

麻酔・集中治療と テクノロジー

2014

●編集

日本医科大学大学院
疼痛制御麻酔科学分野 教授

坂本篤裕

京都府立医科大学附属病院
集中治療部 部長

橋本 悟

京都府立医科大学大学院 名誉教授
社会医療法人 草津総合病院 参与

田中義文

simulation
intranet
software
database
network

麻酔・集中治療と テクノロジー 2014

●編集

日本医科大学大学院
疼痛制御麻酔科学分野 教授

坂本篤裕

京都府立医科大学附属病院
集中治療部 部長

橋本 悟

京都府立医科大学大学院 名誉教授
社会医療法人 草津総合病院 参与

田中義文

序 文

2013年11月30日(土)

第31回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会を担当させていただきますことを大変光栄に存じます。本部事務局ならびに会員の皆様には厚く御礼申し上げます。

日本麻酔・集中治療テクノロジー学会は、麻酔・手中治療領域においてコンピュータ応用の進歩と普及を図り、これを通じて学術、社会の発展に寄与することを当初の目的として発足しています。しかしながら、30年以上経過した本学会はすでに大きく様変わりし、近年の発表・報告の内容もこの分野における新たなテクノロジー関連の話題に変わってきております。

今回の学術集会は、“他分野のテクノロジーに学ぶ”をテーマとして、無痛針、血糖管理、呼吸音図、胎児心電図、宇宙における循環と多岐にわたる分野の先生方をお招きし、講演をしていただきます。また、一般演題も21題と多数ご応募いただき、活発な討議とともに参加者の皆様の向学心をさらに満足させることができれば幸いです。

本研究会の特徴は、テクノロジーの機序や本質を知り、それを応用することが大好きな医師・医療関係者の集まりであり、熱い議論の学術集会と前哨戦ともいえる懇親会は毎回の楽しみになっています。会員のみならず、多くの皆様のご参加・ご協力をお願いして挨拶とさせていただきます。

第31回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会会長 坂本 篤裕
日本医科大学大学院疼痛制御麻酔科学分野 教授

– MEMO –

目次

第31回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会論文集

特別講演 1:

呼吸音による換気モニタリング.....	1
中野 博 (国立病院機構福岡病院 睡眠センター)	

特別講演 2:

胎児心拍数モニタリングと胎児不整脈の解析: ultra short term variability について.....	9
田中 守 (聖マリアンナ医科大学産婦人科)	

招待講演 1:

雌蚊を模倣した無痛針を有する健康監視システムの開発.....	13
槌谷和義 (東海大学 工学部 精密工学科)	

招待講演 2:

宇宙における循環調節障害の研究と臨床応用の可能性.....	19
岩崎賢一 (日本大学医学部 社会医学系 衛生学分野)	

教育講演:

人工臓臓を用いた外科周術期血糖管理: 最近の話題と将来展望を中心に.....	24
花崎和弘 (高知大学医学部外科学講座外科 1)	

ランチョンセミナー:

Acoustic Respiration Rate	29
大和利江子 (マシモジャパン株式会社)	

一般講演:

経静脈一時ペーシングでの右心室心波形の解釈.....	33
田中義文 (草津総合病院麻酔科) 他	

\dot{V}/\dot{Q} diagram をもちいた肺胞死腔・肺内シャントの推定.....	37
薊 隆文 (名古屋市立大学 看護学部・大学院看護学研究科 健康科学領域 病態学 (麻酔学))	

BCI 用機器を用いた安価な脳波計測システムの構築について.....	41
萩平 哲 (大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学) 他	

パソコンのムダと有用なもの: 自身の経験から.....	44
諏訪邦夫 (帝京短期大学ライフケア学科臨床工学専攻)	

3DCG を用いた経食道心エコーの学習用ソフトウェアの開発.....	47
前川 俊 (兵庫県立尼崎病院 麻酔科) 他	

ラグランジュ力学 (解析力学) の動脈系への適用, 及び微分可能多様体と
3次元多様体の, 動脈壁と動脈内腔への対応 53
横山博俊 (金沢医療センター 麻酔科)

平均血圧, 拡張期血圧, 等容量収縮時間, 駆出時間から算出した
左心室大動脈結合状態の有用性と問題点ならびに臨床応用例 63
高久明子 (福井大学医学部医学科 5年次生) 他

paperChart による自動麻酔記録: 継続的な運用上の工夫 72
岩瀬良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科) 他

手術室運営のテクノロジーはあるか? 時間軸の概念を導入した状況認識 75
岩瀬良範 (埼玉医科大学病院 麻酔科)

開発フレームワーク Apple Core Data による JSA-PIMS と
ODBC 連携させた麻酔チャート PDF Viewer の作成 77
佐和貞治 (京都府立医科大学麻酔科学教室) 他

ファイルメーカー を用いた麻酔症例データベースにおけるデータ入力の工夫 87
惣谷昌夫 (愛媛県立新居浜病院麻酔科) 他

紙モデルを使った注射針の針先ベベル面と穿刺軸とのシミュレーション 89
野上俊光 (成尾整形外科病院 麻酔科) 他

静脈留置針の穿刺時の刃面の向きによる検討 100
高橋マキ (東海大学医学部麻酔科学教室) 他

第 31 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会抄録抜粋 103

編集後記 109

呼吸音による換気モニタリング

中野 博

はじめに

聴診器は1816年にフランスのLaennecにより発明され、今日でも使用され、呼吸音の強弱や副雑音の有無は臨床上有用な情報を与えてくれる。しかしそれは一時点での主観的評価であり、時間経過を追う事は必ずしも容易ではない。これを客観的に記録する肺音研究が盛んにおこなわれたのは1970年代から1980年代にかけてで、肺音の発生機序の解明や臨床応用を目指して内外で多くの研究がなされた^{1,2)}。しかしこの時期の肺音研究は特殊な機器が必要であり一部の大学でおこなわれたのみで一般化しなかった。1990年代後半からは研究が下火となり、本格的な実用化が実現しないまま今日に至っている。最近マシモ社が呼吸音により呼吸数を連続モニタする機器を発売した。また、最近のパソコンやスマートフォンは音響解析機能を標準的な機能として具備しており、それをを用いた呼吸音のリアルタイム画像表示が可能である。呼吸音は呼吸数以外にも多くの情報を含んでおり、本稿では呼吸音モニタの可能性について解説したい。

呼吸音の表示方法

一般的な表示方法としては、時間軸波形、パワースペクトラム、サウンドスペクトログラムの3つの方法があげられる。

1) 時間軸波形

音圧変化を縦軸とし時間を横軸としてあらわした音の生波形で、呼吸音の場合はその特徴を見分けるためには心音よりも横軸を大きく拡大する必要がある。時間軸拡大波形 (Time-expanded wave form³⁾) という言葉が用いられる。副雑音の種類をこの方法により区別することが出来る⁴⁾(図1、図2)。

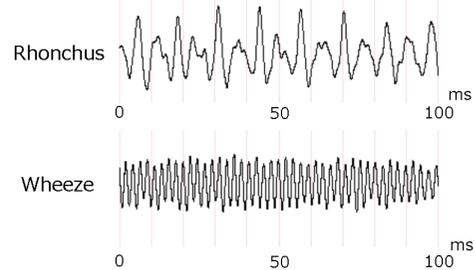


図1 時間軸拡大波形：連続性ラ音

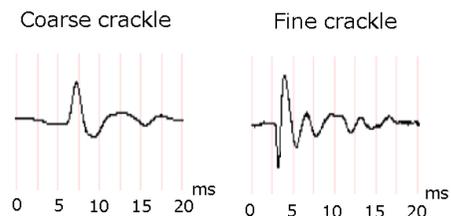


図2 時間軸拡大波形；断続性ラ音

2) パワースペクトル

横軸を周波数、縦軸をパワー (通常は対数: dB) で表したもので、どの周波数が優位かがわかるが、時間軸の情報が無い。時間軸波形データを周波数解析 (FFT など) することにより得られる。

3) サウンドスペクトログラム

パワースペクトルの経時的な変化を、白黒濃淡、又はカラーで表したもので、横軸が時間軸、縦軸が周波数、色合いでスペクトルの強さが表示される⁵⁾。情報量が多く、直感的に把握することが可能で、臨床現場での表示に適した方法であると考えられる (図3)。パソコンやスマートフォンでリアルタイムに表示することも可能である。

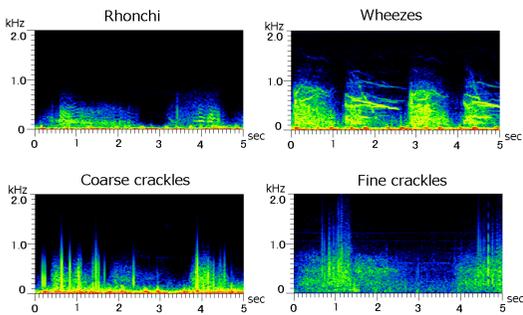


図3 サウンドスペクトログラム：各種副雑音

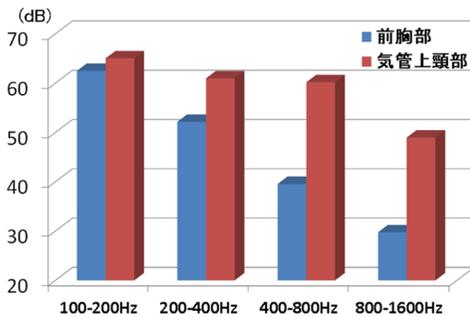


図4 健康者吸気音パワー (12名平均; 0.7L/s)

換気モニタ方法としての呼吸音

呼吸音に相当する英語には、respiratory sound, breath sound, lung sound などの用語があり混乱しやすい。欧州呼吸器学会の定義では、respiratory sound は呼吸に関連した音のすべて、lung sound は胸壁上で聴取される音、breath sound は気流により気道で生じる音で副雑音以外の音とされている⁶⁾。したがって、換気モニタするために用いるのは breath sound である。この breath sound も気管上で聴取される気管呼吸音と、胸壁上で聴取されるいわゆる肺胞呼吸音とでは、その性状や、発生機序が大きく異なっている。

1) 気管呼吸音の特徴

上気道、気管、大気管支などで生じる乱流雑音で、そのスペクトルは上気道の共振特性の影響を受ける。甲状軟骨から胸骨上窩あたりの正中または左右で採取することが多い。気管呼吸音

