この設定ならば、粒子法であっても、粘性摩擦力に対して統一的に対処できる。

流体粒子の一つ一つに運動方程式を立てる。流体粒子を移動させる壁の粘性摩擦力と圧力勾配のベクトル場は、圧波の伝搬に伴って移動する。つまり、壁の運動による粘性摩擦力と圧力勾配は圧波に連動している。圧波は時間によって変動する関数と見ることが出来るため、この関数を $P(t)$ と置けば、血管内の空間座標も圧力勾配も壁の運動による粘性摩擦力もすべてこの $P(t)$ によって決定される。

動脈の圧波の伝搬によって、動脈壁は血管軸方向と円周方向に伸び縮みする血管壁の運動によって粘性摩擦力の場合は引き起こされる。シェアストレスという概念では血液の動きが血管壁の動きに対して先行すると考えられているが、ここでは逆に考えなければならない。なぜならば動脈壁の伸び縮みの局所的な速度は血流の速度よりも速いためである。圧力勾配も軸方向の血管壁の伸び縮みも動脈圧波の伝搬の過程で正の値をとることもあれば、負の値をとることもある。圧力勾配と粘性摩擦力が進行方向に対して負の値をとる場合、流体粒子は静止する、あ

るいは逆方向へ移動すると考えられる。

2) 血管壁を構成する非線形格子

血管壁は伸展と応力の関係が非線形である非線形バネから構成されたと考えた。非線形バネが連なったものを非線形格子と呼ぶ。非線形格子は血管壁の軸方向および円周方向を構成する。非線形格子のポテンシャルから運動方程式を構成すると非線形微分方程式となるため、これを微分書き換えて、非線形偏微分方程式に変更する。この非線形偏微分方程式は解析的には解けないので、数値解析の方法で計算した。

非線形のポテンシャルをもつ非線形バネが連なった非線形格子を伝搬する波動には、波形を変えずに伝搬する現象が認められる。これは分散効果と非線形効果が釣り合って、形を変えないためである。このような波動は一般的に非線形波動と呼ばれている。

動脈壁は通常の生物的構造物が持っている非線形弾性を備えている。動脈内に圧力が加わった場合、動脈は血管軸方向と円周方向に伸展する。動脈壁を伝搬する圧波動は動脈壁の持つ非線形弾性によって非線形波動の性質を有していると考えられる。非線形波動は運動エネルギーの一つの集合体となって媒質を伝搬する。従って、圧波動の伝搬の過程では血管壁の応力と血管内の圧力の間は静的な平衡状態にあると考えた。

3) 流体粒子の運動の計算過程

動脈内の流体粒子を計算によって移動させる場合、どのようにすれば良いだろうか。流体粒子を動かす力は圧力勾配と壁の運動による粘性摩擦力だが、ここに重要な問題が存在する。流体粒子は空間上に移動できる隙間がなければ、実際には移動できないということである。動脈系で流体粒子の運動を計算で算出する場合、移動できる空間が用意されていなければならない。空

間が生じてから流体粒子が移動しているわけではないが、物理的に壁の運動と流体粒子の運動のどちらが先行しているのかという問題は重要である。動脈壁の運動が運動の性質を決定して先行しており、それに引き続いて流体粒子が壁の運動に追従しているという物理現象であると考える。

従って、計算上、動脈壁の運動を先に計算し、それに引き続いて変化した動脈壁の位置関係から生じる空間を流体粒子が埋めるように計算した。二つ以上の物質が関連した複合的な物理運動について考察する場合、速く動くものが支配すると考えられる。力学的エネルギーを与えているほうを先に計算し、受けているほうを後に計算しなければならない。従って、時間順序別に流体粒子の運動を計算する。ただし、時間順序別といっても、従来は同時としてとらえていたものを計算上の便宜として採用している。流体粒子と別の流体粒子を順番に計算しても、実際の時間差はほぼ0と見なされる微小なものと考える。

心臓から発射される圧波形は大動脈基部の圧波形をデジタル化したものである。圧波形は1ミリ秒間隔のデジタルデータである。このため、全流体粒子は1ミリ秒毎に運動方程式が構成される。1ミリ秒の間に流体粒子に加えられる圧力勾配の力と壁の運動による粘性摩擦力が流体粒子の運動を引き起こし、移動させる。

この計算法には問題もある。流体粒子のもつ速度ベクトルと移動できる空間のずれが集積した場合、どのように数値的に処理すべきなのか。流体粒子のエネルギーは周りの流体粒子に衝突し、熱エネルギーに変化したと解釈すべきなのだろうか。一つ一つの流体粒子のエネルギーの消耗が大きいと層流を維持することは困難であ

る。この問題は慎重に検討しなければならない。

4) 左心室から発射される圧波動の前提条件

心血管系の数値流体力学を考察する上で、最後に重要な問題は左心室から大動脈に圧波動がどのように発射されているのか、というものである。左心室から、大動脈には大動脈弁を介して、血液が駆出される。同時に左心室から大動脈へ圧力波動が伝搬される。この場合、大動脈にどのように圧波動が伝搬されるのか、という問題は重要である。なぜならば、心血管系の数値流体力学では圧力勾配と壁の運動による粘性摩擦力が流体粒子の運動の計算に関わってくるが、左心室から駆出される圧力波動は圧力勾配と粘性摩擦力の両方を決定するからである。

心臓の動きを直接目にする機会は、心臓手術や大血管の手術に限られる。心臓は収縮期に右方向に回旋し、心尖部が第5肋間領域で胸壁に当たる。これにより第5肋間領域で心臓の拍動を触知できるようになる。これを心尖拍動という。この現象は広く知られているが、なぜこのような運動が必要なのかは理解されていない。

また、左心室を構成する心筋繊維は螺旋状に走行していることが知られている。なぜ螺旋状に走行しているのかについては、理解されていない。左心室の螺旋状の心筋の走行には、どんな意味があるのだろうか。

左心室の動きは開心手術においても直接目にすることはできないので、心臓全体の大まかな運動を観察しても、実際に左心室がどのように運動しているのかについての詳細は推測の域を出ない。従って、左心室がどのような運動をしているかは、数理解物理学の観点から推測する。左心室の運動の詳細は、将来的には実験的観察によって詳しく調べなければならない。左心室の運動を推定する場合、大動脈弓における血流は

層流であると仮定した。

工学的には、大動脈弓のような屈曲した管を層流で流すことは困難である。では、大動脈弓における層流はどのように実現されているのだろうか。大動脈弓のような屈曲した管では、通常の層流で通過させようとする、小弯側では短い距離で下行大動脈に到達してしまうのに対し、大弯側を通る場合、小弯側よりも長い距離を通過しなければならない。このような屈曲した管を通過する流体粒子には遠心力が加わって、小弯側を通過する流体粒子はより外側へ流れようという力が加わり、流れの剥離現象が小弯側に生じる。これは、流体粒子が整然と屈曲管を通過する際の障害となり、乱流を引き起こすことになるだろう。乱流では流体粒子同士がぶつかり合い、運動エネルギーを消費してしまう。

では、大動脈弓内の血流を層流で通過させるためにはどのような流れでなければならないのか。数理解物理学的に考察すれば、螺旋状層流が唯一の解答になると考えられる。螺旋状層流は工学的な層流をやや拡大解釈したものである。螺旋状層流では粒子は管内を螺旋状に運動しながら進行する。

左心室は収縮期に右方向への螺旋状半回旋を行っており、これによって大動脈に圧波動を螺旋状に発射していると考えられる。螺旋状の圧波動伝播は大動脈弓内の血流を層流に保つため、必要条件であると考えられる。左心室から圧波動が螺旋状に発射されているという実験的なデータはないが、今回の計算モデルでは左心室から大動脈へ螺旋状に圧波動が発射されるという前提条件を採用した。

5) 密度一定条件

液体は圧力によって体積を変化させるが、その変化率は非常に小さいため、液体を非圧縮性

として扱ってよい。従って、血管腔内では流体粒子を密度が一定になるよう、空間に均一に配置しなければならない。血管腔内の空間に格子状の整数座標系を置き、流体粒子は整数値の格子点上にのみ存在する条件を与えた。これにより、血管腔内の密度は自動的に一定となる。

6) 計算対象の領域

計算の対象とする領域は心臓を出て、真っすぐ伸びる上行大動脈部分であり、内直径は10mm、長さは30mmとした非常に小さな領域である。流体粒子は大動脈内の整数座標上にしか存在できないので、初期値は2074個である。動脈圧波動の伝搬に伴って、軸方向と円周方向の長さを変化させるので、流入する流体粒子と流出する流体粒子の差の分だけ初期値よりも計算対象領域は増加する。

7) その他

プログラム上の問題も存在する。流体粒子の存在部位は血管腔内の整数座標の格子だけなので、流体粒子の運動の詳細を検討するには粗すぎるかも知れない。また、粒子法では粒子一つ一つの位置を系時的に追っていかねばならないので、静的データ領域が多く必要であり、多くのメモリーを消費する。また、一つ一つの流体粒子の運動の計算に時間がかかる。

今回の計算の基礎となる運動方程式は、粘性項に一般には見られない形を採用している。一般に粘性流体において、粒子法による取扱いは困難である。これは隣り合う流体粒子と流体粒子の粘性摩擦力による相互作用がどのようになっているのか、決定することが難しいことに由来する。今回の計算過程では、粘性摩擦力は血管壁の運動によって引き起こされる場という観点をとってきた。このため、流体粒子に加わる粘性摩擦力をいわば統一的に扱うことができた。し

かし、このような扱いでは、乱流を扱うことができないのではないかとこの危惧が存在する。個々の流体粒子の相互作用を吟味する関数が運動方程式に反映されなければならないのかも知れない。この問題は将来、深く検討しなければならない。

プログラムは VisualC++2005 にて作成した。VisualC++2005 は複雑なツールで、簡単に扱えないが、メリットもある。MFCを用いて、ドキュメント・ビューアー・アーキテクチャーに従えば、印刷機能がついたプログラムを容易に作成できる。また、64ビット Windows 環境に移行できる。反面、良いドキュメントを得ることが難しく、長い学習期間が必要である。

まとめ

心臓血管系の数値流体力学について検討した。その特殊性から、粒子法を基本とする数値流体計算法を考案した。ただし、計算の前提条件として、左心室から大動脈へ螺旋状に圧脈波が発射されるという仮説を採用している。計算結果では、流体粒子は心臓から見て反時計方向に螺旋状に進行した。

計算法の数学および物理学の観点からの更なる研究、左心室から螺旋状に圧脈波が発射されるという仮説の実験的な検証が必要である。心血管系の数値流体力学は未発達分野であり、多くの問題が残されている。

参考文献

1. 渡辺慎介：ソリトン物理入門 1985, 東京, 培風館
2. シェファード, バンフォート：人間の心臓血管系 病態生理とその理論的考察 1983, 東京, 西村書店
3. 越塚誠一：数値流体力学 1997, 東京, 培風館
4. 越塚誠一：粒子法 2005, 東京, 丸善

5. 越塚誠一:粒子法シミュレーション 2008, 東京, 培風館
6. W.G.Hoover:粒子法による力学 連続体シミュレーションへの展開 2008, 森北出版, 東京
7. 中口 博, 本間弘樹:流体力学(上)(下) 1987, 地人書館, 東京
8. ラム:流体力学 1,2,3 1988, 東京図書, 東京

ABSTRACT

Numerical Fluid Dynamics of The Cardiovascular System

Hirotooshi Yokoyama

The cardiovascular system is a very special environment. It isn't suitable for the method of numerical fluid dynamics in the engineering to apply the cardiovascular system. When the cardiovascular system was calculated in the numerical fluid dynamics, a Lagrangian approach which paid attention to the fluid particles were employed. The fluid particles are minimum units which become a calculation object. A movement equation was put up to all of the fluid particles and calculated. The fluid particles are moved by the pressure gradient. And the fluid particles were made the setup that it was moved by the viscous frictional power caused by the movement of the aortic wall. The pressure pulse wave fired from the heart decides the pressure gradient of the aorta and the viscous frictional power by the movement of the aortic wall. Therefore, the fluid particles are moved by the pressure pulse wave.

The hypothesis that a pressure pulse wave was fired spirally at the counterclockwise direction from the heart toward the aorta was adopted. This hypothesis was found by the

supposition that a blood flow in the aorta is a laminar flow from the viewpoint of mathematical physics.

The aorta wall adopted the mathematical model that it consisted of the non-linear springs which has non-linear relations in the stretch and the power. The non-linear wave is recognized with the non-linear lattice composed of the non-linear springs. A non-linear wave transmits without changing a form. The pressure wave form of the aortic root was input as the digital data, and the setup that this pressure wave form was fired from the heart was taken.

The movement of the aortic wall was computed in the first, and the movement of the fluid particles was computed in the second. The fluid particles were computed so that the new space made by the movement of the aortic wall might be filled closely. The density of the fluid in the cardiovascular system is fixed by this calculation. The calculation program was made with Visual C++2005.

The fluid particles in the neighborhood of the aortic wall were moved along the wall to the spiral-shaped as a result of the calculation. The fluid particles in the neighborhood of the central axis of the aorta were almost moved to the straight line-shaped. It can think that a blood flow in the aorta is a spiral laminar flow.