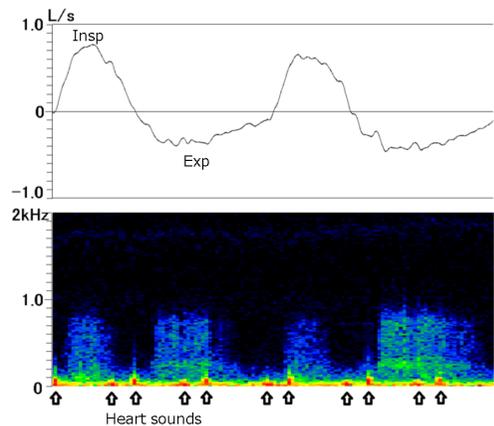


図5 気管呼吸音に混在する心音

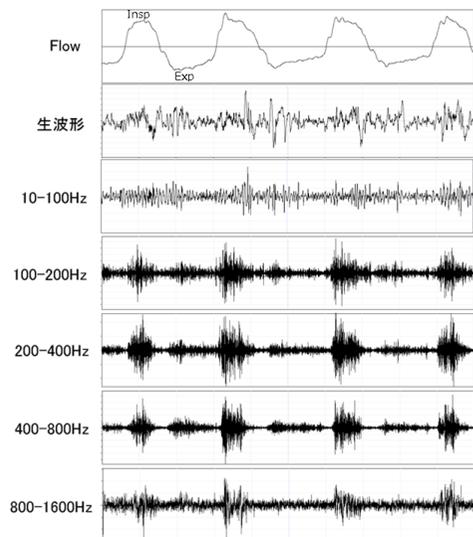


図6 気管呼吸音：各種帯域フィルター処理

の利点はその音圧が非常に強いことである。健康人で検討すると、200～400Hz では約 10dB、400～1600Hz では約 20dB、前胸部での呼吸音よりも強い(図4)。そのため多少の環境騒音があってもモニタリングが可能である。

特に 200Hz 以上で強いことは大きな利点である。なぜなら、200Hz 以下の周波数帯域には心音(図5)や呼吸運動に伴う音(筋音)が含まれるので⁷⁾、換気の強さを表わしていない可能性があり、換気モニタのためにはこれらの帯域は

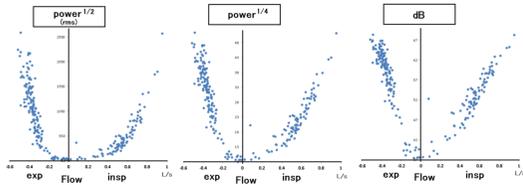


図 7 呼吸音パワーと流速の関係

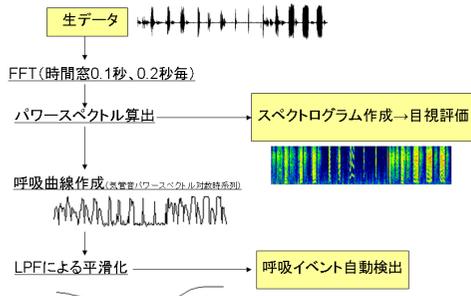


図 8 気管音モニタ

除外することが多いからである。

図 6 は気管音の生波形を様々な帯域フィルターで処理したあと縦軸方向に拡大した時間軸波形である。200～800Hzの帯域の音が気流をよく反映していることがわかる。

次に 200～800Hz の帯域の音をどのように表すと気流変化をよく反映するかを検討した。その結果はパワーを対数 (dB) で表すと通常範囲の流速で直線的な関係が認められた (図 7)。

ただし、吸気と呼気とでは、同じ流速絶対値で比較すると、呼気の方がパワーが強いことがわかる。またこの図には示していないが、吸気の中では吸気後半よりも前半の方が強く、声門面積などの影響を強く受けていると思われる。したがって、呼吸音パワー：流速の関係は個人差があるのみならず個人内でも上気道の configuration の変化により大きくシフトすることに留意する必要がある。

2) 睡眠呼吸障害への気管音モニタの応用

気管音をマイクロホンで収録し、IC レコーダに保存するか、あるいはパソコンの音響端子に直接入力しリアルタイム解析することにより、いびき、無呼吸・低呼吸などの検出を行うことが

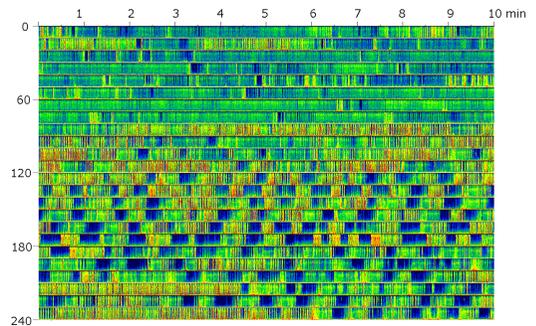


図 9 重症閉塞性睡眠時無呼吸例気管音モニタ 4 時間分の気管音圧縮サウンドスペクトログラム

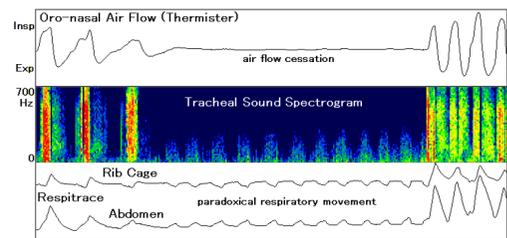


図 10 閉塞性無呼吸イベント前後の気管音

できる^{8,9)}。そのデータ処理の概略を図 8 に示した。得られたパワースペクトルをサウンドスペクトログラムの形式で圧縮してあらわしたものが図 9 である。0～700Hz のサウンドスペクトログラムを、1 行 10 分で、合計 240 分のデータを表わしている。紺色を呈している部分が無呼吸、赤味を帯びている部分がいびきである。無呼吸を繰り返す部分、いびきが続く部分など。一目で把握することができる。

i) 無呼吸の型判定

図 10 は圧縮せず詳しく見たもので、睡眠ポリグラフでの呼吸曲線を合わせて表示した。胸壁腹壁が奇異性に動く閉塞性無呼吸の部分で、気管音ではおもに 300Hz 以下の帯域に呼吸運動に一致した立ち上がり認められる。このような所見は著者の検討では閉塞性無呼吸では約 80% で認められるが、中枢性無呼吸では認められず、閉塞性か中枢性かの判別に用いることができる。

ii) 気管音による呼吸努力の検出

この音が何に由来するかを調べるため、健常

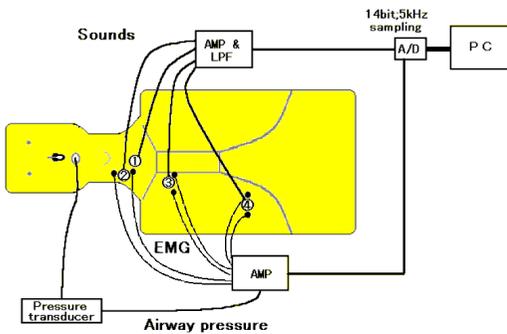


図 11 実験方法

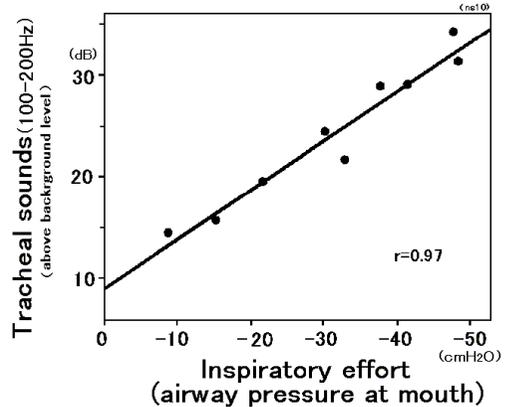


図 13 気管音低周波数成分と口腔内圧との相関

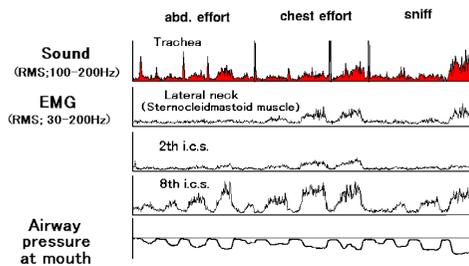


図 12 気管音低周波数成分と呼吸努力の関係 (健康者)

人で閉鎖管を加えて随意的な呼吸努力をおこなわせ、その際の右胸鎖乳突筋、肋間筋 (右第 2 肋間)、横隔膜 (右第 8 肋間) の筋電図と口腔内圧を気管音と同時に測定した (図 11) . その結果、気管音の 100 ~ 200Hz の RMS 値の変化は口腔内圧及び横隔膜の EMG の RMS 値の変化と平行して動くことが明らかになった¹⁰⁾ (図 12) . すなわち、この気管音の低周波数成分は、呼吸努力を直接的に反映していると考えられる (図 13) . ただし、この低周波数成分が、横隔膜の筋収縮そのもの (筋音) によるものか、他のものを見ているのかは明らかではない .

iii) いびきの検出

気管音に出現するいびき音は、パルストレン状の構造であることが多く、スペクトログラム上は横縞として描出される . その基本周波数は数 10Hz で、ピークは 300Hz 以下であること

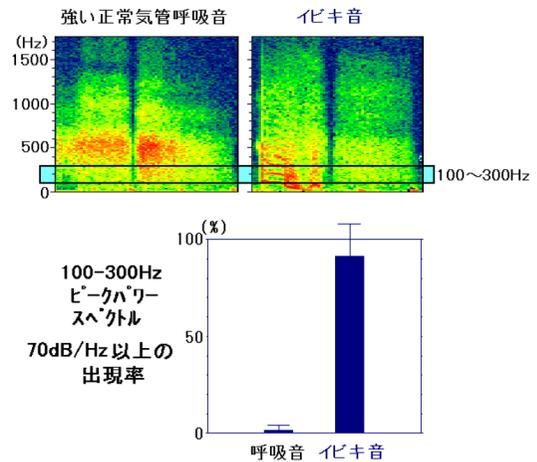


図 14 正常気管呼吸音とイビキ音の比較

が多い (図 14) . この周波数帯域には体動音や心音も含まれるがそれらは 100Hz 以下が優勢である . 一方正常気管呼吸音のスペクトルのピークは 400Hz 以上にあることが多い . 100 ~ 300Hz の周波数帯域のパワースペクトル (周波数分解能 10Hz) のピーク値が 80dB (=70dB/Hz) 以上である頻度は、睡眠ポリグラフ検査を受けた 10 名の患者 (単純いびき症 5 名、閉塞性睡眠時無呼吸 5 名) の終夜データで検討すると、いびき音では 91.2 ± 16.9 % であるのに対し、正常呼吸音では 1.6 ± 2.6 % であった .

そこで、100 ~ 300Hz の周波数帯域のパワースペクトルのピーク値 (閾値 70dB/Hz) でいびきを

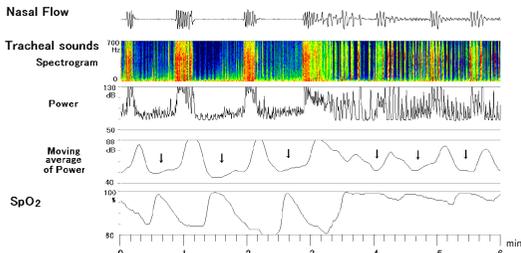


図 15 閉塞性無呼吸・低呼吸イベントの反復

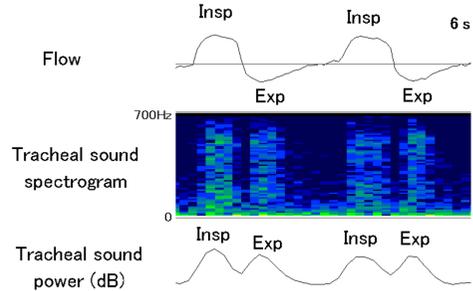


図 17 気管音パワーによる呼吸曲線

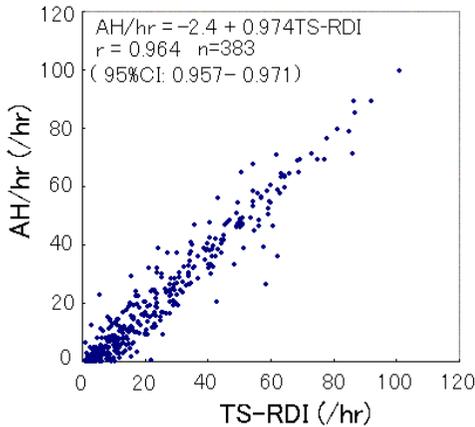


図 16 無呼吸低呼吸数：
気管音解析 vs. 睡眠ポリグラフ解析

自動検出するシステムを作成した。この自動検出の妥当性をいびきを有する患者 22 名の気管音記録について検討した。各患者の就寝中の気管音記録から 10 分毎に 6 秒間の区間を採取し、各区間について、聴覚的判定を gold standard として、自動検出の精度を評価した。その結果、22 名の平均で感度は 96 %，特異度は 88 %であった。

iv) 無呼吸低呼吸の検出

気管音は、無呼吸低呼吸の存在により、周期的変動を繰り返す。いびきがなくても呼吸音変動するのでこの周期的変動は認められるが、いびきがあると変動がさらに増強される。図 15 は無呼吸・低呼吸を繰り返す部分での気管音の 400 ~ 600Hz のパワー (dB) の経時的変動を見たものである。

低呼吸中はいびき音によりパワーの立ち上が

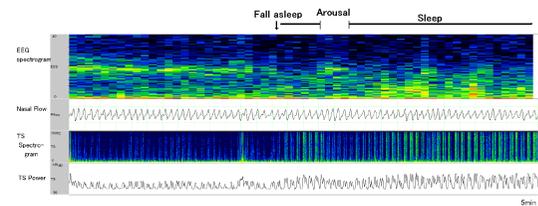


図 18 気管音パワーの入眠による変化

りが認められるが、このパワーの時系列に移動平均をかけると、無呼吸のみならず低呼吸でも落ち込み (TS-dip) が認められる。12dB 以上の dip の回数を時間で除すると無呼吸低呼吸指数 (Apnea-hypopnea index; AHI) に近似した値 (TS-RDI) が得られる。図 16 は、睡眠ポリグラフで検出した無呼吸低呼吸の回数 (1 時間あたり; AH/hr) と、TS-dip の回数 (1 時間あたり; TS-RDI) の関係をみたもので、非常に高い相関を認めた。

3) 気管音による呼吸モニタリング

図 17 に気管音のパワー (200 ~ 700Hz) の対数 (dB) で求めた呼吸曲線と鼻フローの関係を示した。気管音パワーによる呼吸曲線は吸気・呼気が一対になった 2 峰性を示すのが特徴である。

図 18 は入眠に伴う気管呼吸音の変化を示したもので、入眠すると、気管音パワーによる呼吸曲線はその振幅が増大する。これは口元でのフローが同じでも、上気道内径の減少により、その部分での流速が増大するためと推測される。

図 19 はチェンストークス呼吸の例で、気管音パワーでも漸増漸減パターンを読み取ることができる。

図 20 は気管支喘息発作時の、胸壁上の肺音と

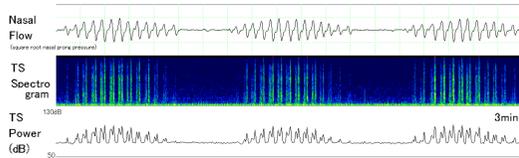


図 19 チェーン・ストークス呼吸の際の気管音

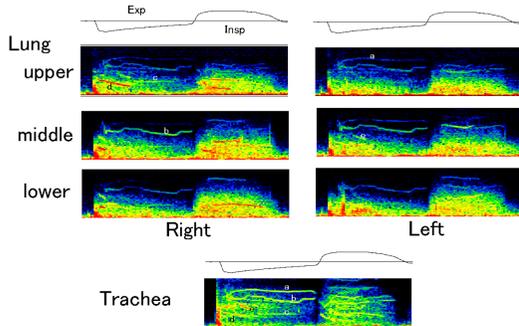


図 20 気管支喘息発作時の肺音・気管音

気管音の関係を示したもので、横縞が wheeze である．気管音で最も横縞が多くあらわれており、この部位に肺野からの wheeze が伝わりやすいことを示している．

喘息発作時に肺野と気管上頸部の音を比較した研究では、気管上頸部での wheeze の検出率が最も高いことが示されている．

4) 肺音のモニタリング

i) 肺胞呼吸音の成り立ち

気管から遠い胸壁上で聴取される呼吸音を肺胞呼吸音 (vesicular breath sound) と言うが、これは肺胞から発生しているわけではない．健全人では、吸気音は区域気管支またはそれより末梢、呼気音は喉頭から葉気管支までの間で発生しているとされている．肺は高周波数をカットする Low pass filter の特性を持っており、そのため肺野胸壁上での呼吸音 (肺胞呼吸音) は気管音に比較して高周波数成分が少ない．その傾向は音の発生部位が胸壁から遠い呼気では特に著しく、呼気音は弱い．図 21 に健全者で気管音と同時測定した肺底部の肺音を示した．

ii) 肺胞呼吸音と局所換気

吸気呼吸音は区域枝より末梢で発生し、主に

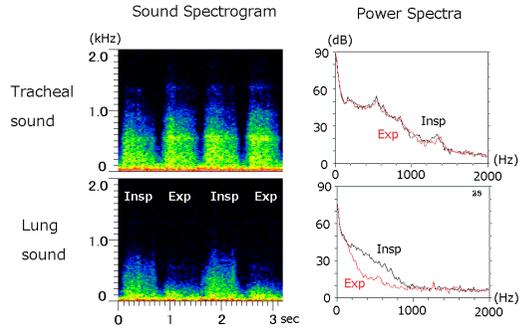


図 21 正常気管呼吸音と肺胞呼吸音の比較

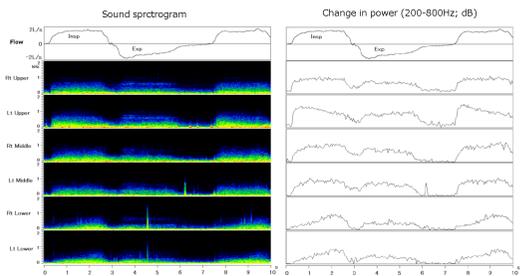


図 22 正常人の肺胞呼吸音 (深呼吸)

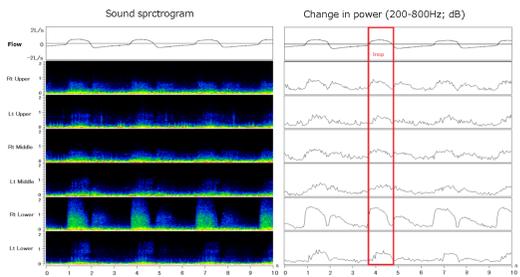


図 23 肺気腫患者の肺胞呼吸音 (安静呼吸)

発生部位から近い胸壁に伝わるので、局所換気を反映する．ただし、200Hz 以下の成分は心音や、呼吸運動そのものによる音 (muscle sound) を多く含むので、局所換気の評価のためには 200Hz 以下はカットする方が良い．

図 22 は健全者での座位での深呼吸の際の肺音を左・右 / 上・中・下肺野同時記録したものである．呼吸音による呼吸曲線では、吸気では、まず左上肺野の呼吸音が立ち上がり、次に右上肺野、左右中肺野、最後に左右下肺野の呼吸音が立ち上がっている．これは局所換気分布の時間

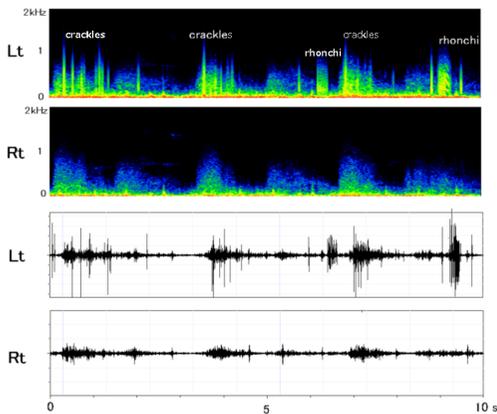


図 24 肺音 (上前胸部)：左肺に気道分泌物による coarse crackles

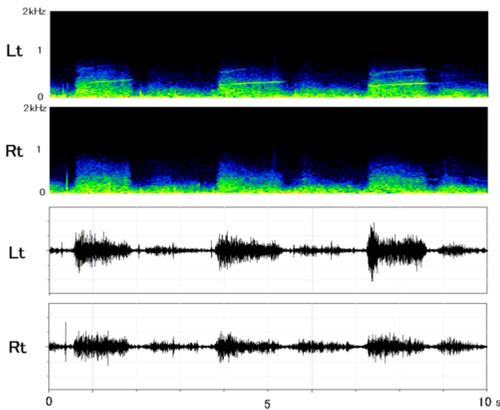


図 25 肺音 (上前胸部)：左肺に wheeze

経過を反映している可能性が強い。図 23 は高度の肺気腫を有する患者の座位での肺音で、吸気の呼吸音の立ち上がりは、時間的にも、強度・スペクトル分布の点でも、局所による差がきわめて大きいことがわかる。この患者では右下肺が比較的健常な肺が保たれている部分で、低い流速にも関わらず、右下肺野では呼吸音が異常に増強し、また立ち上がりも早い。

iii) 副雑音の評価

例えば、副雑音の coarse crackles, rhonchi は気道分泌物, wheezes は気道攣縮の存在を示し、日常臨床では聴診でこれらの所見を手がかりにして、様々な処置・介入が行われる。図 24 は左