Key words:

Numerical fluid dynamics, Numerical simulation, The cardiovascular system , a Lagrangian approach, Spiral laminar flow

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

薬力学解析にはどのシグモイド曲線を使うのが妥当か？

萩平 哲, 高階 雅紀*, 内田 整, 森 隆比古†

はじめに

薬力学の解析においてシグモイド関数がよく用いられる。シグモイド曲線を示す数学関数には多数のものがあるが、その中でも Hill の式やロジスティック関数がよく用いられている。Anesthesiology, Anesthesia and Analgesia など麻酔領域の英文雑誌に掲載される論文では麻酔薬の効果と BIS 値などを Hill の式やロジスティック曲線を用いて fitting を行なっているものがある^{1,2,3)}。本来 BIS 値は階級値であるため、このような fitting は適切とは言えないがそれは本題ではないのでここでは余り触れない。Doufas ら²⁾はプロポフォールの濃度とそれぞれの濃度における応答確率の関係や、BIS 値と応答確率を Hill 関数を用いて fitting を行っていた。一方 Milne ら³⁾は、同様の関係をロジスティック関数を用いて fitting を行っていた。確かに Hill の式と Logistic 曲線の形はよく似ている。しかしながら本来どの曲線を用いるべきかに関しては、その理論背景が考慮されなければならない。そうでなければこれらの曲線に当てはめて得られるパラメータの意味を適切に考察できない。理論背景の異なる式を用いた場合、そのパラメータには何の意味も与えることができないからである。

ここではその理論背景を考察し、どのシグモイド曲線を使用すべきかに関して論じる。

シグモイド曲線

1. Hill の式

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 麻酔科

Hill の式は以下形で示される。

$$f(x) = \frac{x^n}{m^n + x^n} \quad (1)$$

Hill 係数は元々酵素反応におけるアロステリック効果の研究に由来している。酵素の中には古典的な Michaelis-Menten 速度論に従わず、基質濃度に対して反応速度をプロットすると Sigmoid 曲線になるものが多い。これは酵素の結合部位以外の部位にある種のエフェクター分子が結合することによって酵素活性が変化するためであり、そのような調節はアロステリック調節と呼ばれている。このような Sigmoid 型曲線が最初に観察されたのはヘモグロビンと酸素の結合においてである。



この反応は以下のような Hill の式によって記述される。

$$v = \frac{V}{1 + \frac{K'}{[S]^n}} \quad (3)$$

これを変形すると、

$$\log \frac{v}{V-v} = n \log [S] - \log K' \quad (4)$$

$v = V/2$ の時 $\log \frac{v}{V-v} = 0$ より $K' = [S_{1/2}]^n$ である。従って、Hill の式は以下になる。

$$\frac{v}{V} = \frac{[S]^n}{[S_{1/2}]^n + [S]^n} \quad (5)$$

そして、この n を Hill 係数 (Hill's coefficient) と呼ぶ。Hill 係数はアロステリック反応における協同性の指標である。

2. ロジスティック関数

ロジスティック関数は以下の式で示される。

$$g(x) = \frac{e^{kx}}{e^{ak} + e^{kx}} \quad (6)$$

ロジスティック曲線は、元々人口予測のための関数として 1883 年にピエール・フランソワ・ベルハルスト (P.F.Verhulst) によって提唱されたものである。

$$\frac{dy}{dt} = cy \frac{M - y}{M} \quad (7)$$

y は時刻 t の人口、 M は人口の最大値、 c は比例定数。この解は

$$y = \frac{M}{1 + \{(M - y_0)/y_0\}e^{-ct}} \quad (8)$$

である。変形すれば式 (6) になる。

3. 累積正規確率密度関数

少し実際の例に立ち戻ってみる。プロポフォールの血中濃度 (効果部位濃度) を徐々に上昇させて呼名に対する応答が消失する濃度 (C_{LOR}) を考える。これは薬力学的問題であり、個々の患者の C_{LOR} の分布は十分なサンプル数があれば正規分布になると考えられる。これに基づいて考えれば、プロポフォールの濃度を x 軸に、その濃度での応答が消失している確率を y 軸に取ってプロットすれば、その曲線は正規分布確率密度を順次加算したもの、つまり累積正規確率密度関数となるはずである。

$$h(x) = \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \cdot e^{-\frac{(t-m)^2}{2\sigma^2}} dt \quad (9)$$

この例のように薬力学で扱うシグモイド関数のうちのいくつかは理論的には累積正規確率密

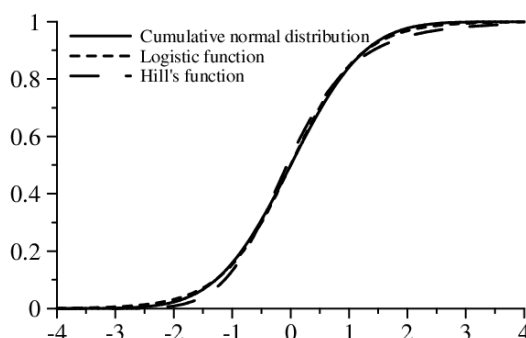


図 1 累積正規確率分布曲線と 2つの Sigmoid の fitting

度関数を用いるべきものである。しかしながら実際問題として式 (9) に示されるような積分の形では扱うのが困難である。ロジスティック曲線は累積正規分布曲線の近似式として用いられることが多く、その意味ではこのような関係式にロジスティック関数を使うことにはある程度の妥当性があるように考えられる。

4. 薬力学で解析する関係について

薬力学で扱う関係は主に次の 3 者の間の関係である。(1) 薬物の濃度 (主に C_e ; 効果部位濃度), (2) 効果の指標, (3) 特定の事象の生じる確率。前節で述べたように少なくとも (1) と (3) の関係は累積確率密度関数が最も適切である。しかしながら (1) と (2) や, (2) と (3) の関係はその背景によっては累積確率密度関数が妥当とはいえない。特に麻酔薬の効果がどのように発揮されるかに関しては明確にされておらず、Hill 関数の方が適切と考えられることもあるかもしれない。

累積正規確率密度関数が妥当である場合に、この近似としてロジスティック関数と Hill 関数のどちらの方が誤差を小さくできるかを非線形最小二乗法⁴⁾を用いて比較した。fitting には我々が以前開発した LSR Ver1.41⁵⁾を用いた。fitting を行なった後に、-4.0 から 4.0 まで 0.1 刻みでの

残差二乗和を比較すると、ロジスティック関数は 3.53×10^{-3} 、Hill 関数は 3.87×10^{-2} とほぼ 1桁ロジスティック関数の方が残差は小さかった。近似という意味ではロジスティック関数の方が優れていると言える。

ところで累積正規確率密度関数には以下に示すような近似式が知られている。この関数での先の残差二乗和は 2.28×10^{-4} となり、ロジスティック関数よりもさらに 1桁残差は小さかった。

$$\int_0^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} dt \propto \frac{1}{2} \sqrt{1 - e^{-\frac{2x^2}{\pi\sigma^2}}} \quad (10)$$

また、この式を用いれば元のガウス関数における平均値 (m) および標準偏差 (σ) を fitting から算出可能である。しかしながらこの式も簡単に扱えるものではない。係数の意味はともかく、実際的にはロジスティック関数による近似が最も妥当であると思われる。

まとめ

薬力学解析 (特に麻酔関連薬の薬力学) においてどの Sigmoid 関数を用いるべきなのかを決定することは容易ではない。しかしながら累積正規確率密度関数が妥当である関係に関して、その近似としてロジスティック関数が精度、扱いやすさの面で優れていると考えられた。Hill 関数を用いてもロジスティック関数を用いても理論背景を伴うものではないため、fitting によって得られるパラメータは意味を持たないことも理解しておく必要がある。

参考文献

1. Olofsen E, Dahan A. The dynamic relationship between end-tidal sevoflurane and isoflurane concentrations and Bispectral Index and spectral edge frequency of the electroencephalogram. *Anesthesiology* 1999; 90(5):1345-53.
2. Doufas AG, Morioka N, Mahgoub AN, Bjorksten AR, Shafer SL, Sessler DI. Automated responsiveness monitor to titrate propofol sedation. *Anesth Analg* 2009;109(3):778-86.
3. Milne SE, Troy A, Irwin MG, Kenny GNC. Relationship between bispectral index, auditory evoked potential index and effect-site EC_{50} for propofol and two clinical endpoints. *Br J Anaesth* 2003;90(2):127-31
4. 中川 徹, 小柳 義夫. 最小二乗法による実験データ解析. プログラム SALS. 東京大学出版会. 東京. pp55-93.
5. 萩平 哲, 高階 雅紀, 森 隆比古, 妙中 信之, 吉矢 生人. 薬物動態解析のための最小二乗法プログラムの作成と応用. 麻酔・集中治療とテクノロジー 1999,pp22-5.

ABSTRACT

Which sigmoid function should we use for pharmacodynamic analysis of anesthetics

¹Hagihira S, ²Takashina M, ¹Uchida O, ³Mori T.

Sigmoid functions are often used for some pharmacodynamic analysis; between the drug concentration and index of its effect, between the drug concentration and the probability of emergence of its effect, between the probability of emergence of drug effect and index of its effect, etc. Several sigmoid functions are known. Some reserachers used Hill's function, which was primarily developed for analysis of enzymatic reactions. Other reserachers used logistic function. Thus there seemed no established method for this type of analysis. We should choose the suitable function by considering its theoretical background.

Considering that the drug concentration at emergence of the drug effect would be ruled by normal distribution function, the relation between the drug concentration and the probability of emergence of drug effect should be ruled by cumulative normal distribution function. However, cumulative normal distribution

function is hard to handle for mathematical analysis. It is known that logistic function gives an good approximation of cumulative normal distribution function. In this point of view, logistic function would be adequate for this type of analysis. For analysis of other relations, it would be difficult to determine which function should be used. Because mechanism of anesthesia is quite complicated. In some kinds of

relations for pharmacodynamic analysis, logistic function would be suitable, but in others we could not determine the most rational function.

1. *Department of Anesthesiology, Osaka University Graduate School of Medicine*
2. *Surgical Center, Osaka University Hospital*
3. *Department of Anesthesiology, Osaka Prefectural Osaka General Medical Center*

心電図検査チャートよりベクトル心電図を作成するプログラム

田中義文

はじめに

ベクトル心電計とは一般の標準 12 誘導とは異なり、メモリー機能の付いた心電計でリサージュ波形を表示できる装置である。古くは第 I 誘導と aVF 電位を XY スコープに描画し、写真で記録していたが、今日では CPU のメモリー機能、演算機能に加えて写真スキャナーなどの便利な器機が容易に入手できるので、これらを利用すれば容易にベクトル心電計としての機能が実現できる。

方 法

CPU 汎用言語 Tcl/Tk¹⁾ は GIF 画像に対して image 命令で画像が表示され、さらに x-y 座標を指定すると、その部分 (ピクセル) の RGB カラーコードを数値で返答し (get オプション)、また x-y 座標と数値で示す RGB カラーコードを画像に書き込む機能 (put オプション) が備わっている。この機能をもちいて心電図チャートに示される黒色で示される心電図波形をプログラム探索 (スキャニング) させると心電図波形の x-y 座標が検出できる。

心電図チャートは I, II, III 誘導が立て並びの表示であるため、x-y 座標が絶対値のままではベクトル比較ができない。そのために基線となる横軸座標をマウスカーソルで指定し、それを各誘導の基線にする心電図座標に再計算した。ベクトル心電図の x 軸は第 I 誘導でよいが、y 軸は第 II 誘導の $\cos(60^\circ)$ の成分とした。心電図検査結果を Canon MP600 のスキャナー機能で画

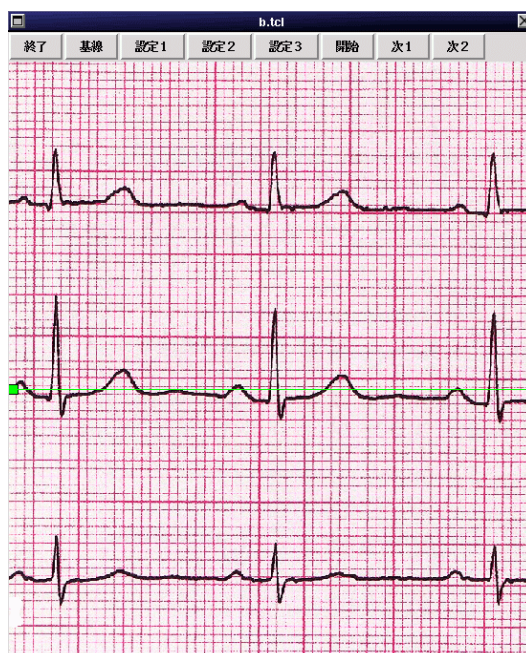


図 1 ベクトル心電図作成画面

上より第 I, II, III 誘導を示す。第 II 誘導の基線はそれを示すために真の基線より上にずらしている。

像として取り込んだ。また、心電図測定法の原理から第 II 誘導は第 I 誘導と第 III 誘導の和で表示されるはずであるから、そのことも目で確かめた²⁾。

結 果

図 1 にベクトル心電図作成画面を示す。画像上端は左端より、終了、基線、設定 1、設定 2、設定 3、開始、次 1、次 2 ボタンがある。その下画面には測定する心電図の第 I, 第 II, 第 III 誘導の心電図が表示されている。終了をクリックすると本プログラムが終了する。基線をクリック



図 2 心電図波形ピクセル抽出

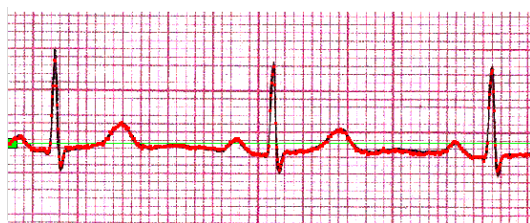


図 3 第 I 誘導と第 III 誘導の和波形と
第 II 誘導との合成波形

すると、緑色で示す基線が表示され、マウスドラッグで第 I 誘導の基線に合わせ、設定 1 をクリックする。同様に、第 II 誘導の基線には設定 2、第 III 誘導には設定 3 をクリックする。これらの操作で各誘導の基線 y 座標が組み込まれる。

開始をクリックすると、心電図波形のスキャンが開始され、検出された波形の逐次 x-y 座標がメモリーに記憶される。その結果を図 2 に示す。

次 1 をクリックすると第 I 誘導と第 III 誘導の和が演算され、結果が図 3 に表示される。この結果は第 II 誘導の測定データとほとんど変わらないことがわかる。

次 2 をクリックすると、ベクトル心電図が表

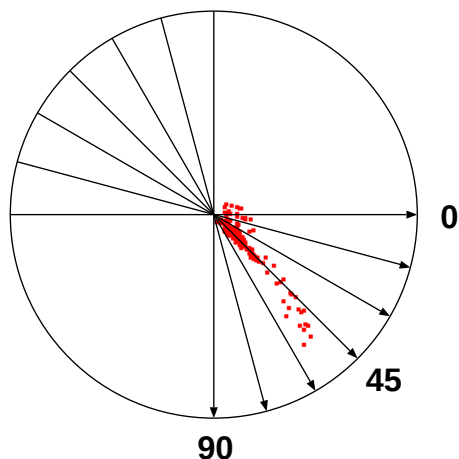


図 4 ベクトル心電図

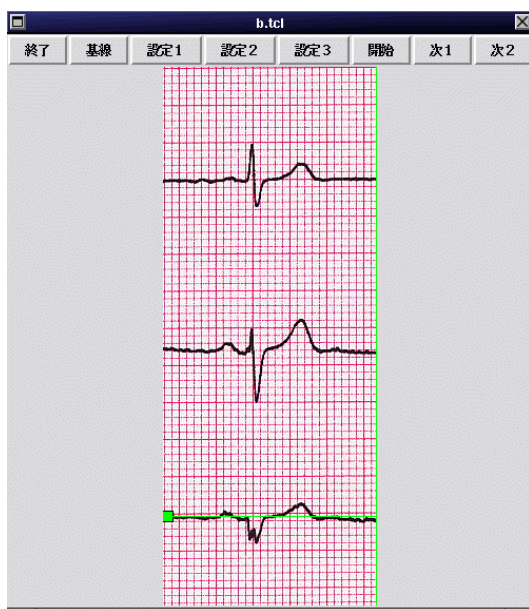


図 5 LAFB のベクトル心電図作成画面

示され、結果を図 4 に示す。P 波、QRS 波、T 波が重複して表示されているが、およそ 45° の平均電気軸となり、検査データと一致している。

図 5 は左脚前枝ブロックの心電図波形である。前枝ブロックは左室側壁へ向かう Purkinje 線維に障害が生じるために電気軸は心尖部より側壁に向かい、 -30° 以下の左軸偏位になる。第 II 誘導、第 III 誘導の S 波からそのことが読み取れ



図 6 LAFB の第 I 誘導と第 III 誘導の和波形と第 II 誘導との合成波形

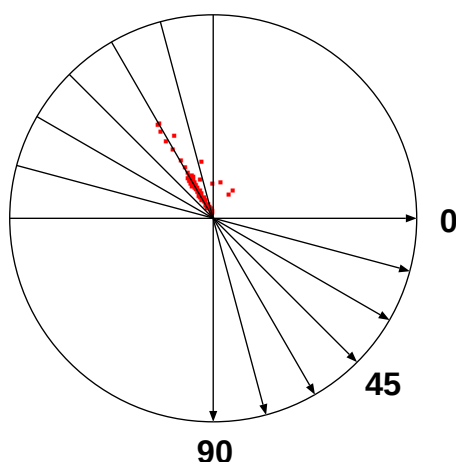


図 7 LAFB のベクトル心電図

る。QRS 幅は 0.12 秒以下と正常範囲であり、電気軸測定以外に診断方法はない。図 6 は第 II 誘導と第 I 誘導と第 III 誘導の和との合成波形で、ほとんど一致している。図 7 は図 5 心電図のベクトル心電図を示し、 -120° を示す。

図 8 は左脚後枝ブロックと完全右脚ブロックが合併した心電図を示す。後枝ブロックは心室中隔より左室心尖部への興奮伝播が障害されるために、左室側壁（左脚前枝）より心尖部方向へ興奮が伝播する。そのために電気軸は 90° 以上に右軸偏位する。そのことは第 III 誘導の強い R 波形からも読み取れる。また、R 波の立ち上が



図 8 LPFB+RBBB 作成画面

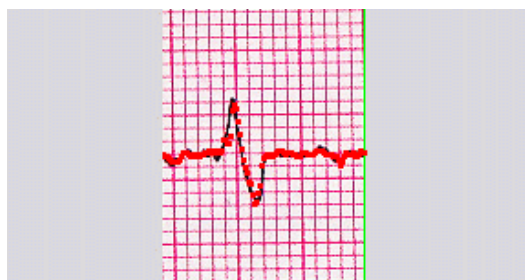


図 9 LPFB+RBBB の第 II 誘導を作成

りが鈍っていることも左脚後枝ブロックの特徴である²⁾。完全右脚ブロックについては第 I 誘導、第 II 誘導での幅の広い S 波から診断できる。図 9 は、前 2 例と同様に第 I、第 III 誘導の和波形と本来の第 II 誘導との合成波形を示し、ほとんど一致していることがわかる。図 10 は図 8 波形のベクトル心電図を示す。心電図診断では平均電気軸は 120° と報告されていたが、ベクトル心電図では 75° から 45° へと回転している。平均電気軸の測定法では右脚ブロックによる S 波を過大評価したために 120° の右軸偏位になったと思われる、ベクトル心電図とは異なる結果になった。

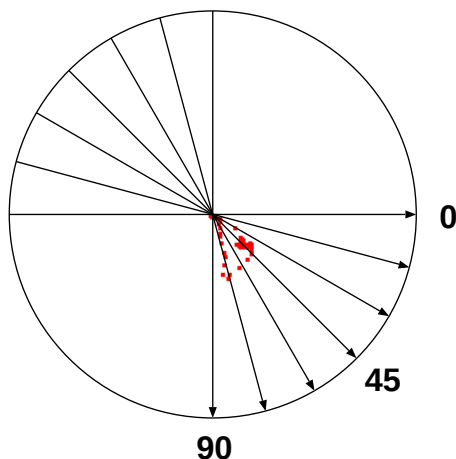


図 10 LFPB+RBBB のベクトル心電図

考 察

本研究は今日のパーソナルコンピュータと汎用スキャナーを用いて、心電図診断チャートより容易にベクトル心電図を作成できることを示した。汎用プログラム言語 Tcl/Tk はその画像処理能力が高く、それほど苦勞せずにプログラムを作成することができる。プログラム行数は約 250 行であった。

本研究の当初の目的は、標準四肢誘導の第 II 誘導が第 I 誘導と第 III 誘導の和で表されることが本当かどうかを確かめることにあったが、図 3、図 6、図 9 に示されるように結果は全て第 II 誘導と一致し、双極誘導の性質を再認識することができた²⁾。せっかく、心電図波形チャートを数値に変換できたので、ついでにベクトル心電図を表示させようと思ったのが実状である。

本プログラムにおいて、基線をマウスカーソルのドラッグにより目視による設定をしているところに主観が入る弱点があるが、たとえリソースが電気信号であっても TP セグメントから正

確な基線を自動的に求めることは容易ではない。図 8 に現われるように、心房細動となれば、目視による判断が必要である。

体表心電図を標準 12 誘導以外の効果的な診断技術としてベクトル心電図が 1970 年代以降、色々と試みられてきたが、十分に普及するということまでは発展していない。その原因に、標準 12 誘導では時間軸に対する興奮伝播の変化が読み取れるが、ベクトル心電図では時間軸を無視するために作成された x-y 平面のリサージュだけでパターン認識することができないところにある。しかし、図 10 に示すように平均電気軸の診断法では右脚ブロックの S 波を過大評価することもあり、その点においてはベクトル心電図の方が評価が高い部分もある。

今日ではベクトル心電図は体幹に数十の電極を装着し、体表電位分布より心筋の活動電位の伝搬を 3 次元画像として求めたり、心腔内に無接触型電極アレーを挿入したり、または接触型電極を挿入し、CT や MRI による心臓構造との併用により不整脈の診断や治療に役立てている。本研究はこのような高度の技術と比べて足元にも及ばないが、どこにでもある機材を利用して、容易にベクトル心電図を作成し、心電図の理解に役立ては、それなりの価値はあると考える。

なお、使用したプログラムは

<http://nsa.kpu-m.ac.jp/gijutu/new-ecg/new-ecg.php> に公開しておく。

引用文献

1. TCL/TK の使用法：<http://nsa.kpu-m.ac.jp/gijutu/tcltk/howto-tcltk.php>
2. 田中義文：成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。秀潤社、2012。

PCA ポンプ管理ソフト (CADD Sentry+Press) の有用性

岩瀬良範 菊地博達

はじめに

遅ればせながら当施設でも機械式 PCA ポンプを用いた IV-PCA による術後疼痛管理が導入された。ほぼ同時に、PCA ポンプ管理ソフトを導入し活用している。この組み合わせは、様々な利点や期待が見出せたので報告したい。

方 法

機械式 PCA ポンプと薬剤

ポンプは CADD Legacy(Deltec: Smith Medical, USA) で、プッシュボタンにより薬液が注入される。プッシュボタンのミニピンジャックはデータ転送用の RS-232C と兼用している。転送様式は不明だが、ミニピンジャックでデータ転送を実現している点は、人気の音楽プレイヤー iPod Shuffle(Apple computer, USA) と同様のテクノロジーと推察される。鎮痛剤にはフェンタニルを用い、一回投与量 20 μ g, ロックアウトタイム 5 分間、持続投与なし、の設定で最長 3 病日を目途に使用している。

ポンプ管理ソフト

これはデータ転送用の CADD Sentry(米国製)とデータ処理用の CADD Press(日本製)の二本立てになっている。1).Sentry: ポンプに接続し、データのダウンロードや設定のアップロードを行う。2).Press: Sentry が新規データを受信すると常駐ソフト Press watcher が Press 本体の起動とデータの自動転送、日本語によるポンプ使用履歴(投与およびアラーム)をグラフとレポー

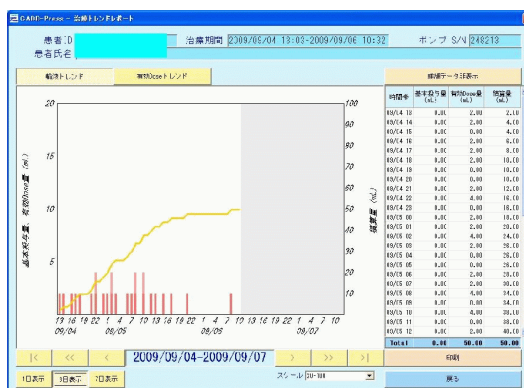


図 1 CADD Press の表示画面と臨床例
トレンドレポートの棒グラフは 1 時間当りの有効投与回数、折れ線グラフは累積投与量を示す。右段の表は、その元データとなる 1 時間毎の投与量(有効 Dose 量)と累積投与量(積算量)が表示される。当施設では持続投与は行っていないので、基本投与量は 0 のままである。

トで表示する。これらのデータは、CSV 形式の保存が可能である。

結 果

本ソフト導入の効果

1) フェンタニル投与履歴と要求回数から、患者ごとの術後疼痛管理をモニターできるようになった。一定の傾向を示すことが多いが、同一の疾患、術式、麻酔法でも、疼痛の経過は患者によって大きく異なる場合もあった。2) 得られたデータは、術後疼痛管理に関与する看護師、薬剤師、臨床工学技師がそれぞれの立場で活用できた。3) 本ソフトは、いわゆる「ネットブック」ノート PC で十分高速に動作している。

実際の臨床例

1) 64 歳男性、消化管穿孔術後(図 1)

トレンドレポートの棒グラフは、1時間当りの有効投与回数を示す。曲線は累積投与量である。手術当日および翌日は、毎時間1~2回の投与が行われたが、翌日午後から投与回数は減少し、翌々日朝を最後に疼痛は自制可能となったため、治療を終了した。有効投与回数は27回だったが、38回の無効要求回数(画面には表示されていない)があった。

2) 29歳女性, SSRO(下顎枝矢状分割術) 術後(図2)

下顎前突症手術で骨切りのため強度の術後疼痛を予想したが、術直後のみの投与だけで自制できたことがわかる。

3) 68歳女性 TKA 術後(図3)

術後ヘパリン療法のため当施設では硬膜外を避けて全身麻酔で行っている。術直後から強い疼痛があり、最大で1時間当たり6回の投与を行っているが、翌朝までに疼痛は徐々にダウングレードして、翌朝以降は完全に自制可能となった。総有効投与回数は43回であったが、37回の無効要求回数もあった。