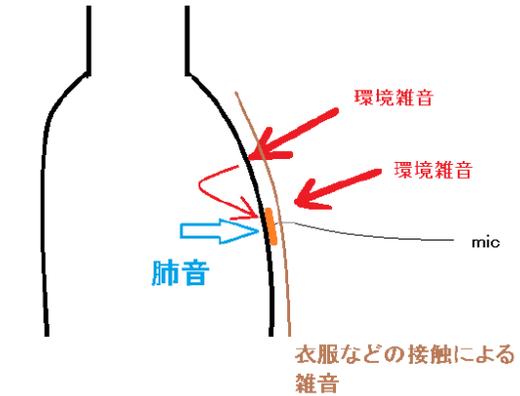


図 26 肺音に混入する雑音の経路

肺で気道分泌物による coarse crackles と rhonchi が聴取される例である。下の時間軸波形では評価が困難であるが、サウンドスペクトログラムでは、breath sound に重なって、多数の crackles(縦の線)や rhonchi(横縞)を指摘することが出来る。図 25 では左肺で吸気に wheeze が聴取される。時間軸波形ではこの時間軸幅では wheeze を描出することはできないが、サウンドスペクトログラムでは明確な mono-phonic wheeze が認められる。

iv) 肺音モニタの実用化

胸壁上で多チャンネルの肺音を収録するモニタは、临床上、局所換気、気道攣縮、気道分泌物などの評価において有用である可能性があり、今後の実用化が期待される。しかしながら、解決すべき技術的課題が多い。肺胞呼吸音は気管呼吸音より 10~20dB も弱いため環境雑音の影響を受けやすい。ICU など騒音が多い環境下で用いることが出来る性能が必要である。またセンサーを胸壁上に設置するため、衣服の接触によるノイズが問題になる(図 26)。これらの問題を解決するためには、ノイズキャンセリング技術の応用や、センサーの素材・構造の工夫などが必要であると考えられる。なお、筆者は使用経験が無いが、イスラエルの会社から多チャンネルで呼吸音から局所換気状態を画像化する機器が発売されている¹¹⁾。

補遺

本稿を読まれて呼吸音計測にご興味をもたれた方がおられましたら，スマートフォンで簡単に肺音計測を試みることができますので，お試しください。図 27 はその方法で，古くなったリットマンの聴診器にスマートフォン専用マイク (SONY ECM-SP10) を接続して肺音センサーとして利用する方法です。スマートフォン用の肺音計測アプリ (アンドロイド用のみ) は著者が自作したものを下記でダウンロードすることが出来ます。

肺音計測アプリダウンロード用アドレス：

<http://www.interq.or.jp/kyuushu/sas/tsa/smartLSA.htm>



図 27 スマートフォン肺音計

参考文献

1. Loudon R, Murphy RL. Lung sounds. *Am Rev Respor Dis* 1984; 130:663-673.
2. Pasterkamp H, Kraman SS, Wodicka GR. Respiratory sounds. *Advances beyond the stethoscope. Am J Respir Crit Care Med* 1997; 156:974-987.
3. Murphy RL, Holford SK, Knowler WC. Visual lung sound characterization by time-expanded wave-form analysis. *N Engl J Med* 1977; 296:968-971.
4. Piirilä P, Sovijärvi ARA. Crackles: recording, analysis and clinical significance. *Eur Respir J*, 1995;8:2139-2148
5. 工藤翔二, 市川勝之, 小坂樹徳, 三上理一郎, 倉島篤行, 尾野溢夫. サウンドスペクトログラフを用いた新たな肺音図法によるびまん性間質性線維化肺炎のラ音解析. *日胸疾会誌* 1977; 15:775-783.
6. Sovijärvi ARA, Dalmaso F, Vanderschoot J, Malmberg LP, Righini G, Stoneman SAT. Definition of terms for applications of respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000; 10: 77, 597-610.
7. Kraman SS. Does the vesicular lung sound come only from the lungs? *Am Rev Respir dis* 1983; 128:622-626.
8. 中野 博, 大西徳信, 前川純子, 石井良子, 中村武彦, 松澤邦明, 成田巨啓: 気管音終夜記録の自動解析による睡眠時呼吸異常の検出. *日胸疾会誌* 1996;34:765-770.
9. 中野 博: 睡眠時無呼吸症候群といびき音の解析. *日本胸部臨床* 2004;63: 644-653.
10. 中野 博, 庄司俊輔, 廣瀬隆士, 西間三馨: 気管音解析による呼吸努力の検出. *薬理と臨床* 1999; 9: 387-393.
11. Dellinger RP, Parrillo JE, Kushnir A, Rossi M, Kushnir I. Dynamic visualization of lung sounds with a vibration response device: a case series. *Respiration*. 2008;75:60-72.

胎児心拍数モニタリングと胎児不整脈の解析 ultra short term variability について

田中 守

胎児評価について

周産期における胎児機能を評価することは、胎児及び母体を管理する産科医にとって最重要課題であり、例えば、胎児状況が悪化して胎児発育不全 (FGR = Fetal growth restriction) になった胎児を評価し、どの時点で分娩をするかという判断を常に迫られている。

図1に、妊娠中後期のFGR児のwell beingの評価法について示す¹⁾。ここに示されているように胎児状態の評価法としては、原則として胎児にとって非侵襲的である必要があり、主として超音波を用いた各種の計測法により成り立っ

ている。まず最初に挙げられるのは超音波ドプラ法による血流評価である。FGRの児において、胎児状態が悪化してきた場合、超音波ドプラ法による血流評価において最初に現れる変化は、子宮動脈血流速度波形の拡張末期ノッチの消失遅延が知られている。子宮動脈は生理的に妊娠の進行と共に血流速度波形における動脈の静脈化が進むため拡張末期ノッチが消失することが知られているが、FGRの症例ではこの生理的変化が起こらずに非妊娠時の状態がいつまでも持続する。このような子宮から胎児への血流が十分に供給されずに低酸素、低栄養状態が持続すると、胎児状態の悪化と共に臍動脈のインデッ

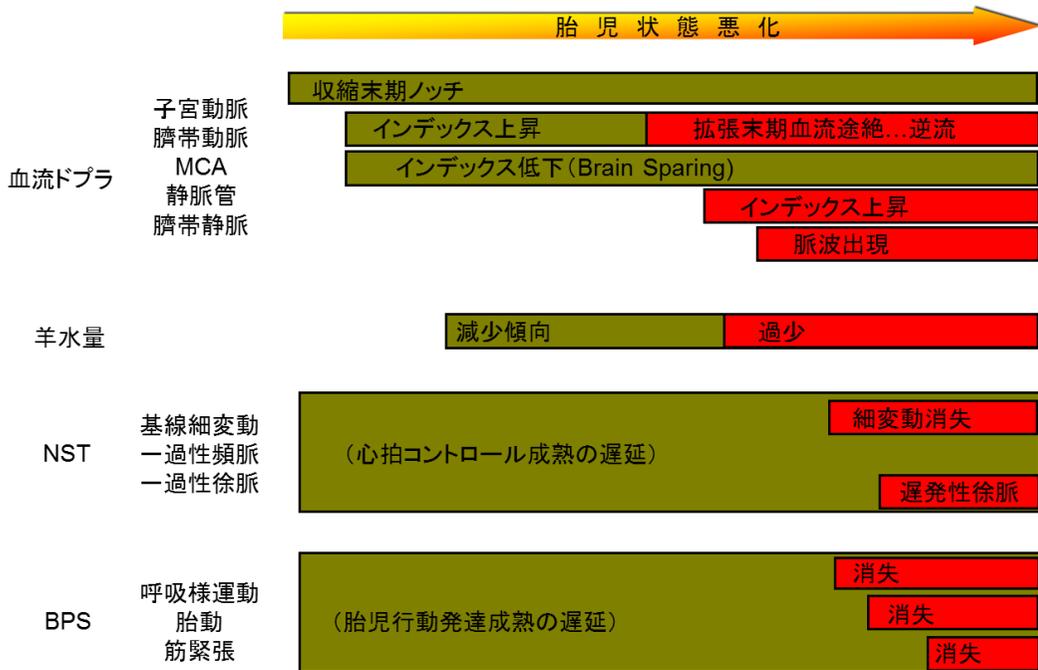


図1 FGR 児の胎児状態悪化に伴う各種パラメータの変化

クス上昇および中大脳動脈 (MCA) のインデックス低下が認められる。この現象は、非均衡型 (Asymmetrical) FGR として知られている Brain Sparing Effect を引き起こす血流分配の変化によって起こるとされている。さらに、胎児状態が悪化してくると臍帯動脈血流で拡張末期血流途絶・逆流が発生する。さらに、胎児心不全の進行による右心不全を表す指標として、静脈管のインデックスの上昇および臍帯静脈血流速度波形の脈波出現が胎児状態悪化の指標として重要視されるようになってきた。

次に胎児の状態は、超音波ドプラ法により胎児心拍数を計測し、チャートにしたものを判定するノン・ストレス・テストもしくは CTG といわれるもので判断されている¹⁾。胎児心拍数モニタリングでは、FGR では全般に心拍コントロール成熟の遅延が生じ、胎児状態の悪化に伴い基線細変動の消失さらにそれに遅れて遅発性一過性徐脈が出現するとされている。現在まで、この胎児心拍数モニタリングが胎児機能評価のゴールドスタンダードであるが後に示すような多くの問題点が存在している。

また、その他の評価法として超音波断層法による胎児状態の把握が知られている。胎児の羊水量の測定では、胎児状態悪化の初期より減少傾向を示し、臍帯動脈血流速度波形に途絶・逆流が認められる時点では過少へと変化する。同時にバイオフィジカルプロファイルスコア (BPS) での超音波断層法による胎児運動観察において、FGR 児の状態悪化と共に呼吸様運動、胎動、筋緊張の順に消失することが知られている。しかしながら、これらの胎児行動の変化が現れるのは、超音波ドプラ法による静脈系の血流の変化に遅れるとされており、FGR 児の管理においてはこの図のすべての項目について詳細な変化を観察していくことが必要である。