実データ取り込みからわかってきたこと

以下は個々の臨床例の投与記録データで通覧して実感したことで、統計解析によるものではない。

1. 術後疼痛の様相は、同一の術式、術者、麻酔法でも患者により大きく異なっていた。(THA, 消化管穿孔, イレウスの結果から)
2. 術後硬膜外鎮痛を使用しても、多くはPCAを必要とした。
3. 若年者(小児を除く)の方が要求回数が多い。
4. ロックアウトタイム内に再度要求する無効要求回数は意外に多い。
5. アラーム記録は、高圧アラームが最も多いようである。

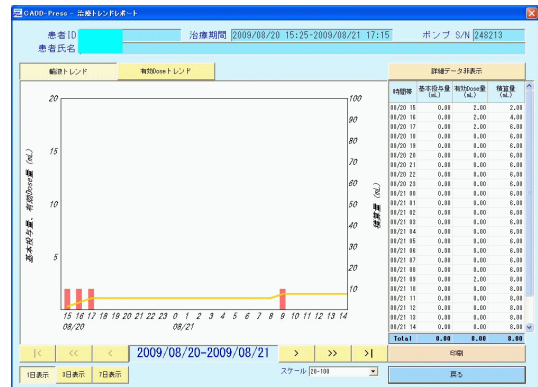


図2 強度の術後疼痛が予想されたが比較的自制可能だった例(本文参照)

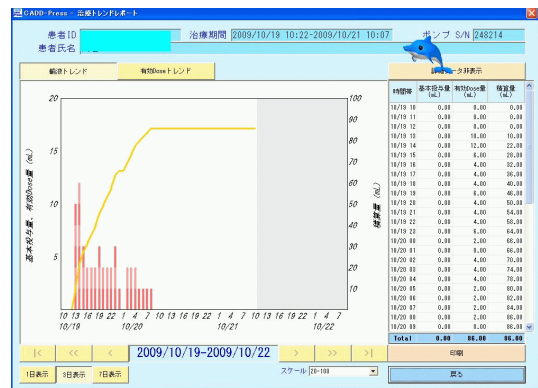


図3 術後疼痛は強度だったが、比較的短時間に自制可能となった例(本文参照)

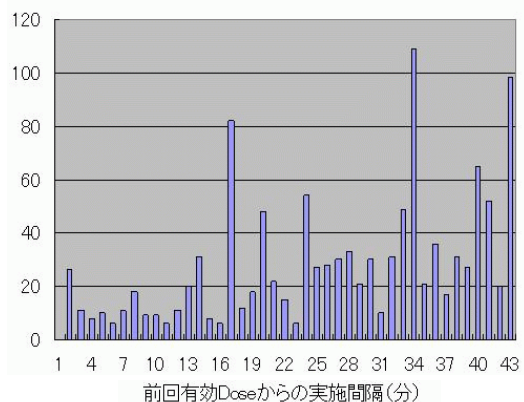


図4 術後疼痛のダウングレード描出の試み
縦軸は前回投与から次回投与までの間隔(分),
横軸は有効投与の回数を示す。回数が後半になるに従って、投与間隔が広がっている様子がわかる。

欠点

システムとしては良く出来ていると思われるが、最大の欠点は、患者が投与要求してもロックアウトタイムのため投与されなかった記録(無効要求の発生時刻)が得られないことである。(総要求回数は得られる。)この点については、メーカー側も良く認識しているが、現時点では不可能である。

さらなる工夫

CSV形式のデータファイルは、エクセルや自作ソフトに読み込んで自分で操作や計算ができる。図3のデータをエクセルに取り込み、各有効投与から次の有効投与までの間隔を縦軸にプロットしてみたところ、経時的に投与間隔が延長し、疼痛がダウングレードしている様相が描出し得た(図4)。

考察と結語

本ソフトウェアシステムの導入により、術後疼痛のコントロールのみならず、術後疼痛の様相や経時変化のモニターや、関連業種の管理業務に有用性が期待できた。

ABSTRACT

The efficacy of management software (CADD Sentry + Press) for computer driven PCA pump

Yoshinori Iwase and Hirosato Kikuchi

We discussed the efficacy of management software for computer driven PCA pump (CADD Deltec: Smith Medical, USA). This Windows? software system consists the data acquisition and pump setting and control software (CADD Sentry: Smith Medical, USA), and data management including patient database and data plotting (CADD Press: Smith Medical Japan, Japan). CADD Press is automatically activated by Press Watcher resident program when CADD Sentry acquired new data from CADD Deltec pump. Currently, we employ fentanyl iv PCA following condition. (20 μ g/dose, lockout time:5 minutes) Under this environment, multi-modal aspect of post operative pain and its management were illustrated and fed back to patient. At this issue, we appreciated the efficacy of this system and expect further progress and development in medical and clinical engineering works.

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

大動脈炎症候群合併症例における肝切除術の麻酔経験

曾我真弓, 湯浅真由美, 千原孝志, 瀬戸倫義, 野坂修一

要旨

特異的な血管炎である大動脈炎症候群を有する患者に対して, 肝切除術において, 硬膜外麻酔併用の全身麻酔下で管理を行った. 盲目があり, 血管炎が広範囲に波及していることが予測できたため麻酔導入の際, 脳血流保持のため頸部伸展に注意しながら挿管操作を愛護的に行った. 脳血流の指標としては cerebral oximeter を装着し術中のモニタリングとした. 肝切除術においては中心静脈圧を低く保つことは循環血液量を抑え, 出血量を減少させると一般的には考えられているが, このような大動脈炎症候群の患者においては循環血液量を十分保つために輸液負荷を優先させるべきであると考えられた. 血圧変動の安全域が狭い疾患であるため, 術中はバイタルの変化, 出血量に留意しつつ, 十分な輸液負荷を行って循環動態の変動を極力最小限に抑えることに努めた.

はじめに

大動脈炎症候群とは, 大動脈とその主要分岐をおかす非特異的な血管炎であり別名高安病としても知られている. 大動脈炎症候群は血圧変動の安全域が狭いため, 急速な循環変動を避けるように適切なモニタリングを行うことが必要である^{1,2,3,4)}. 今回の症例では数十年来の血管炎病変が広範囲に波及しており, 麻酔導入時の脳血流保持にも注意が必要であった^{1,5)}. 今回我々は, 本疾患を有する患者に対して肝切除術を経験したので, 若干の考察を加え, 報告する.

症 例

患者: 56 歳女性, 身長 163 cm, 体重 58 kg.

現病歴: 18 歳より大動脈炎症候群より通院を続けており, 55 歳のときに近医にて肝機能異常を指摘された. 精査の結果, CT, MRI にて肝左葉に腫瘍を認め増大傾向にあるため手術が予定された.

既往歴: 大動脈炎症候群でプレドニゾロンと, 高血圧のためアンギオテンシン拮抗薬を内服されていた. アスピリン内服は手術 1 週間前より中止された. また, 32 歳で卵巣腫瘍にて脊髄くも膜下麻酔下で両側付属器切除をされている. 35 歳で全身麻酔下にて子宮全摘をされているが, 問診上麻酔上の副作用はなかった.



図 1. CT 画像:

肝左葉に hypervascular な腫瘍性病変を認める.

既現症: 両目とも盲目. 頸部の血管雑音を聴取した. 両側の撓骨動脈は触知できず, 下肢での測定で血圧は 160/80 mmHg であった. CT では肝左葉に hypervascular な腫瘍性病変を認めている. (図 1) 大動脈の径はやや狭小化から拡張まで様々であり, 両側総頸動脈, 両側鎖骨下動脈の血流は遠位で不明であった. 腎動脈の狭窄は認められなかった. また, 胸部大動脈の壁の石灰化が著明であった. (図 2) また, 大動脈炎症候群で特異的な, 血沈, CRP の上昇は認められず, 心電図では左室肥大, 胸部レントゲンでは特記事項はなかった.

心エコー上は左室肥大, 左房径は 45 mm と拡張

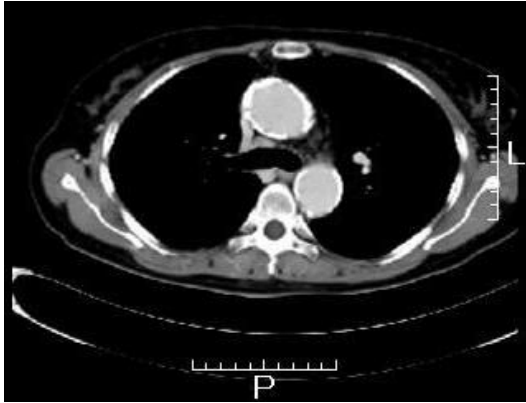


図 2. CT 画像：

胸部大動脈の壁の石灰化が著明であった。

大していた。EF は 67 % であり、弁膜症は認めなかった。

麻酔経過

前投薬はなし。胸椎 9/10 より、硬膜外カテーテルを挿入した。足背動脈を観血的動脈圧とした。脳循環モニタリングのため cerebral oximeter (rSO₂) を使用した。両上肢に末梢静脈ルートを確認し、フェンタニル 50 μ g、プロポフォール 60 mg、ベクロニウムを 7 mg で導入し、脳虚血予防のため極力後屈させないよう、愛護的に経口挿管した。術中はセボフルランで維持し、硬膜外カテーテルからは 1 % メピバカインを手術開始時に 6 ml ボーラス投与したのち、0.2 % ロピバカインを 3~5 ml/h の持続投与を行った。手術侵襲にあわせてフェンタニルを適宜 50~200 μ g 静脈内投与した。術中にはステロイドカバーとしてソルメドロール 125 mg を静脈内投与した。術中の異常高血圧に対してはニカルジピン 1 mg の投与で対処した。術中の脳内酸素飽和度は 50~60 % で、低下、左右差は認めなかった。出血量は 550 ml、手術時間 7 時間 38 分、輸液量は代用血漿 1000 ml を含む 5200 ml とし、無輸血で終了した。呼吸状態は安定していたため、抜管した。術後は ICU 管理となった。ICU では浮腫は多少認められたが、利尿剤使用にて尿量が得られたため、改善を認めた。腹水は少量で嘔気嘔吐などの消化器症状は認めなかった。

考 察

大動脈炎症候群とは原因不明の非特異的な炎症性疾患である。主要動脈の狭窄、閉塞によっておこる様々な症状を総括した症候群である⁵⁾。本症例ではステロイドを長期にわたって服用しており、一時中断時に頭部への血管病変が進行し、盲目に至ったと考えられる。頸動脈に病変がある場合は挿管時の頸部伸展や、麻酔中の体位により脳血流が減少するため注意が必要である。そのため、厳格な血圧管理により脳虚血を防ぐ必要がある。

その他、一般的に術前の評価としては、抗凝固療法を受けていないか、腎動脈狭窄による高血圧と大動脈閉鎖不全に伴う心不全に注意する。文献によっては CRP が高値で炎症の活動期を示すようなときは、非心臓手術で緊急性がなければ、炎症が沈静化しステロイド減量を図ってから手術を行うべきであるという指摘もある⁵⁾。

脳血流維持の指標となる脳循環モニターとして、今回は cerebral oximeter (rSO₂) を使用し、麻酔導入時、挿管時、術中にも注意深く測定し、急激な低下が起こっていないことを確認した。非侵襲的、なおかつ連続的にモニタリングできることから有用であると考えた。rSO₂ モニターではその測定部分は大部分、静脈血の酸素飽和度を検出しているとされ、ヘモグロビン濃度に影響を受けるとされている。絶対値ではなく、その経時的変動が重要とされているので、この症例のように非侵襲的でより長時間モニターとしては望ましいと思われた。Samara らは対照値から 20 % の減少は脳循環の異常のサインとして有用としている⁶⁾。rSO₂ はプローグ貼付部位直下の比較的脳表に近い局所脳組織酸素飽和度しか測定できないため、椎骨動脈領域の局所脳血流モニタリングとしては困難とされている。脳波解析も脳虚血の検出に有用であったとの報告がある⁷⁾。どの選択にせよ、頸部進展などによる更なる脳血流の減少を避け、循環血液量を保ち、術前の血圧を基準とした血圧維持での状態

でのモニタリングが基本と考えられた。

術前評価では後屈による失神は認めず、ある程度の後屈は可能であったが、術後、ファーラー位体での頸部後屈で失神が認められたことがあった。頸部の病変が術前術後の短時間に化したとは考えにくい。脱水や、痛み反射などによる交感神経の影響によるものと考えられた。麻酔中に挿管操作では頸部の後屈制限下での愛護的施行および麻酔薬による血管拡張が脳循環を保つのに関与したかもしれない⁸⁾。

循環管理として、本来ならば、厳重な管理をするために中心静脈圧のモニタリングが望ましいが、今回の症例では中心静脈確保は行わなかった。頸部での血管雑音を認め、頭部乏血症状や、四肢冷感などの臨床症状が強かったため、内頸動脈や鎖骨下動脈に血管病変が波及していることが考えられた。動脈誤穿刺した場合に術後の末梢神経障害や頸部圧迫による頭頸部循環障害を招いたり、狭窄病変の進行も危惧された。また、術野で下大静脈をクランプすることもあるため、大腿静脈からのアプローチも指標となりにくいことが考えられる。どうしても必要な場合は内頸静脈エコーガイド下によって、手技に手慣れた者がより安全に穿刺するべきである。

また、肝切除術が予定されたため、長時間の手術と多くの出血があった場合に備えて足背動脈の観血的動脈圧測定を行った。大動脈炎症候群を有する患者では撓骨動脈は触知できないケースが多く、足背動脈、大腿動脈など、触知できる動脈の選定も必要不可欠である。大腿動脈での穿刺による動脈圧測定も考慮されたが、動脈穿刺による偽動脈瘤形成の危険性を考慮し選択しなかった。

他の循環動態のモニターとして、パルスオキシメータでの付加である指尖脈波モニターによる循環容量適正化の指標として、波形変動指標 (PVI: pleth variability index) が有用かもしれないとされている⁹⁾。これも低いほど、呼吸周期による変動が少ないとされている。

近年では既存の動脈圧から連続的に心拍出量を測定するフロートラックセンサーの適応が徐々に広がりつつある。心拍出量測定のみならず一回拍出量変動 (SVV) も測定でき、これは心臓前負荷の指標として有用となる可能性がある¹⁰⁾。また、動脈のコンプライアンスおよび血管抵抗を定量化する係数がこうした疾患でも決定される場合は臨床上有用である。肝切除術においては心臓の前負荷としての中心静脈圧 (CVP) を低く保つことが術中の出血量を減少させるのに有効とされているからである⁶⁾。もしこの SVV が CVP よりも容量負荷の変化に鋭敏ならば、動脈圧測定カテーテルの挿入のみで圧測定と心臓の前負荷の同時測定が可能となる。そのため中心静脈穿刺が回避でき、それに伴う合併症が回避できる可能性が増すからである。本疾患のような血管病変が波及している場合、どの程度指標になるかは定かではないが、中心静脈の穿刺部位の選定に苦慮した場合は合併症のデメリットもふまえると、いくらか有益ではないかと考えた。

一般に、肝切除において CVP を 5 mmHg 以下に保つことは循環血液量を正常ないし、軽度の低下を意味すると考えられるが、この CVP 低値と術中出血量は相関しないとの報告もある^{8,11)}。その意味で、このような大動脈炎症候群の症例においては、術式は別として術中のバランスは循環血液量を十分多く保つことのほうが麻酔科医としての選択としては充分ありうろと考えられる。この症例においては、術中出血量は 550 ml とそう多くないが、晶質液ばかりでなく、膠質液の使用が体液管理上有用と考え、代用血漿も使用した。術中は適切な時間尿量が確保されており、術中バランスはプラス 3950 ml であった。

参考文献

1. Subramaniam Kathirvel et al: Anesthetic Management of Patients with Takayasu's. Anesth Analg, 2001;93:60-5
2. 松本昌直 有坂博史 小林玲子 他: 高安病患者

の下顎骨骨切り手術に対する麻酔管理, 日歯麻誌, 2006;34(3) 288-289

3. 木皿晶子, 燕昇司奈保子, 佐々木立朗, 河内正治 他: 高安病を有する子宮腫瘍患者の麻酔経験 麻酔, 2004; 53(8): 948-949.
4. 鈴木学美, 滝野善夫, 浅野慎吾, 小林佳郎: 高安動脈炎を合併する患者の硬膜外麻酔 麻酔, 38(2): 278, 1989.
5. 谷口正彦, 高崎真弓: 大動脈炎症候群: 高安動脈炎, 高崎真弓, まれな疾患の麻酔, 文光堂, 2001;60-61
6. Samara SK, Dy EA, Welch K et al, Evaluation of a cerebral oximeter as a monitor of cerebral ischemia during carotid endarterectomy. *Anesthesiology* 2000;93:964-970
7. Warner MA, Hughes DS, Messick JM. Anesthetic management of patient with pulseless disease. *Anesth Analg* 1983;62:532-535
8. Kathirvel S, Chavan S, Arya VK et al. Anesthetic management of patients with Takayasu's arteritis: a case series and review. *Anesth Analg* 2001;93:60-65
9. Sharnir M, Eidelman LA, et al. Pulse oximetry plethysmographic waveform during changes in blood volume. *Br J Anaesth* 1999;82(2):178-81
10. 出田眞一郎: フロートラックを使いこなす フロートラックセンサーを使用した術後循環血液量の評価 (会議録) LiSA(1340-8836)16 巻 10 号 Page992-993(2009.10)
11. Chhibber A, Dziak J, Kolano J, et al: Anesthesia care for adult live donor hepatectomy: our experience with 100 cases. *Liver Transpl*, 13:537-542, 2007

キーワード:

大動脈炎症候群, 肝切除術, 周術期管理

ABSTRACT

Anesthetic management for hepatectomy in a patient with aortitis syndrome.

Mayumi Soga, Mayumi Yuasa, Takashi Chihara, Tomoyoshi Seto, Shuichi Nosaka

The hepatectomy was scheduled to the patient who had the aortitis syndrome that was a peculiar blood vessel inflammation. The operation was performed by the general anesthesia with epidural anesthesia. The patient was blind and it was predictable that the vasculitis was widely spreading. Therefore, when the anesthetic induction was done, for maintaining the normal brain blood stream, the tracheal intubation induction was done carefully for the neck extension. The cerebral oximeter was used as an index of brain blood stream. Generally, it is considering that in terms of the hepatectomy, maintaining the low of central venous blood can decrease the loss of blood. However, it was thought that it was a priority to make infusion loads in order to keep the sufficient amount of circulating blood for the patient of the aortitis syndrome. For this case, the safety region of the blood pressure variation was narrow so that we tried to do enough infusion loads and pay attention to vital change, and keep the change of patient's circulatory dynamics to the minimum as much as possible.

Key Words:

aortitis syndrome, hepatectomy, perioperative management

Department of Anesthesiology at Shiga University of Medical Science ZIP: 520-2192 / Seta Tsukinowa-cho, Otsu City, Shiga, JAPAN

特別寄稿：パソコンに考えさせる

諏訪邦夫

目 次

リード文

I 脳にできてパソコンにできないこと

『椰子の実』にみる連想の妙：

II パソコンにできて脳にできないこと：パソコンの記憶力の凄さ

「青空文庫」は 1GB:

パソコンの記憶は薄れない：

III おバカなパソコンを脳にする：ファイルリンク

IV インターネットで知らずにつかうファイルリンク

V ファイルリンクの使い道

1) 目次と中身のリンク

1-1) 目次付きソフト：パワーポイントが例

1-2) デジカメ写真用のソフトの目次画面：

1-3) 目次を自作する

2) 完成原稿と資料・下書きとのリンク

VI 整理しないでファイルリンク

1) 整理はむずかしくて進まない：

2) 整理しないでファイルリンク：

3) 整理という概念の疑問：

VII 技術と思考は不可分

VIII ファイルリンクをとりあえず使う対象

IX 究極のファイルリンク：日誌を活動の入口に

1) 日誌ファイルにある事柄

2) 処理法

3) 目次ファイルとは性格が違う

4) 復活する場合

X 私が本を書ける理由

XI ファイルリンクのつけ方

大久保式：

1) ワード (MS-Word) で目次作成:

2) リンクの相手を開く:

増井式:

- 1) 目次ファイルから "ハイパーリンク" 機能使用:
- 2) 対応するファイル名を書き込む:
- 3) リンク元ファイルに戻る:
- 4) (左) クリックでリンク先ファイルが開く:

エディターを使う方式:

おわりに

リード文

この文章は「パソコンを脳にする」、「パソコンを脳のようにつかう」、「パソコンに考えさせる」ことを提案しています。「パソコンが脳になるかなるものか」「パソコンが考えるものか」という反論が聞こえそうですが、一応読んで頂けくようにお願いします。

I 脳にできてパソコンにできないこと

最初に脳とパソコンを対比させたいので、まず「脳にできてパソコンにできないこと」と「パソコンにできて脳にできないこと」を比較検討します。

脳の特徴は言うまでもなく「考える」ことですが、これが実は脳のもう一つの特徴である「連想する」と密接につながっています。私たちが「考える」場合、ある瞬間に「考えている」こと、あるいは「表象する」ことは意外に断片的です。人によって違うでしょうが、ふつうは図でいえば一つか二つ、言葉では一行か二行のメモ程度の長さではないでしょうか。「そんなことはない。ボクは文章をどんどん書いていくよ」とおっしゃる場合でも、書きながら前の文章を思い、先の文章を考えながら書くので、現在書いているのはやはりせいぜい数行です。

しかもその際に、現在進行させている図やメモの他に、とんでもない別の事柄がポカッと思い浮かんだりします。一見無関係に見えても、大抵の場合は今の事柄に関係していつたり「連想」として浮かぶわけです。この「考えること」「別の記憶を想起すること」「連想すること」が脳にできてパソコンにできないことの重要な要素です。

『椰子の実』にみる連想の妙：

連想の例として、名曲『椰子の実』の生まれる経緯を挙げます。連想は大中寅二氏の曲についても言えますが、ここで挙げるのは島崎藤村(1872-1943)の原詩(名も知らぬ遠き島より……)の蔭に隠れている裏話です。

当時青年詩人だった島崎藤村がこの詩を1899年につくった背景に、こんな事実が知られています。その前年の1898年の夏に、後に民俗学者として偉大な業績を挙げた柳田國男氏(1875-1962年)が伊良湖に滞在し、浜辺で椰子の実を拾い「南の島から流れ着いたと考えた」経験を、東京に戻って友人の藤村に話しました。当時の柳田氏は24歳の学生で、藤村はそれよりほんの少し年上の教師でした。これを聞いた藤村がああ詩を書いたのが名詩誕生の起源で、藤村自身は伊良湖岬に行かず椰子の実も見なかったのに柳田氏の話から想を膨らませて詩ができました。話を聴いて詩に詠んだ藤村はもちろんたいしたものですが、椰子の実を拾って南の国と海流の意義に思いをはせたのは柳田氏で、ずっと後に「海上の道」という研究として結実させています。

それ辺の事柄について、柳田氏は後にこんな述懐を書いています。「実をとりて胸に当つれば新たなり流離の愁い」という章句などは、もとより私の挙動でも感懐でもなかった上に、海の日沈むを見れば云々の句を見ても、あるいは詩人は今すこし西の、寂しい磯ばたに持って行きたいと思われたのかもしれない。私が実際に実を拾ったのは東南に開いた海なのだが」とコメントして、詩人の創作力に敬意を表し、さらに「名詩と名曲のおかげで、自分の小さい経験が永遠のものになった」と満足の意を表明しています。一つの椰子の実から生まれた想念が、ずっと大きな作品となって結実し、結果的に柳田氏の寄与までが記録に残ったわけです。ついでに、大中寅二氏の名曲も名詩から生まれた「連想」と捉えることもできるでしょう。

この「連想」という能力は脳の特徴で、パソコンにはありません。

II パソコンにできて脳にできないこと：パソコンの記憶力の凄さ

一方、「パソコンにできて脳にできないこと」は何でしょうか。それは、パソコンの物凄い記憶

力です。2011年の現時点で使われているパソコンは、ある程度新しいものなら300～500GBのハードディスクがついています。文章に限れば情報量は1GB（GB ギガバイト、10億バイト）に新書版4千冊分入るので、300GBは1千万冊以上にあたります。私を含めて大抵の方のハードディスクは、満載どころか隙間だらけでしょう。

「青空文庫」は1GB:

近代日本の文学作品で著作権の切れたものが「青空文庫」として公開され、その全作品は2010年末で8000編を超えていますが、文章に限れば情報量は全部で1GB未満に過ぎず、ハードディスクの片隅に楽々と納まります。ちなみに、夏目漱石の作品全部を集めても10MBしかありません。途方もない長編「大菩薩峠」（中里介山）もやはり10MBです。つまり1960年頃までに書かれた日本の文学作品の「文章部分」は、1GBに足りません。ついでに、この中にはオリジナル作品だけでなく、日本語訳の作品も含まれ、そのなかには「レ・ミゼラブル」「ジャン・クリストフ」といった大長編や、エドガー・アラン・ポーやコナン・ドイルのように数多い短編も含まれます。

文学作品と限らず、百科事典や各種の辞書類もパソコンにいくらでも納まります。私は音楽好きでMP3ファイルを大量に集めて100GB以上入っています。1GBの音楽は演奏に20時間かかるので、全部聴くには4千時間、1日1時間聴くとして10年聴いても余るので実質的に「無尽蔵」です。職業的な音楽人は別として、アマチュアの音楽好きが聴くことに割ける時間とエネルギーは生活のごく一部ですから、こんな分量の音楽情報を所有しても聴く能力と時間が不足です。

パソコンの記憶は薄れない:

パソコンの記憶の特徴として、量が膨大だけでなく正確なことも挙げられます。間違えることはまず絶対になく、確実に同じことを思い出してくれますから。

脳の記憶は変形します。次第に失われるのは仕方がないとして、記憶を喪失しないとしても変形します。例えば過去の記憶は美しくなり、都合の悪い部分は忘れるのが普遍的で、昔の恋人は必ず美しくて、具合の悪かった点や不愉快に感じた要素は忘れます。気に入らない点があって、それが別れた原因かも知れませんが。「釣り落とした魚は成長する」というジョークがあって、釣り人が釣り落とした魚の話を繰り返すたび毎に少しずつ大きくなるのだそうです。私自身は釣りをしませんが、気持ちはわかります。

一方、パソコンの記憶は手を入れない限り安定して不変です。変形も成長もしません。

人間の脳の記憶力も優秀ですが、パソコンのすごい記憶力と比較したら、少なくとも文字情報と音楽情報に関しては脳はパソコンにまったく敵いません。

III おバカなパソコンを脳にする： ファイルリンク

パソコンの記憶力がいくらすごくても、それだけでは膨大な図書館の棚に本が沢山あるのと同じで、直接は役立ちません。この優秀なパソコンの記憶力を上手に利用する、いわば「脳のようにつかう」方法の一つが「ファイルをつなげる」やり方でこれを「ファイルリンク」と呼びます。