胎児心拍数モニタリングについて

周産期領域において胎児 well-being の評価の

ゴールドスタンダードは胎児心拍数モニタリングで行う事となっている。胎児心拍数モニタリングは、1960 年代後半から、胎児心拍数のパターンと胎児コンディションの関係が報告されて以降、臨床の現場で日常的に使用されているものである¹⁾。しかしながら、超音波ドプラ法による心拍数計測は心筋の動きと房室弁開閉を感知するものであり、ノイズリダクションのために自己相関法や移動平均法を使用することによって平均化して算出され、真の瞬時心拍数を計測したものではない。胎児心拍制御では、妊娠初期に発達した交感神経系に対して、妊娠週数が進行すると共に副交感神経系が発達し、さらに圧受容体、化学受容体の影響が加わり、複雑な変動を示すとされる。その評価には、基線細変動と言われる胎児心拍数の揺らぎが重要とされるが、上述のようにドプラ法を使用した胎児瞬時心拍数計測では誤差が大きくその解釈は難しいものとなっていた。

図 2 に妊娠 26 週、FGR で紹介された症例の胎児心拍数モニタリングを示す。翌日は図 3 のように、基線細変動の減少および臍帯動脈血流速度波形での拡張期血流の逆流が認められ、出産となった。このような基線細変動の変化の評価は極めて主観的であり、人によって解釈が異なる場合も多い。一方、胎児心電図計測は真の R-R 間隔に基づく瞬時心拍数が計測されることが期待され、以前より臨床応用が試みられてきたが、母体が発生する種々の電気信号によって微細な胎児心電図信号がマスクされるため、直接誘導以外の方法では成功していなかった。

胎児心電図を用いた胎児心拍数モニタリング

今回、東北大学の木村教授らが開発した母体腹壁電極による非侵襲的胎児心電図計測法を用いて²⁾、正常胎児における胎児心拍数モニタリングの可能性について検討を試みた。正常妊婦に

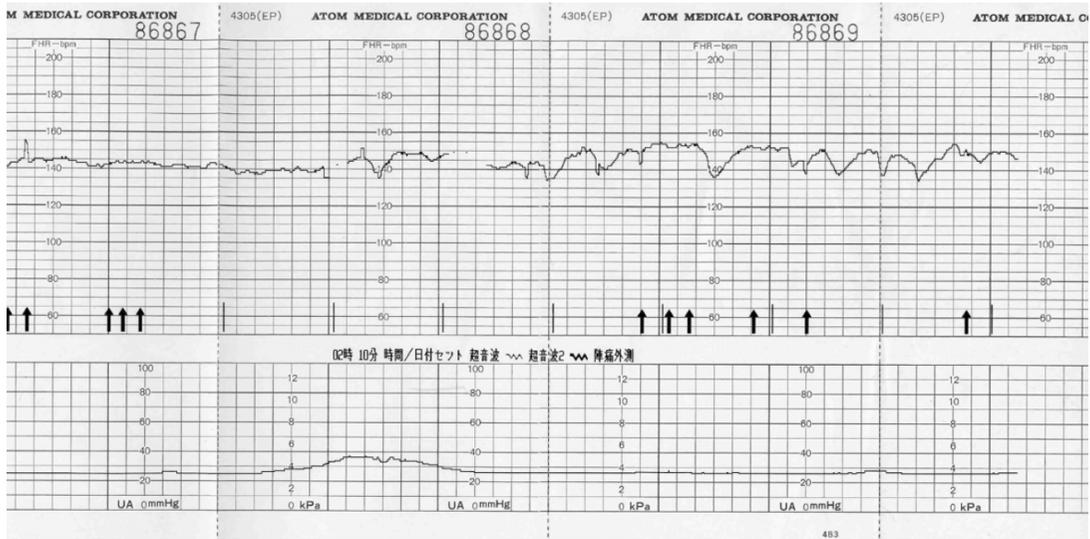


図 2 妊娠 26 週 FGR 児の入院時胎児心拍数モニタリング

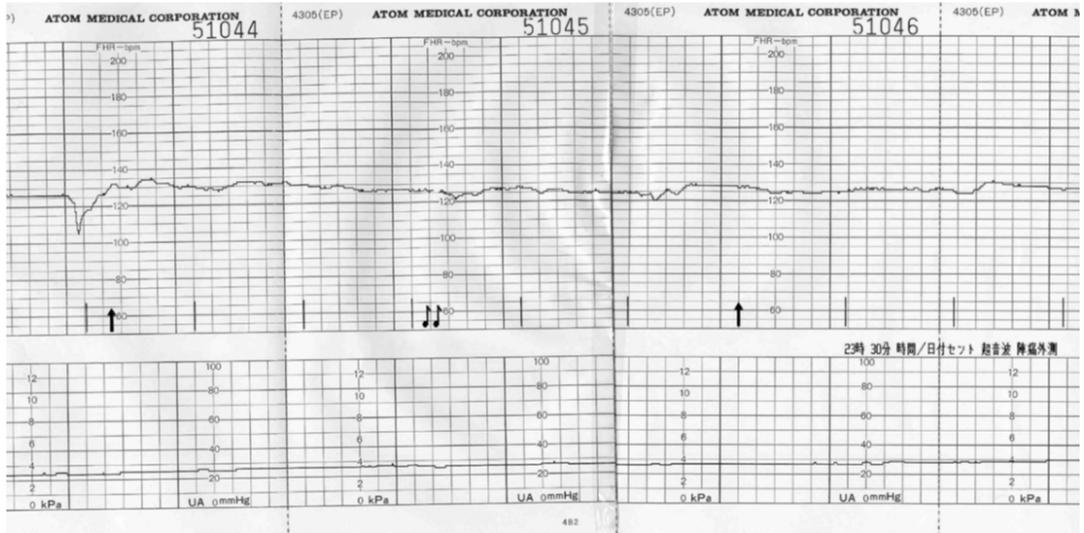


図 3 同翌日の胎児心拍数モニタリング

において、妊娠 21 週から 35 週までの間に複数回、母体腹壁電極による非侵襲的胎児心電図計測および通常のドプラ法による心拍数計測を同時に行い、瞬時心拍数の変化をグラフ表示とした。図 4 に妊娠週数別の胎児心電図及びドプラ法による胎児心拍数モニタリングの結果を示す。心電図およびドプラ法による瞬時心拍数の変化は、大

まかな変化である long term variability で概ね一致していた。一方、心電図により計測された瞬時心拍数は、各心拍毎に 10 bpm 前後の大きな変動の出現・消失を繰り返していた。さらにこのような瞬時心拍数の変動は、妊娠 21 週でも明瞭に認められ、ドプラ法により計測されていた従来法による基線細変動とはあきらかに異なる

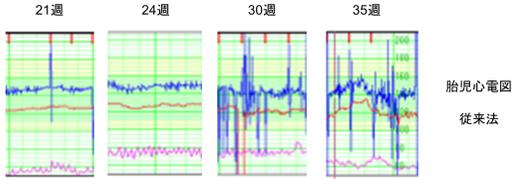


図 4 妊娠週数の変化に伴う胎児心電図とドブラ法による胎児心拍数モニタリングの比較
妊娠週数の進行と共に超細変動バースト頻度・振幅が増加する傾向が認められた。

心拍数変化であった。また、胎児不整脈の症例においても胎内診断を正確に行うことが可能であった。

終わりに

非侵襲的胎児心電図計測による胎児心拍数モニタリングでは、今まで知られていなかった心

拍数変化を計測することが可能であった。また、胎児不整脈の症例でも胎児心電図計測が胎内診断において有用であった。今後、胎児心電図により得られた " ultra short term variability " の臨床的意義について検討を進めていきたい。

参考文献

1. Bashat AA et al. : Intrauterine growth restriction. Gabbe SG, Niebyl JR, Simpson L. ed. Obstetrics; Normal and problem pregnancies 5th ed, Philadelphia, Churchill Livingstone Elsevier, 2007: 771-814.
2. Sato, M., Kimura, Y., Chida, S., Ito, T., Katayama, N., Okamura, K. & Nakao, M. (2007) A novel extraction method of fetal electrocardiogram from the composite abdominal signal. IEEE Trans. Biomed. Eng., 54, 49-58.

雌蚊を模倣した無痛針を有する健康監視システムの開発

槌谷和義

はじめに

厚生労働省は、2002年度の糖尿病実態調査による糖尿病予備軍数の推定値を、成人の6.3人に1人に当たる約1620万人に上ると報告している¹⁾。糖尿病予備軍を含めた糖尿病患者は頻りに血糖値測定を行っているが、従来の糖尿病検査用血糖値測定装置は、病院の外來で薬事法に基づいた注射器によって十ミリリットル程度の血液採取し、遠心分離器ならびにフローインジェクション法を用いた大規模な血液分析システムを用いて血糖値測定を行うことから、血液分析の簡素化および低侵襲化への要求が顕著となっている。現在では、自己血糖管理用の使い捨て型センサが開発され、 $1\ \mu\text{l}$ 以下の極少量な血液量で血糖測定が可能でかつ携帯可能な血液分析システムが市販されるようになった²⁾。しかし、これらの自己血糖管理用の使い捨て型センサは、(1)ランセット等の穿刺器具を指腹に穿刺する穿刺動作、(2)滲みだした約 $1\ \mu\text{l}$ の血液を被検者自身がセンサ部位に吸引を行う、という複雑な手動作業を要求され、患者の負担は大きい。またランセット用針は外径数百マイクロ³⁾であり、血液採取による人体への影響、特に痛みの軽減は十分であるとは言い難い。

そこで本研究では、外径 $200\ \mu\text{m}$ 以下の超極細針の穿刺により皮下組織の破壊を最小限に抑え、極少量の血液採取法による自動採血・センシング可能な医用電子機器 (Bio-MEM: Biomimetic-Medical Electronics Machine) の開発を目指している。これは、雌蚊の吸血機構を模倣した血液採取システムによって血液を吸引した後、血液採取マイクロポンプ内に埋め込まれた血液中のグルコースと選択的に反応する酵素センサを

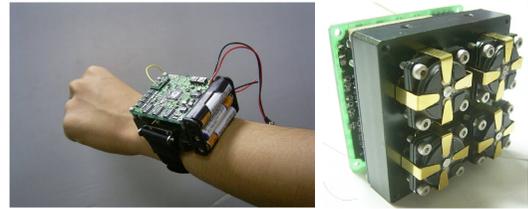


図1 HMSの構成とその写真⁴⁾。

用いて、血液中のグルコース濃度(血糖値)を電位出力として測定するものである。図1は、携帯可能な腕時計型自動血液採取メディカルシステム(HMS(Health Monitoring System))の概要を示す⁴⁾。