IV インターネットで知らずにつかう ファイルリンク

「ファイルリンク」という単語はご存じない方も多いでしょうが、実はどなたもインターネットでつかっています。

あれがとても便利だということは、どなたも承知しているでしょう。もしあれがなくて、一々元の検索ソフト（googleなど）に戻って自分で探しまわったり、“http://何とか”と入力し直す必要があるとしたら、使い勝手がずっと悪いと想像できるでしょう。

でもあの方法は、自分のパソコンではつかえません。自分のパソコンでは、記憶に頼ってフォルダ内か時には別のフォルダを探すのがふつうのやり方で、なかなか見つからないでイライラしていないでしょうか。ファイルリンクがないからです。

インターネットでは使うのに自分のパソコンで使えないのは、インターネットのファイルリンクは他の人がつけてくれているのに、自分のパソコンでファイルリンクを使うには自分でリンクをつけなくてはならない故です。でも、ファイルリンクをつければ便利なことも、希望すればファイルリンクをつけられることも知らず、つける技術ありません。

この文章では、ファイルリンクの「つけ方」の説明を最後に廻して、ファイルリンクの使い道と利点を先に考察します。

V ファイルリンクの使い道

ファイルリンクの使い道

自分のパソコン内にファイルリンクをつけたとして、その最大の用途は目次と中身の本文のリンクと本文と資料・下書きのリンクです。

1) 目次と中身のリンク

書籍には必ず目次があり、おかげで本が使いやすいのですが、ファイルの目次とは何でしょうか。電子ファイルの目次があって便利な点を、まずパワーポイントを使って説明します。

1-1) 目次付きソフト：パワーポイントが例

パワーポイントは、ソフトウェア自体が目次をつくってリンクでつなぐ機能を備えています。どなたもご存知の通り、パワーポイントには編集やスライドショーに使う個々の画面の他に、目次の画面があって必要に応じて切り替えて使います。この目次画面は、製作した画面を20個くらいずつ順序通りに示して全体の流れを教えます。この目次画面から個々の画面を開くのはもちろん、個々の画面の消去や入れ替えも可能で、目次の頁の一つを指示して、そこから対応する

画面にジャンプして編集するのも可能です。さらに便利な使い方としては、他のファイルから画面をコピーして、この画面にペーストもできます。画面一つとは限らず、複数でももっと多数でも自由に持ち込んでこの目次画面に加えることもできます。これが可能なのは、目次と各スライドとがリンクして動く故です。

パワーポイントの場合、個々の画面は独立のファイルではなくて組み合わせ全体が一つのファイルですから、本書で述べるふつうのファイルリンクとは違い自然にできてしまいますが、基本の考え方や使い勝手のよさは同一です。

私たちの世代はパワーポイントのなかった時代を知っており、1990年頃まではスライドをつくる際、パソコンを使うにしてもプランも作成も手作業で、スライドは1枚ずつ作るものでした。当時は、画面を直接投影する機器も技術もなかったので、発表にはフィルムのスライドを使いました。このやり方では準備に時間がかかり、スライドが揃うのは使用する会議の直前で、まとめて映写して発表を練習する機会も乏しかったものです。パワーポイントを使うようになって、「目次頁をつかって全体の構成を考えて、タイトル頁と結論のスライドをつくり、その間を『方法』『結果』『考察』などの画面で埋めていく」という流れを重視した考え方と、それに沿って発表のスライド全体を一挙につくるやり方へと変化しました。

発表の技術に関し、30年前の世代に比較して現代の若者は上手だと私は考えています。理由の一つは、おそらく「コミュニケーションの重要性を認識」している、つまり「話して通じさせる」という認識をしっかり抱いている故でしょう。一時代前には、「男は黙って〇〇」というのが普遍的な感覚で、日本には「言語不明瞭な首相」や「言語明瞭、意味不明瞭な首相」が存在しましたが、そんなのを現代は受け入れません。もう一方で、パワーポイントを使うようになったのも発表が上手になった理由と私は勝手に考

えていますが、この点は作成時の自分の心理の変化から推測した結論です。

「そんなのは、有能な人は昔から行っていた」と言われればその通りで、否定はしません。でも、一部の人が一生懸命に心がけるのと、優れたソフトウェアのお蔭で大多数の人たちが意識せずに採用するのは大きな差で、その点が重要でだからこそ発表技術の向上に役立ったと私は考えます。

パワーポイントがもつ目次と個々の画面とのリンク機能が、このソフトが使いやすい利点の一つです。

発表の技術はパワーポイントで進歩した：

発表の技術に関し、30年前の世代に比較して現代の若者は上手だと私は考えています。理由の一つは、おそらく「コミュニケーションの重要性を認識」している、つまり「話して通じさせる」という認識をしっかりと抱いている故でしょう。一時代前には、「男は黙って〇〇」というのが普遍的な感覚で、日本には「言語不明瞭な首相」や「言語明瞭、意味不明瞭な首相」が存在しましたが、そんなのを現代は受け入れません。もう一方で、パワーポイントを使うようになったのも発表が上手になった理由と私は勝手に考えていますが、この点は作成時の自分の心理の変化から推測した結論です。

1-2) デジカメ写真用のソフトの目次画面：

目次のもう一つの例が、デジカメ写真用のソフトの目次です。現在のデジカメをパソコンにとりこむと、撮影したものをとりこんだ分全部の目次画面が出ます。昔、35mm フィルムでベタ焼きした見せ方です。お蔭でその先の扱いが容易になり、よく見たければ次々と大きな画面にして眺めればよく、ムダなものはここから消すことも可能です。さらには、欲しいものを選んでプリントアウトし、CD/R に焼き付けて配布し、選択して友人にメールで送ります。もし、目次画面がなくて一つ一つの大きな画面だけなら、選び出すのが大変で使い勝手は悪いで

しょう。逆に小さな目次画面しかなかったら、細部が見えずもちろん不便です。

フィルムカメラの時代、プロや一部の愛好家はフィルムをベタ焼きにして内容を評価して特定の画像を引き伸ばしたので、類似の手法を使いました。昔は一部の専門家に限られたこんな手法や技術が、現在ではカメラを使う全員が行えます。デジカメが歓迎される要素の一つと推測します。

これも目次と対応する画面のリンクが、仕事や趣味を気分よく進めさせてくれる例です。

1-3) 目次を自作する

今度は目次を自作する場合を検討します。たとえば、本を一冊書く場合です。どなたにも共通するテーマとして「自分史」を書くと仮定します。内容は次のようになるでしょう。

家関係：

家系、両親、地域とその環境、両親の職業と生き方

出生から幼時：

出生、家庭環境、小学校入学まで

学校関係：

小学校、中学、高校、大学、転校

学業に付随したこと：

得意と不得意、運動・スポーツ、塾、予備校、休暇

私生活面：

恋愛、病気、車と免許

大学卒業後：

修業期間、移動、転勤、大学院、留学、外国生活

結婚と育児：

結婚、子どもたち、住居取得、引越し

特殊テーマ：

肥満と減量（諏訪の場合は特に重要）

趣味：

趣味は一つではないので趣味1、趣味2、趣味3、趣味4と分ける。喫煙と禁煙、飲酒

目次の項目だけでこれほど多いと、一つのファイルで全部書き込むのは不適切です。少なくとも大項目毎に独立のファイルにするのが合理的で、その場合に目次ファイルをつくってそこから対応する項目名とファイルとをファイルリンクでつないで行き来すると使いやすくなります。

2) 完成原稿と資料・下書きとのリンク

ファイルリンクのもう一つ用途は、文章を書

く際の資料や下書きと最終的な文章の間にリンクをつけることです。文章を書く際、すらすらと頭の中から出てきて、それで望む原稿が完成というのはまれで、行きつ戻りつし呻吟します。資料をいろいろと使うのはもちろんです。

その資料や下書きは当然別ファイルとして保存したい、あるいは始めから別ファイルなので、それと最終原稿の間にファイルリンクでつなぎます。そうすると、最終原稿を書きながら資料や下書きを参照しやすくなります。往復しやすいのが便利な点は言うまでもありません。もっとも、資料自体がパソコン内にあるのが前提で、紙の資料に対してはこの手法は有力とは言えません。

VI 整理しないでファイルリンク

1) 整理はむずかしくて進まない：

フォルダ内に、関係のありそうなファイルがバラバラにできたときに、「これは整理したほうがいい」「整理したい」と考えるのは自然な気持ちです。たとえば、複数・多数のファイルの一つにまとめたいという意欲がこれです。そうした考えは、基本的には正しいので間違いという気はありません。

でもちょっと待ってください。すでに試みたことがあると思いますが、「ファイルをまとめる」作業は単なるコピー/ペーストでは済みません。複数・多数のファイルの一つにまとめるには、個々のファイルを検討して文章まで全部読んで、重複をはずし順序を検討するなどの処理が必要です。それはそれで面白くて勉強にもなる一方で、手間もかかります。論文にして発表するなどの明確な目標があれば頑張れますが、ただ「まとめる」だけが狙いの場合には学習になる以外に収穫がないので、あまり高い優先順位の仕事にはできません。はじめから本を書くつもりで計画的に目次をつくって対応する文章を書いた場合なら、基本的に重複は少なく整理も行き届いているでしょう。しかし、元来が雑多な集まり

の個別のファイルをまとめるのは容易ではありません。

だからこそ「整理しよう」と考えながら仕事が進まず、放置したままになって、「何がどこにあるかわからない」、「ファイルがバラバラで具合が悪い」という状態が起こります。

2) 整理しないでファイルリンク：

代案がファイルリンクです。個々のファイルには基本的に手をつけずに、関係がありそうだというだけで単純にリンクさせます。ファイルが複数なら、相互にファイルリンクをつけます。多数なら目次ファイルをつくって、その目次ファイルからファイルリンクでつなぎます。ファイルの数をもっと多数の場合、わかりやすい名前でフォルダを新設します。その際にお勧めしたいのは、目次ファイルはその新設のフォルダにおくのはもちろんですが、個々のファイルは移動せずに元の位置に放置して、そこへファイルリンクします。そうすれば、使う時にあれこれと探すことがなく、すぐに見つかります。

つまりファイルリンクは、パソコン内のファイル群を整理するのに役立つことがわかります。いいえ、ファイル群自体は一見少しも整理できていないかも知れません。でも、欲しいものにすぐに跳んで開くのが可能ですから、使う立場からでは整理と同一の効果です。

どうしても形にとらわれて、当のファイル群を新設のフォルダに写したくなるかも知れませんが、でも、それなら「写す」つまり「コピー」ではなくて「移す」つまり「移動」を原則にしましょう。類似のファイルが複数あるいは多数あるのはかえって具合が悪いと判明しています。

そうは言いながら、「移す」や「移動」という行為自体が妥当か疑問です。「きれいに分類」は所詮困難で、一応の努力までは評価しても強くこだわる必要はありません。「分類が大変だからファイルリンクしよう」と言うのが実は本書の趣旨です。形を整えるよりも、「使う」「使いやすい」のが重要で、それならファイルがどこに

あってもファイルリンクで解決できます。

3) 整理という概念の疑問：

ところで「整理」という言葉に疑問はないでしょうか。「整理」というと、「まとめてどこかにしまう」という気持ちを抱いているかも知れません。私もそう感じてきました。しかし、それは多分違います。「整理」とは、うまくまとめて「頭の中で連携をつけること」というのが、現在の私が抱くイメージで、それにはファイルリンクつき目次でまとめるのが最適であり、それを使って実際に個々のファイルを開いて全体を頭に入れることで「頭の中が整理される」と言えるのではないのでしょうか。

そもそも、脳の中はフォルダやファイルに分かれてはいないではありませんか。

VII 技術と思考は不可分

思考と関連して、「パソコンで考える」という命題を考察します。パソコン自体は考えません。考えるのは頭脳で、パソコンは場を提供し手助けするだけです。

「考えるのは頭脳であってパソコンではない」のは当然として、でもパソコン内の記述が思考を大幅に助けてくれる時、「パソコンが考えている？」という感覚を抱く場合があるのも事実です。少なくとも執筆に関する限り技術と思考は不可分と考えます。自分の例だけでなく、前に述べたパワーポイントのお蔭で発表の質が向上したという評価もこれと類似です。

書きやすい万年筆や紙が文章の出来栄に影響することがあるでしょう。少なくとも一部のプロはそれにこだわります。技術と頭脳の出力は不可分と解釈できるのではないのでしょうか。ここで「思考」「考える」というのは、頭の中で考えることよりも「出力する」ことを問題にしているので、「出力しやすい技術」を求めるのは当然で、スポーツマンが成績上達のために優れた用具を求め、音楽演奏家は楽器の性能を検討してよい楽器を求めるのと同じです。ファイルリ