本時計型メディカルシステムは、装置裏面に設置された血液採取システム、血液分析システム、および薬剤投与システムによって構成される。具体的には、つぎの4つの構成要素に大別できるが、本報では特に(1)について詳細を述べる。(1)生体適合性を有する無痛針、(2)形状記憶合金(SMA)アクチュエータを用いた穿刺デバイス、(3)血液採取マイクロポンプ用バイモルフ型圧電アクチュエータを用いた血液採取デバイス、および(4)採取された血液中のグルコースの量を検知し評価するためのグルコースオキシダーゼ(GOX)固定化電極である酵素センサ。

特に、バイモルフ型圧電アクチュエータを採用した自動血液採取デバイスでは、市販の血糖値測定器に必要な血液量と同等な $1\ \mu\text{l}$ 以下²⁾の血液の自動採取化が可能である。

HMSの概要

図1は、腕時計型に設計した携帯可能なプロトタイプのHMSを示す。血液採取システムの内部構造は、穿刺デバイスと下面に極細針を持つ血液採取デバイスとの2つの設計構造要素を

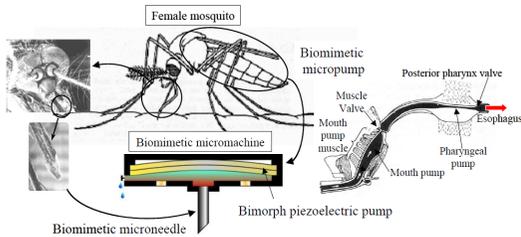


図 2 蚊の吸血機構とそれを模倣したポンプの構成図⁴⁾。

有するデバイスに大別される。同装置は、(a) バイアスばねを含む形状記憶合金アクチュエータを用いた生体適合性を有するチタン⁵⁾製極細針穿刺ユニット、(b) バイモルフ型 PZT 圧電アクチュエータを用いた血液採取ポンプ、およびポンプ内部底面に設置される、(c) 酵素固定化バイオセンサ、から構成される。その動作機構を、以下の(1)から(5)に示す。(1) 直流電圧の印加によるジュール熱を利用し、形状記憶合金をオーステナイト変態点温度⁶⁾以上に加熱することでその形状を回復し、血液採取ポンプを数ミリメートル下方に移動させて穿刺力を生成し、極細針を皮膚に穿刺する。(2) 溶液充填された血液採取ポンプ用タンク中で、バイモルフ型 PZT 圧電アクチュエータにより生成されるたわみ振動による負圧力を利用し、10 秒程度で数マイクロリットルの血液を採取する。その吸引メカニズムは、筋肉の屈曲および弛緩動作により人の血液を採取する雌蚊の吸血を模倣したものである(図 2 参照)。(3) 吸引後は形状記憶合金の直流電圧が除かれ、バイアスばねによって初期位置に極細針および血液採取ポンプを移動する。(4) 採取された血液は、血液採取ポンプの下部タンクに埋め込まれた電極上に GOx を固定化したバイオセンサ血糖測定システムによって、血中のグルコース濃度を検出する。(5) 血中のグルコース濃度に対する電気信号から血糖値を定量し、その測定データを、インターネットを通して病院へ送信する仕組みである。

ここで、雌蚊による人血液吸引能力に関して

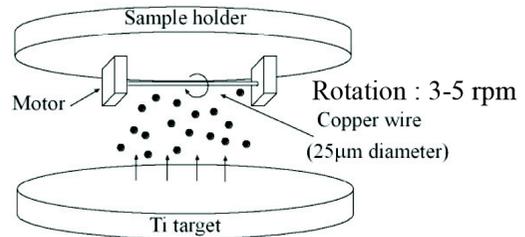


図 3 RF マグネトロンスパッタリング法を用いた極細管創製セットアップ⁴⁾。

は、日本全土に出現する雌の“アカイエカ”の電子顕微鏡観察から得られた内唇の長さ、内径および外径、3.5-4.0 mm、25 μm および 60 μm を理論式に入力、さらに雌蚊の血液吸引速度が 0.95 $\mu\text{l}/\text{min}$ ⁷⁾ であることから、その吸引能力は 7 kPa であることが算出された⁴⁾。また、バイモルフ型 PZT 圧電マイクロアクチュエータを用いた血液吸引速度に関しては、共振周波数 25 kHz および交流電圧 20 V 印加時に、生成圧力は 11 kPa となり、内径 100 μm の極細針を用いた血液採取ポンプは 2 $\mu\text{l}/\text{min}$ の速度で全血吸引が可能であった。その場合の血液採取量は、市販血糖測定器に必要な血液量とほぼ同等であった⁴⁾。

極細針の創製技術の開発

医療に用いる注射針は、材料や寸法が患者の QOL(Quality of Life) に影響を及ぼすことがあるため、生体適合性や痛みを考慮し設計することが必要である。そのため、穿刺力に耐えうる剛性を持ち、生体適合性を有する材料が必要とされる。本章では、真空中でイオン化された粒子がターゲットに衝突し、ターゲットよりはじき飛ばされた粒子が基板に到達して成膜される薄膜創製法の一つであるスパッタリング法^{8),9)}を用い、生体適合性の観点よりチタンをターゲット材料とし、ほぼ無痛で穿刺している雌蚊の針(外径 50 ~ 60 μm 、内径 25 ~ 30 μm)を模倣した極細針の創製手法について述べる。

マイクロ無痛針の材料はチタンとし、寸法は蚊の口の形状と同等な径(外径 50 ~ 60 μm 、内

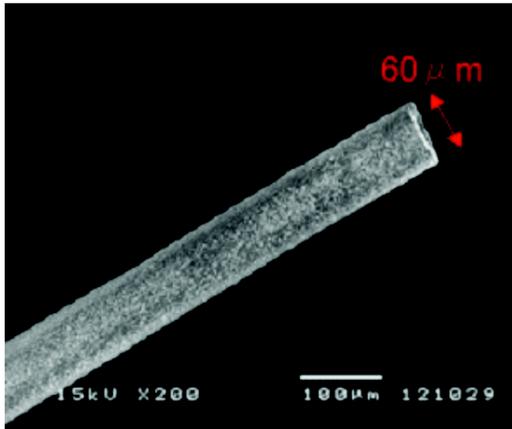


図4 外径 60 μm ，内径 25 μm のチタン製極細管電子顕微鏡写真⁴⁾。

径 25 ~ 30 μm) を目標とした。また、管の長さ
は、雌蚊の血液採取機構と同様に、表層から、皮
膚表皮、真皮、その下に位置する毛細血管より
血液を吸引すればよいため、3 mm を目標とし
創製した。図 3 は、本報で用いた RF マグネト
ロンスパッタ装置の真空チャンバ内に配置した
極細管創製法の概要図を示す。

スパッタリング法を用いた極細管の作製用の
基材には極細線を用い、その極細線を DC モー
タコントロールによって制御されたモータによっ
て 3 ~ 5 rpm で回転させ、その上にターゲット材
料を成膜させた。成膜後、ウェットエッチングに
よって基材を溶解することで、中空管を創製した⁴⁾。
ここで、基材には、チタン ($8.9 \times 10^{-6}/\text{K}$)
と同等な熱膨張係数を有し¹⁰⁾、かつ酸で溶解す
る材料で、チタン成膜後の熱収縮の影響にとも
なう亀裂を回避することが可能な極細線状の銅
($17 \times 10^{-6}/\text{K}$) を用いた。また、チタンのスパッ
タリング創製条件としては、まず外径 60 μm を
目標に創製するため、基材である銅細線の外径
を 25 μm とし、管の最終外径を 60 μm とした。
それ故、約 15 μm の肉厚が必要となるため、ス
パッタリング条件を入射電力 300 W、アルゴン
ガス圧力を 2 Pa、スパッタ時間を 4 時間と設定
した。つぎに、溶体化処理温度 730 付近にお
いてヤング率、硬度ともに最大値を示すことを

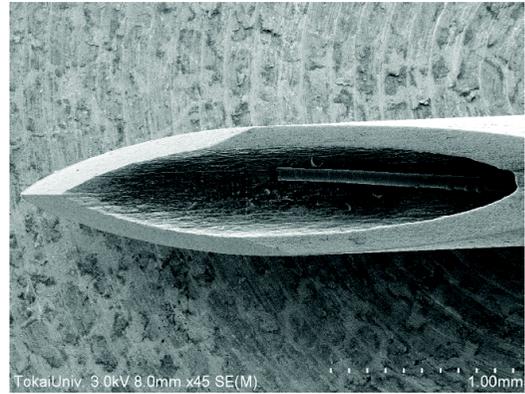


図5 既存の注射針 (内径 600 μm) とチタン製極細管を比較した電子顕微鏡写真。

確認していることから、本研究においても 735
にて熱処理を行った⁴⁾。中空化手法として、基
材除去のため硝酸 (濃度 60 %) を用いたウェッ
トエッチング法を採用した。図 4 に、エッチング
後のチタン製極細管 (外径 60 μm ，内径 25 μm)
の SEM 画像を示す。

また図 5 に、比較のためゲージ 20 の市販の注
射針と、極細管の SEM 画像を示す。創製され
た極細管のサイズは、雌蚊の針とほぼ同じ径を
得た。

新規無痛・採血針の設計

蚊は予想以上にゆっくりとした速度で吸引す
る⁷⁾ ことが知られている。注射針として実用化
するには痛みを感じさせないことに加え、吸引
速度の向上も重要で、その改善には、内径の拡
大が有効な手段であり、この両立をはかる必要
がある。ここで痛みに関する記述としては、表
皮に痛点 (200 個 / cm^2) を介することと、隣接
する痛点距離の間が同じだと考えれば、平均距
離はおおよそ 600 μm である¹¹⁾ ことのみが知られ
ている。これより、針設計には、無痛穿刺の注
射針の外径寸法を決定する痛みの評価方法が必
要となる。

痛みの客観的評価手法

痛みの観点よりマイクロ無痛針の最大許容外
径および最大生体接触面積を求めめるためには、注

射針穿刺時の痛みを客観的に評価する必要がある。ここで、注射針穿刺時の痛みの評価を行う条件として、(1) 非侵襲で測定が可能、(2) 少量の検体量で測定可能、(3) 刺激に対しレスポンスが鋭敏、(4) 定量的に測定および比較が可能、の4つが挙げられる¹²⁾。そこで、ストレス評価因子である唾液中 -AMY 濃度変動¹³⁾に着目し、針穿刺時の“痛み”に対する“ストレス”を評価した。

注射針穿刺時の痛みの測定には被検体としてヒトに比べ外乱および個体差の少ないマウスを用いた。また -AMY との反応による生成物である CNP (2-ククロ-4-ニトロフェノール) を生育速度吸光度法に用いて測定することにより唾液中の -AMY 濃度を求めた。

注射針穿刺時の痛みをストレス測定指標である唾液中 -AMY 濃度変化により評価可能であるか確認を行うため、一般的に市販されている最小外径の注射針である Nanopass 33 (テルモ社製 200 μm) をマウスに穿刺し、直後の唾液中の -AMY 濃度変化の測定を行った。注射針の穿刺部位は穿刺が容易であり、神経の集中した部位である大腿部外側とし、穿刺深さは毛細血管に十分到達する 3 mm とした。また穿刺時間は 3 秒間とした。

マウス唾液採取においてはマウスの唾液分泌量が微量なため採取する唾液量を 1 μl とした。ここで、吸光度法の最低測定量は 100 μl であるため、これを満たすために 100 倍希釈しそれぞれの条件において 10 検体採取した。また、コントロールとしてストレスを与えない定常状態において同様に唾液をマイクロピペットにて 10 検体採取し測定を行い Nanopass 33 (200 μm) 穿刺直後の群と比較を行った。コントロールと Nanopass 33 (200 μm) を穿刺した際の唾液中 -AMY 濃度を 2 群の統計的比較に用いられるマン-ホイットニ-U 検定より比較した結果、有意差が認められた。これより、ストレス評価による痛みの評価手法が有効であることを確認し

表 1 針穿刺時のストレス評価実験に用いた代用針の条件比較。

	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
Name	φ35	φ70	φ95	φ100	φ150	φ200
Outside diameter (μm)	35	70	95	100	150	200
Inside diameter (μm)	18	30	75	50	70	100
Edge angle (°)	12	12	12	12	12	12
Material	Ni	Ni	Ni	stainless	stainless	stainless

た¹²⁾。

つぎに、穿刺時の痛みに対する注射針の最大許容外径および最大生体接触面積の探索を行うためには 200 μm 以下の異なる外径を有する注射針を用いそれぞれ穿刺時の唾液中 -AMY 濃度を測定した。ここで、市販されている注射針は 200 μm が最小であることから表 1 に示す代用針 (1) 代用針 (ルス・コム株式会社: 35, 75, 95 μm), (2) 代用針 (大場機工株式会社: 100, 150, 200 μm) を用いた。

代用針は 35 ~ 200 μm の中空管先端を一般的な注射針同様に刃面を 12° に研磨し代用針とした。代用針の一般的な注射針と異なる点として、先端にランセットと呼ばれる研磨が施されていないこと、表面に皮膚との潤滑を高めるシリコンが塗布されていないことが挙げられる。まず、コントロールと Nanopass 33 (200 μm) および代用針 (200 μm) を穿刺した際の唾液中 -AMY 濃度を 3 群以上の個々の群間の統計的対比較に用いられるテューキー検定より比較を行った結果、Nanopass 33 (200 μm) および代用針 (200 μm) 間に有意差が認められなかった。よって、針外径が 200 μm 以下の場合、針穿刺時の痛みを起因とするストレスは針先端および表面性状に依存しないことを確認した¹²⁾。これより、使用する代用針の有効性を確認した。

つぎに表 1 に示す外径が 200 μm 以下の代用針の唾液中 -AMY 濃度をコントロールと比較を行った。結果を図 6 に示す。

図 6 より代用針外径の減少に伴い唾液中 -AMY 濃度が減少することを確認した。また、コントロールと表 1 に示す代用針を穿刺した際の唾液中 -AMY 濃度をテューキー検定より比較を行った結果、コントロールと代用針 100, 150,

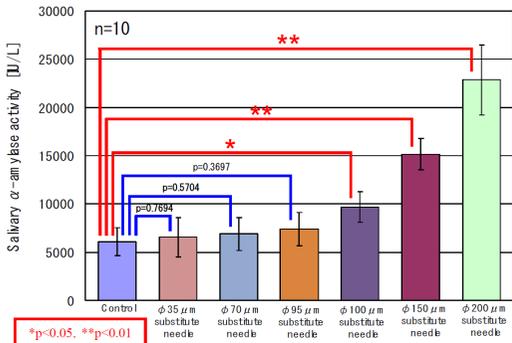


図 6 マウスへの様々な外径を有する針穿刺時の -AMY 濃度変化¹²⁾。

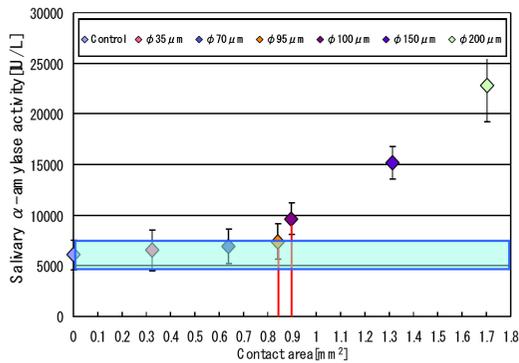


図 7 -AMY 濃度変化と生体接触面積の関係¹²⁾。

200 μm 間に有意差が認められた。しかし、コントロールと 100 μm 以下の代用針間には有意差を認められなかった。よって、マイクロ無痛針の最大許容外径 ($X_{\text{外径}}$) は、 $95 \mu\text{m} < X_{\text{外径}} < 100 \mu\text{m}$ の領域内に存在することを確認した¹²⁾。つぎに、生体への接触面積と痛みの関係について考察した。使用した注射針および穿刺深さは前実験と同様とした。代用針生体接触面積と唾液中 -AMY 濃度の関係について確認を行った結果を図 7 に示す。図 7 より接触面積 0.842 ~ 0.897 mm² において唾液中 -AMY 濃度の上昇を確認した¹²⁾。また、コントロールの標準偏差を検量線とした際に生体接触面積が 0.842 mm² 未満の場合、唾液中 -AMY 濃度がコントロールの標準偏差内に収まることを確認した。よって、マイクロ無痛針の最適形状を決定する際、最

大生体接触面積が 0.842 mm² 未満になるよう設計する必要がある。

新規極細管の開発

開発した「痛みの客観的評価」によると、中空針としては少なくとも外径 95 μm 以下であれば無痛性であることを確認している。ここで医療用注射針の設計・開発に注目すると、(1) 穿刺可能な剛性を有すること、(2) 生体適合性を有すること、(3) 無痛である外径を有すること、(4) ポンプの性能が及ぶ内径を有することの基礎工学的 4 条件を満足すればよいと考えられる。本研究では、痛みの客観的手法により求めた外径および生体接触面積を基本設計指針とし、痛みの定量化技術により精密設計を施し、既存材料である SUS304 上に超精密加工技術を駆使して、針表面に血液採取用の溝を付加した新規無痛針の設計・開発を行った。

実際に加工が可能で、血糖値測定に必要な採血仕様 (0.3 μl)²⁾ を満足できる溝付加中実針の機械的特性を有限要素法 (FEM; Finite Element Method) を用いて構造解析を実施し、中実針の引張り変形および応力状態について検証した。その結果、針表面上に、溝の深さ、幅、溝数などの寸法、およびその数、あるいはそれらの組み合わせに関する最適な条件の探索を行った。具体的には、SUS304 の中実針表面に、ピッチ 40 μm、溝エッジ角度 30 度、針長さ 4.0 mm を固定条件とした溝を付加し、皮膚への穿刺が可能な最大荷重 0.8 N⁴⁾ を針先端に印加した場合における、SUS304 の降伏応力 210 MPa 以下となる溝および先端形状の探索を行った。その結果、平均相当応力 (針全体) は、6.16 MPa、平均相当応力 (先端面) は 17.30 MPa、また平均相当応力 (溝部) は 7.28 MPa を示し、SUS304 の降伏応力 210 MPa 以下であることを確認した。また、客観的・定量的に評価可能な前節の唾液中 -AMY 濃度変動評価により、同針の痛み評価を行った。その結果、コントロールと、同針穿刺時の -AMY 濃度変動は、P 値が 0.4715 を示し、有意な差がな



図 8 針表面に溝を付加した“血液吸着型・無痛針”

いことを確認した。また同針 3 mm の表面積を算出したところ、 0.532 mm^2 であった。この値は図 7 に示したの皮膚接触面積と断面形状が円の注射針の場合の外径 $35 \mu\text{m}$ と $70 \mu\text{m}$ の針表面積の場合の中間値であることから、表面に溝を付加した針は、痛みの軽減に有効であることを確認した。ここで図 8 には、既存材料である SUS304 上針表面に切削加工により溝を付加した新規無痛針写真を示す。

同針を用いてマウス穿刺時の血液吸引評価を行うため、マウスの大腿部に、3 mm、3 秒間、垂直方向に穿刺した。その結果、本研究で開発された針の吸引（付着）可能性を確認した。また、本設計指針では、有限要素法にて確認された座屈しないよう設計された針の体積 ($1.4 \times 10^{-4} \mu\text{l}$) から算出した溝の体積分を、最大血液吸引量と位置づけていたが、血液と針表面との表面張力により 100 倍以上の吸引 ($9.43 \times 10^{-2} \mu\text{l}$) が可能であった。したがって、毛細血管の直径は約数十 μm であることから同血管に針表面に接触がなされれば付着可能であると考える。

まとめ

本研究で開発した極細管創製手法は、極細管の材料をターゲット材料とし、回転している線状の基材表面上に成膜後、基材のみを除去することで中空化することを特徴としている。このことから、スパッタリング装置があれば、新たな

設備投資をすることなく、内面の良質な管の提供、任意の内径・外径を有する極細管の創製が可能であり、さらには管内の圧力損失を軽減可能な、異種材料のコーティングが可能、また材料によっては、管剛性の向上も期待できる。また、痛みの定量化手法を用いることで新しい針の設計も可能となった。

引用文献

1. <http://www.mhlw.go.jp/shingi/2003/08/s0806-4.html>
2. 栗山進・栗田卓也・片山茂裕, 新薬と臨床, 52-2, (2003), 104-112.
3. 朝倉俊成・石川由佳・安江尚子・野崎征志郎・清野弘明・阿部隆三, ブラクティス, 15-4, 428-432(1998).
4. TSUCHIYA Kazuyoshi, NAKANISHI Naoyuki, UETSUJI Yasutomo, NAKAMACHI Eiji, Biomed. Microdevices, Vol.7, No.4, P.347-353(2005).
5. Kawahara H., Ochi S., Tanetani K., Kato K., Isogai M., Mizuno Y., Yamamoto H. and Yamagami A., Shika Rikogaku Zasshi, 4-6, (1963), 65-85.
6. Schetky L. M., Shape memory alloys, Scientific American, 241-5, 68-76(1979).
7. 池庄司敏明: 蚊, 東京大学出版会 (1993)
8. Wasa K. and Hayakawa S., Handbook of sputter deposition technology, Noyes Publications (1992).
9. Cuomo J. J., Rossnagel S. M. and Kaufman H. R., Handbook of ion beam processing technology, Noyes Publications (1989).
10. Goodfellow Cambridge Ltd., Catalogue, Cambridge, UK.
11. Von Frey M. Beiträge zur Physiologie des Schmerzsinns (2. Mitteilung). Berichte über die Verhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften 46:283-297 (1894).
12. Tsuchiya K, Kajiwar K, Kimura M Pain Assessment for Designing a Painless Microneedle, Cyber Therapy & Rehabilitation (C&R) Magazine, 4 (2) : 38-39(2011).
13. 山口昌樹, 吉田博, CHEMICAL SENSORS, Vol.21 No.3 pp92-98 (2005) .