ンクが文字出力を改善するのは、単に速度の問題にとどまらず、もっと幅広い機能で多くの方々に当てはまると私は考えます。

ところで「パソコンで考える」という命題で、パソコンのどの要素が重要でしょうか。私は下の要素を挙げますが、他の方は別の意見をお持ちかも知れません。

1) 速度：

最大の要素は速度です。「キーが速い」意味ではなくて、パソコン自体の速度向上やパワー向上、それに高性能なパソコンを使うことによる文字入力速度向上です。

手書きは遅すぎて、私の場合は最終的な原稿を書きながら思考を形にするのは困難でした。メモや下書きは別として、他人に見せるべくしっかりと手で書くのは頭速度とリズムが違いすぎて常に不満でした。パソコンを使うようになり、思考の速度と手の速度が一致してよい気分です。それに関連して、小型のパソコンが強力に常に携帯できる点、装置本体の省エネと電池の高性能化も重要な要素です。

2) タッチタイプ：

キーが自在なら、無意識に打てます。あらためてどこに何のキーがあるか、どのキーをどの指で打つかを意識しません。書くことに意識を向ける必要がないのはありがたいことです。一部の超高速の方に比較すると、私の打鍵はずっと遅いのですが。

3) 仮名漢字変換辞書：

仮名漢字変換辞書の登録と充実が重要な要素と感じます。頭の中の辞書と仮名漢字変換辞書とがうまく対応しています。複雑な単語のキー入力はどなたも嫌うでしょうが、私も嫌い打ちにくい単語を多数登録しています。特に横文字単語のカタカナ書きなど、ストローク数が多くて不便で不快な単語を、大量に登録して使います。この文章でも、アルファベット・パソコン・ノートパソコン・仮名漢字変換辞書・ファイルリンク・ワープロ・入力・出力・タッチタイプ

などは2文字か3文字のキー入力で登録して使います。

4) 英会話との関係：

勝手な仮説ですが、仮名漢字変換の短縮登録の使用頻度に関して、英会話と関係があるかも知れません。低いレベルながら、英語を話す際に日本語に対応する英語を探すのに時間はかからず自然に流れ出る意識でいます。どうも、その気持ちと仮名漢字変換辞書の登録とその登録した文字列を憶えて使う点が似ています。短縮辞書登録はアルファベット2～3文字ですが、そのアルファベットの綴りを覚えるのと、日本語⇄英語の対応とが似ていて、頭の中では同じ辞書に入っている気分です。

VIII ファイルリンクをとりあえず使う対象

ファイルリンクの使い道は上に書きましたが、「とりあえず使う」対象に何を考えましょうか。どう始めたらよいのでしょうか。ファイルリンクはむずかしくはないけれどそれでも技術ですから、一朝一夕にはマスターできません。でも使い始めないと永遠に進みません。ですから、とにかく使い始めましょう。

最初にハイパーリンクさせる時は、「面倒くさい」「うっとうしい」と感じるかも知れませんが、一度行ってみると次回以降は類似のことの繰り返しで、繰り返す度毎に容易になり、間もなくマスターできます。それを最近の仕事で何回か行くと、ファイルリンクの面白さ・有用性がわかるでしょう。そうしたら、フォルダの目次を作る段階に進む張り合いがでますから、そちらを行って下さい。

次のステップとして、たとえば自分の論文リストと論文の中身とファイルリンクさせるのはいかがでしょうか。自分の書いた文章へのアクセスをつけやすくと、過去の仕事・記憶が自分の中で「活性化」して楽しい気分になるはずと私は感じます。

IX 究極のファイルリンク： 日誌を活動の入口に

大げさな名前をつけましたが、ファイルリンクに関する特殊な手法で、日誌を「毎日の活動の入口に」して、日誌に活動項目を書いてファイルリンクで各種の活動に結びつけます。私の独創と主張はしませんが、他の本や雑誌の記事で紹介されているのを見た記憶がなく、行っている方がいても少数でしょう。でも、使い勝手がよくて気に入っているので説明します。

日誌はふつうのファイルで、ファイル名はその日の日付(2010年1月1日なら"20100101")です。

1) 日誌ファイルにある事柄

日誌の上のほう数行は、とりあえず一番重要な項目でその日の予定、翌日までに仕上げることなどです。次が定例の仕事の入り口で、教育の仕事・雑誌の連載・書いている本の入り口などです。

次が趣味的なものや面白そうなアイディアで永続性のありそうなメモ群、頻回に参照しそうな事柄として自分自身がすでに整理したデータへの入り口です。情報交換の多い友人、ノーベル賞リスト、オリンピック記録関係、パソコン内の小説・古典などへの入り口があります。

2) 処理法

新しい入り口が必要なら書き加え、逆に「参照する頻度がほとんどなくなった」ならその行を消します。こうして日誌全体の大きさは、だいたい130～150行くらいに維持できています。

日誌はただのテキストファイルで、前日のファイルがノートパソコンにあるので、それを「別名保存」で日付を変えて、今日の日誌ができます。ファイルリンク部分は毎日を変えませんが、使いながら少しずつ更新します。

3) 目次ファイルとは性格が違う

日誌ファイルは、「目次ファイルと対応する項目ファイルの関係」とは異なり、行毎の内容は

バラバラで無関係で、日常活動への入り口、住所録、自分の健康・運動・食事・減量などの関係のファイルへの入り口があり、知り合いや友人からの医療相談・紹介状などへの入り口があります。

「リンクは一筋とは限らない」ので、主に使うリンク元は別にあっても、頻回に参照しそうな日誌もリンク元にします。書籍執筆では目次を入りにしますが、短期には特定の章や項目への入り口を日誌に置きます。

4) 復活する場合

終わればその行は消しますが、少し経って再度必要になる場合、「たしかに日誌にあった」記憶があれば、項目のキーワードを入れて日誌のフォルダから検索してみつけます。復活の理由は、終わったつもりの古い原稿に関する質問、数年ぶりに旧友からメールが入るなどです。

X 私が本を書ける理由

一部の方は、私が本をたくさん書くことをご存知でしょう。好きという趣味の要素が重要なのは当然として、技術的にはこのファイルリンク使用をマスターして好運だったと感じます。目次と本文とのリンク、文章と参考資料とのリンクを多用して本を書きます。同じことが、連載記事の目次と本文の関係にも当てはまり、テーマのリストと対応する本文とが一瞬で行き来できて便利と感じています。それと類似のことで、現在臨床工学を教えるにも、科目のリスト・個々の項目のリスト・試験問題のリストなどの目次があり、その目次から個々の項目に進むと配布用のハンドアウト資料と講義用のパワーポイントファイルにリンクをつけています。パワーポイントに呼び込んだ図のファイルともリンクをつけています。時には、授業の途中でパワーポイントファイルから別のパワーポイントや映像にジャンプすることもあり、例としては除細動

装置の解説で心臓の刺激伝導系に跳び、AED 使用の映像を開くようになっています。

XI ファイルリンクのつけ方

ファイルリンクの実際のできる方を説明します。対象はマイクロソフトの OS つまりウィンドウズとそこで動くオフィスシリーズ (MS-office) つまり「ワード」、「エクセル」、「パワーポイント」のやり方です。

大きく分けて二つあり、数多くのファイルをまとめて拾って一挙にリンク元の頁つまり目次の頁へ写してファイルリンクをつける方法 (大久保式と名づけます) と、先にリンク元の頁つまり目次の頁を作っておいて、その中の項目の単語からリンク先のファイルを指定してリンクする方法 (増井式と名づけます) の二つを説明します。いずれも、私の勝手な命名で商標ではありません。

大久保式：

この方法はあまり知られていませんが大変にスマートで、「便利な目次がこんなに簡単につくれる」ことを強調します。教えて下さった大久保義則氏の名前をとって「大久保式」と名づけました。

1) ワード (MS-Word) で目次作成:

まずワード (MS-Word) で、目次ファイルを作っておきます。中身は、最初は空っぽで差し支えありませんが、「〇〇の目次」程度のタイトルくらいは書いておくのが素直でしょうか。役割は目次ファイルですが、ファイル名をただ「目次」とだけすると、あとで同じ名前のものが多数できて混乱する危険があるので、「目次 2001001」(2010 年 1 月の意味) とか、せめて「目次 t」とかして同じものができにくいように工夫してく

ださい。こうしてつくったファイルを、画面全体を占めないように小さい画面で開いておきます。

2) リンクの相手を開く:

次に、目次をつくりたい相手のファイルのあるフォルダをマイコンピュータから開きます。そこにあるファイルの一つ、「右クリックでドラッグして、目次ファイル画面に」持って行きます。ファイルを開くのではなくて名前だけコピーするように移動します。ここは単なる練習ですから、ファイルは何でもかまいません。練習用をつくってもよいし、既存のものをつかってもけっこうです。壊れることはありません。

ファイルをそこに持って行ってマウスを離すと、メニューの中で、「ここにハイパーリンクを作成」というメッセージがありますから、その場所へカーソルを移動してマウスを離すかクリックします。そうすると、今持って行ったファイルの名前がその位置へ特殊な色で書き込まれます。

これで項目一つの目次ができました。そうしたら、この目次ファイルを一応「上書き保存」して下さい。これで、ファイルリンクが一つある目次ファイルができました。

こうしてできた目次ファイルを使って、実際にファイルリンクを実行してみます。目次ファイルに戻って今書き込まれた箇所にカーソルを移動し、コントロールキーを押しながらクリックすると、相手のファイルが開きます。これがファイルリンクです。つまり、目次頁のこの箇所からドラッグしていったファイルにファイルリンクがついて、ファイルリンクの使い方がわかりました。

一つだけでなく、二つあるは多数にファイルリンクをつけるには、これを繰り返してもよいのですが、フォルダ内のファイル名を一挙に

目次ファイルに持って行って、その全部にハイパーリンクをつけることもできます。

増井式:

防衛医科大学に所属する増井健一氏から教えて頂いたので、「増井式」と名づけます。やはり目次ファイルを作成し、そこファイルリンクに便利な単語を一つ書き込みます。たとえば、プロローグのファイルにリンクさせれば、プロローグと書き込みます。ファイル名と書き込みが同一である必要はありません。目次ファイルにはプロローグと書き込んであるけれど、ファイル名は横文字で “prologue” でもかまいません。

1) 目次ファイルから “ハイパーリンク” 機能使用:

目次ファイルを MS-Word で開き、その編集画面の “ハイパーリンク” 機能を使います。ハイパーリンク機能は、ワードのバージョンで所在は異なりますが、必ず付属しています。マウスでなくてキーを使われるのが好みなら「コントロールキーを押しながら K を打鍵」でも起動できます。

2) 対応するファイル名を書き込む:

この開いた窓に、対応するファイル名を書き込んで OK を打鍵します。この際に、実際に文字列を打ちこむ必要はなく、『参照』をマウスクリックして、出てきたファイル名リストから選びます。リンク先のファイル名をあらかじめコピーしておけば、リンク先の窓にペーストしてリンク先を指定することもできます。

3) リンク元ファイルに戻る:

これで窓は閉じて、リンク元ファイルの画面に戻ります。画面をみると、先にマウスで反転させた目次項目にアンダーラインが引かれ、同時に該当部分の色がかわって、ハイパーリンクがついていることを示しています。

4) (左) クリックでリンク先ファイルが開く：

ここにマウ斯卡ーソルをおき、(左) クリックするとリンク先のファイルが開きます。これでハイパーリンクが一つできました。後は、これを繰り返してリンクを増やします。

エディターを使う方式：

もしもあなたがエディターを頻回に使うなら、MS-Word のハイパーリンクではなくて、エディターが多分もっている「タグジャンプ」というファイルリンク機能を使うほうが便利で、私はこちらを使います。タグジャンプ機能は大抵のエディターにあるはずですが、Windows に付属している「メモ帳」にはありません。「メモ帳」はエディターという名前がついてはいますが、ただ「テキストファイルがつくれる」というだけのものです、エディターとして常用する機能はありません。エディターを使いたいなら、本格的なものを入手してください。Windows では「秀丸」というのが標準で、試用の段階では無料です。

その「秀丸」をはじめ本格的エディターには、必ずファイルリンク機能がついています。具体的なやり方はお使いのエディターにある説明を読めばわかります。

ちなみに、私は文章を全部エディターで書きますが、それとファイルリンクの使用とは直接

には関係ありません。ファイルリンクを使いたいからエディターを使うわけではありません。

おわりに

もう一度強調します。ファイルリンクは実に有用で、マスターした後のパソコンは大変に使いよくなります。現時点でファイルリンクを採用して施行している人はごく少数で、行っている人は私と無関係に知っており、「スワの書いたものを読んで採用した」という例を知りません。その点が残念なので、ここで詳しくこのテーマを述べることにしました。

ABSTRACT

Let us make our PC more intelligent;
use of file-link technique
Kunio Suwa, M.D.

This review attempts to advocate the usage and value of file-link technique on ordinary PC's. While file-linkage is extensively used in Internet environment, it is used much less widely for stand-alone PC's. This author believes that this technique greatly enhances the utility of PC, therefore urging the average users to master and adopt this technique.

Department of Medical Engineering, Teikyo Junior College.
e-mail: kunio.suwa@nifty.com

第 27 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： 稲田 英一（順天堂大学医学部麻酔科学・ペインクリニック講座教授）

会期： 2009 年 11 月 28 日（土）

会場： 順天堂大学 有山登記念館講堂

第 27 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会プログラム

9：00～9：10 開会挨拶 稲田英一

9：10～10：25 一般演題（A）

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）

1. 森本康裕：インターネットを活用したアンケート調査
2. 讃岐美智義，河本昌志：WordPress による麻酔科後期研修医募集サイト「ひろしま麻酔科研修ネットワーク」の構築
3. 橋本悟：市販 IP カメラとエンコーダを利用した病院内映像配信システムの構築—第一報—
4. 寺井岳三，松浦康司：Web サーバーを介した手術部門システムと病病情報システムとの連携
5. 吉川武樹，惣谷昌夫，小林慎治，木村映善，石原謙：ワイヤレス生体モニタの麻酔科医の術中バイタル解析への応用
6. 森田知孝，内田整，萩平哲：気化器の残量アラームの試作

10：25～11：40 一般演題（B）座長 橋本悟（京都府立医科大学麻酔科学教室）

7. 諏訪邦夫：高地での呼吸停止による Spo₂ の低下の実験と計算
8. 横山博俊：心血管系の数値流体力学
9. 萩平哲，高階雅紀，内田整，森隆比古：薬力学解析にはどのシグモイド曲線を使うのが妥当か？
10. 田中義文：心電図検査結果チャートよりベクトル心電図を作成するプログラム開発
11. 岩瀬良範，菊地博達：PCA ポンプ管理ソフト (CADD Sentry+Press) の有用性
12. 浅山健：ICU・CCUは急性期基幹病院の象徴

11：40～12：00 総会

12：00～13：00 昼食（各自，順天堂病院内レストランおよび近隣レストラン）

13：00～14：00 特別講演

座長 稲田英一（順天堂大学医学部麻酔科学・ペインクリニック講座）

北澤茂：脳を読む・心を読む～ブレインマシンインターフェースの現状と展望～

14：10～16：30 シンポジウム「酸素モニターの基礎と応用：現状と未来」

座長 稲垣喜三（鳥取大学医学部麻酔・集中治療医学分野）

《基調講演》青柳卓雄，布施政好，宮坂勝之：パルスオキシメトリの基礎理論（30 分）

1. 坂本篤裕：パルスオキシメータの可能性（20 分）
2. 落合亮一：近赤外線頭蓋内酸素モニターの臨床的意義（20 分）
3. 小松徹：肝酸素化の評価（20 分）
4. 松田直之：混合静脈血酸素飽和度および中心静脈血酸素飽和度の意義（20 分）
5. 総合討論（30 分）

16：30～閉会挨拶 稲田英一

シンポジウム 5.

近赤外線頭蓋内酸素モニターの臨床的意義

Clinical Significance of Cerebral Oxygen Monitor .Past, Present and Future.

東邦大学医学部麻酔科学講座

落合 亮一

キーワード: S_{ijv}O₂, NIRS, Spatially-resolved spectroscopy

多臓器不全に対応するためには、臓器ごとの情報が不可欠である。特に循環不全に際しては、臓器血流の評価が必須である反面、最新のテクノロジーを用いてなお臓器ごとの酸素需給バランスをモニターすることは極めて難しい。その意味で医療機器の果たす役割は大きく、技術的なイノベーションが診療の方向性や outcome の評価に際して持つ意義が問われている。

中枢神経系の酸素需給バランスを評価することは技術的にもチャレンジであり、様々な試みが行われてきた。頸静脈球における酸素飽和度のモニタリング (S_{ijv}O₂) は、頭蓋内酸素需給バランスを見る意味で今なお標準的な手法といえる。しかし、高度に機能分化した中枢神経系では脳局所における情報が不可欠であり、S_{ijv}O₂ によって得られる情報はその有用性に限界があるものと考えられる。

一方、パルスオキシメータと同様に赤外光ならびに近赤外光を用いた頭蓋内酸素モニターは 10 年以上の歴史を持つにもかかわらず、その臨床的意義が明らかにされずにきた。

赤外光・近赤外光を用いたモニタリング (NIRS; near-infrared spectroscopy) は、頭蓋内酸素需給バランスを評価する上で、期待の大きなパラメータとして注目されたものの、現時点ではその臨床的意義について一定の見解が得られていない。当初、Beer-Lambert 法による相対的な組織濃度 (酸素化ヘモグロビン; HbO₂, ならびに還元ヘモグロビン HbR) の測定は画期的な情報として扱われた。頭部皮膚表面に貼付したプローブ (発光部ならびに受光部) を用いて HbO₂ と HbR の相対的な変化が測定され、頭蓋内の酸素需給バランスを代表する指標として注目を浴びたものの、光の散乱によって失われた情報を補正することは難しく技術的な進歩が待たれた。

その後、受光側のプローブの改良によって、頭蓋内に照射された光の減衰を複数のプローブを用いることで距離の関数として解決する方策が紹介された。Spatially-resolved spectroscopy (SRS) がそれであり、受光部の距離的な違いを用いて吸光度の差から組織における酸素飽和度 (TOI; tissue oxygenation index) を推定することが可能となった。現在、市販される多くの頭蓋内近赤外線酸素モニターはこのテクノロジーを応用している。ただし、光路長 (pathlength) の個人差が大きいこと、あるいは脳組織内の動静脈血分布を予想することが難しいことなどのために、TOI のバラツキは大きく、その臨床的意義には議論が多い。

現在、市販はされていないが、time-resolved spectroscopy (TRS) を用いたヘモグロビン濃度の絶対値測定が今後の課題といえる。この方式では組織内濃度が HbO₂ ならびに HbR とともに測定可能であり、平均酸素飽和度を求めることができる。局所における測定である点に相違はないが、今後、低酸素ストレスを正確に評価が可能になるものと期待される。

本講演では、NIRS の歴史を概観しながら、今後の課題について紹介する予定である。

一般講演 2.

WordPress による麻酔科後期研修医募集サイト「ひろしま麻酔科研修ネットワーク」の構築

讃岐美智義, 河本昌志

広島大学大学院麻酔蘇生学

キーワード: CMS (コンテンツマネジメントシステム), WEB, 医師不足

WordPress (ワードプレス) は、オープンソースのブログ/CMS プラットフォームである。セマンティック Web, コードやデザインの美しさ, Web 標準, ユーザビリティなどを意識して開発されており、無料で使用可能である。今回、麻酔科専攻医の募集サイト「ひろしま麻酔科研修ネット」を構築したので、ツールの有用性をサイトの紹介をかねて報告する。

現在の World Wide Web 上のコンテンツは主に HTML で記述されている。HTML では文書構造を伝えることは可能だが、個々の単語の意味をはじめとする詳細な意味を伝えることはできない。これに対し、セマンティック・ウェブは XML によって記述した文書にタグを付け加える。この、データの意味を記述したタグが文書の含む意味を形式化し、コンピュータによる自動的な情報の収集や分析へのアプローチが可能となると期待されている。WordPress (ワードプレス) はデータベースに MySQL を利用し、PHP で書かれたオープンソースのブログソフトウェアである。マルチバイト文字に対応しており、文字エンコーディングを UTF-8 に設定することで日本語が利用できる。動作環境としては PHP 4.3 以上、データベースとして MySQL 4.0 以上が必要である。

麻酔科医募集サイトのツールとして WordPress を選択した理由として、WEB テンプレートやプラグインが多数発表されておりイメージ通りのサイト構築が容易であること。内容が決まったページ (案内文) 以外に、ブ

ログやニュースを作成できること。アプリケーションが不要で WEB からの操作のみで、サイトの改変やコンテンツの記述が可能であることが挙げられる。

今回、hiroshima-masui.net というドメインを取得し、インターネット上で麻酔科後期研修医を募集するサイトを構築した目的は、悩んでいる初期研修医に麻酔科後期研修の具体的な道程を示すことができると考えたためである。

当日は、サイトの内容も具体的に紹介したい。

市販 IP カメラとエンコーダを利用した病院内映像配信システムの構築 第一報

橋本 悟

京都府立医科大学集中治療部麻酔科

キーワード: 映像配信システム, IP カメラ

手術野映像などを ICU や手術室内で監視することによるメリットについては議論の余地はない。多くの施設でこれらの映像が病院内各所に配信されているが、その多くが同軸ケーブルを介したコンポジット映像である。そのため配信される部署は限られてしまう。そこで今回我々は IP カメラおよび画像エンコーダを利用して、手術室、アンギオ室などの、室内画像、術野画像、内視鏡画像、顕微鏡画像、造影画像などを院内各所にリアルタイムストリーミング配信するネットワークシステムを構築した。今回はこれまでの構築について紹介したい。

麻酔科モニター室から 12 室の手術室 (5F 既設) とアンギオ室の 3 室 (BF 現在予定中) に UTP ケーブルを配して POE(power over ethernet) 対応スイッチングハブを介して IP カメラおよび IEEE802.11g 規格の無線 LAN 親機を配備した。各映像機器からコンポジット出力した映像をエンコーダにて変換し無線子機を利用して手術室内外のどこに撮像機器が移動しても配信できるようにした。主要機器に関しては NAT 変換にて学内 LAN からリアルタイムで画像を配信可能としたがセキュリティ上の問題から画像情報には付加情報を一切載しなかった。URL を指定するだけで通常のブラウザのみでストリーミングが可能となり大幅な経費節減が可能となった。また一部カメラについては長時間録画機能を持たせて盗難防止等にも利用できる。これらにより病棟からの手術出しのタイミング等がスムーズに行われるようになり、また手術室内での安全性も高められたと考えられた。さらに同時に複数の画面を観察することができるので、たとえば内視鏡手術の内視鏡画像と術者の姿勢や動きを同時に観察でき、教育的見地からも価値があると考えられた。

学外からのアクセスについては基本的に禁止しているがライブ手術などの要請があればそのつど、設定を行って配信可能とした。得られた画像は十分の精度を保っており実用的であると考えられた。

気化器の残量アラームの試作

森田知孝, 内田整, 萩平哲

大阪大学医学部附属病院麻酔科

キーワード: 術中覚醒, 気化器, アラームシステム

麻酔における術中覚醒の原因として、麻酔薬の残量がゼロになっていることに気づかないことがある。静脈麻酔ではシリンジポンプに残量アラームが装備されているが、吸入麻酔で使用される気化器には残量アラームが装備されていない。今回、気化器に装着する残量アラームを試作したので報告する。

アラームは、発光ダイオードと光センサを組み合わせた電子回路で、気化器の液量計の“窓”に装着する構成とした。センサ部分は窓からの反射光を受光するように設置し、設定したレベルよりも液面が低下してセンサの出力が変化するとアラーム音が発生するようにした。試作品は、セボフルラン用の Ohmeda Tec7 (GE 横河メディカルシステム) で動作確認を行った。

本アラームは臨床的には有用であったが、装着することにより液面を肉眼でチェックすることが困難になった。また、気化器の窓がメーカーあるいは麻酔薬の種類によって異なるため、装着方法が汎用的でないことも判明した。今後は、麻酔ガスモニタリングと統合したアラームシステムへの発展も視野に入れたい。

ICU・CCU は急性期基幹病院の象徴

浅山 健

エイ・エス・エイ会

キーワード: 麻酔科機能, 請求権

都市部で人口 80 万人当り、地方で同 20 万人当りで行政が認可する急性期基幹病院の麻酔科機能とは、24 時間年中無休で対応するべき責任・義務がある。この二条件を満たして始めて世間は麻酔科臨床を認めるし、病院も麻酔科を評価します。実現に必要な三条件を記す。

1) 機能の集約作業

大学医局が関連病院へ分散・勤務する麻酔科医師を、行政が認可する基幹病院へ集中する手順を採用して、必要人数を確保する。

2) 管理体制を整備して応召体制を整える

24 時間年中無休の応召体制には、月二回の土日の自宅待機が必要で、交替勤務に必要な 20 人程度の麻酔科医師数が必要。

3) 支払基金への請求権

基幹病院が努力する麻酔科医師を認める一方で、努力する麻酔科医師が経済的に恵まれるしくみが必須です。診療の質・量を裏打ちする仕組みを、言います。

具体的条件

麻酔科医師が必要条件を揃えて、都道府県の知事に対して、基幹病院の麻酔科診療委託契約と共に、三条件を提示・申請します。

1. 行政は申請を受けて、麻酔科申請を認可するか否かを審議委員会へ諮問する。諮問の結果に基づいて、行政は麻酔科の管理体制を判断します。

2. 現在、麻酔科学会理事長・森田潔氏が、管理体制基準の改正医療法を病院麻酔科に対して適用出来るか否かを、厚生労働省医政局総務課に対して問合せる手順を進めています。

3. 厚生労働省医政局が改正医療法の麻酔科適用を認可する時、必要三条件が実現する環境が実現します。

結論

森田理事長が学会の運営方針を示す、フリーランス麻酔科対策、周術期医療の充実、麻酔科診療の環境整備等が基幹病院の麻酔科を対象に解決すると考えたので、ご批判をお願いします。

編集後記

2009 年末、東京での第 27 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。しかしながら、順天堂大学生理学第一講座北澤先生の特別講演、ブレインマシンインターフェースの現状と展望は、日々無意識状態にストレスを感じているわれわれ麻酔科医にとって、意識の客観的評価法を具体的に示され、大変示唆に富む総説を頂戴した。また、日本光電の青柳先生はパルスオキシメータの測定原理に至るまでの思考過程と実験を余すところなく解説いただいた。そして、シンポジウムも読みごたえのある優れた総説を寄稿していただいた。冊子として十分なページ数には至らなかったが、サイエンスの醍醐味を味わえる貴重な一冊を出版できたことに喜びを感じております。

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、原稿が少なく苦勞しているのが実状です。学会員のみならず、そうでない方も発表の有無にかかわらず、気楽に編集長までマイクロソフト Word で記述いただき、メール投稿していただければありがたく存じます。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。すこ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。

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

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
2010**