宇宙における循環調節障害の研究と臨床応用の可能性

岩崎 賢一

はじめに

本稿は、2013年11月30日に東京フォーラムにおいて開催された第31回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会での特別講演の内容について、概略をまとめ一部加筆したものである。

生物は海中で誕生し、その後、肺や四肢等を得て地上へ進出した。鳥類は羽を得て空を飛ぶようになったが、宇宙空間までは到達できなかった。ヒトは進化の過程で、長時間二本足で立って活動するための機構を獲得し、手が自由になり、知能が発達し、多くのテクノロジーを開発した。そして、そのテクノロジーにより宇宙にも進出した。このような地球上の生物学的な歴史からみると、人類が地球上の生物として、さらに遠くの宇宙へと進出し、地球生物の生存圏を拡大するのは必然的なこととも思える。しかし、宇宙環境は特殊である。ヒトが微小重力等の特殊な宇宙環境に、健康な状態で長期に滞在するためには、医学的なサポートを必要としている。そのため、「宇宙環境における人体の構造・機能の変化を研究し、その変化に対する治療・予防の方法を開発する学問」である宇宙医学という領域が生まれた。これまでの有人宇宙開発の歴史の中で、宇宙医学研究は宇宙における様々な人体変化について、明らかにしてきた。特に、前庭神経系、循環系、筋肉系、骨は、微小重力により大きな影響を受けることが分かっている。

宇宙における循環系の変化

① 体液シフト、頭蓋内圧亢進

地球上で、ヒトは二本足で立っている際、重力の影響で血液が下方に引っ張られ循環系に大

きな負担がかかるため、重力に逆らい血液を下方から上方へ押し上げる機構を獲得した。具体的には、動作に伴って生じる下肢の「筋ポンプ作用」や「血管収縮作用」である。一方、宇宙では微小重力に曝され体軸方向の重力負荷が無くなるにもかかわらず、身体活動に伴い地上同様に下肢の筋ポンプ作用や血管収縮作用が働くと考えられる。宇宙飛行初期では、これら作用の関与等により血液が上方へシフトし、上半身の体液量・血液量が増加し、宇宙飛行士は顔面浮腫や鼻閉感などを自覚する。この現象により、眼球や頭蓋内圧に変化が生じている可能性が、最近の宇宙医学のトピックとなっている (Shinojima 2012)。実際に我々が、地上で短時間の微小重力模擬実験 (10度 head down tilt, 30分) を行い、眼球の中心窩下の脈絡膜厚や眼圧を測定したところ、両者ともに有意に増加していた。

現在、国際宇宙ステーションには、宇宙飛行士が約半年交代で滞在しているが、最近、その滞後に失明にも繋がりがねない視神経乳頭浮腫を発症した例が複数認められ、その病態解明と予防対策の構築が急がれている (Mader 2011)。現時点では、微小重力による頭部方向への体液シフトが、前述した脈絡膜のごとく頭蓋内での血液量などを増加させ頭蓋内圧を上げ、その状態が宇宙滞在中に持続し発症している可能性が考えられているが、まだ推測の域を出ていない。

以前我々は、微小重力環境曝露により頭部方向への体液移動などに伴って、脳循環調節機能が悪化すると考え、スペースシャトルのニューロラボミッションで、男性宇宙飛行士6名を被験者 (写真1) に、脳循環について検討する実験を行った (Iwasaki 2007)。その実験においては、



写真 1：スペースシャトル・ニューロラボミッションの宇宙飛行士

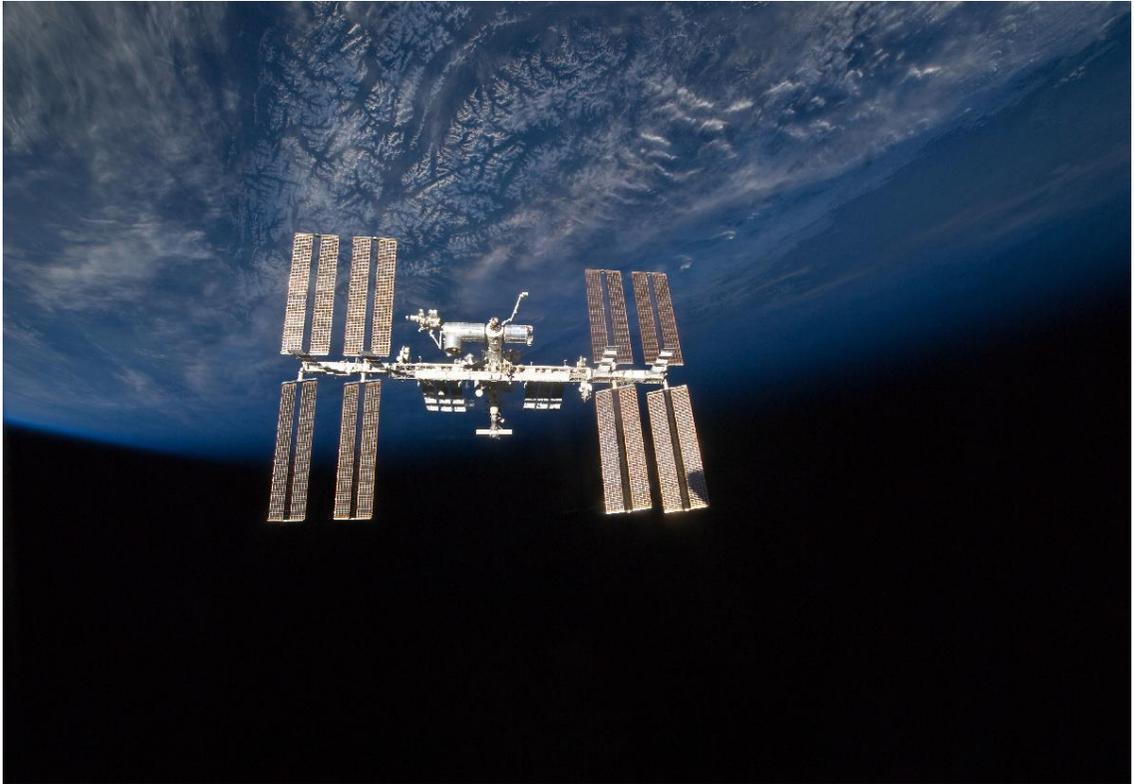
宇宙滞在前後と宇宙滞在中に、動脈血圧と中大脳動脈血流速度を非観血的連続血圧計と経頭蓋ドプラを用いて記録した。そして一心拍毎の両データに周波数及び伝達関数解析を施すことで、平均脳血流速度だけでなく、脳循環調節機能も評価した。その結果は予想に反し、宇宙滞在により脳血流速度や脳循環調節機能は、地上と変わらないか、むしろ調節機能は向上する可能性が認められた。

この脳循環調節を行う機能が增強していることが、宇宙で頭蓋内圧の亢進が持続することに関して重要な因子の一つとなっている可能性がある。宇宙で頭蓋内圧の亢進した場合、血圧に変化がなければ、頭蓋内圧亢進分だけ脳灌流圧が

減少し脳血流量は低下してしまう。しかし、もし脳循環調節機能が良好であれば、血流減少を回復するため脳の細動脈が拡張し、脳血流量は増加する。つまり、頭蓋内圧亢進を持続させる、もしくは、さらに亢進する可能性もある。そこで、最近の宇宙医学のトピックとなっている「視神経乳頭浮腫・頭蓋内圧亢進」について、今後、脳循環調節を含めて評価していく必要が出て来る可能性がある。

② 「視神経乳頭浮腫・頭蓋内圧亢進」についての研究

宇宙飛行士に頭蓋内圧の測定を行い、視神経乳頭浮腫発生の機序や時間経過などを検討していくのに際し、元来健康な宇宙飛行士に対して



S131E011050

写真 2：国際宇宙ステーション (ISS) (NASA アーカイブより)

侵襲度の高い測定手法は用い辛い．そのため，非侵襲的な手法を用いこの病態を研究することが求められている．そこで，我々の研究グループでは，国際宇宙ステーション (写真 2) に長期滞在する宇宙飛行士を対象として，飛行の前後に，高時間解像度で動脈圧波形と脳血流速度波形を，非観血的連続血圧計と経頭蓋ドプラを用いて非侵襲的に記録し，両波形の数理モデル解析 (Kashif 2012) 等から，頭蓋内圧値の推定を行うことを目的とした実験提案を行い，「無重力での視力変化等に影響する頭蓋内圧の簡便な評価法の確立，Non-invasive assessment of intracranial pressure for space flight and related visual impairment (intracranial pressure & visual impairment: IPVI)」というタイトルで，平成 24 年度「きぼう」利用テーマに選定された (http://www.jaxa.jp/press/2012/11/20121122_kibo_j.html)．現在，解析方法の更なる精度向上

のための作業を継続的に行いながら，並行して，宇宙飛行士からの同意取得を開始した．2014 年夏までにジョンソン宇宙センターにおいて実験リハーサルを行い，同意が得られた宇宙飛行士より順次実験を行う予定となっている．頭蓋内圧測定は，頭や腰に針を刺して測定するのが一般的であるが，針などを刺さない非侵襲的な方法で簡単に頭蓋内圧を推定できる本方法は，将来の長期ミッションにおける頭蓋内圧変化のモニターへの応用なども期待できる．またこれらの手法は，地上での日常臨床に応用できる可能性もあると思われる．

③ 運動不足

宇宙飛行中には，もう一つ重要な循環系への影響がある．微小重力曝露により人体への物理的負荷量が極端に少なくなり運動不足と類似の状態に陥ることである．物を持ちたり動かしたり，自分が移動したりするのにも，微小重力の



写真 3：日本大学医学部 遠心人工重力負荷装置

ため力がほとんどいらないため、循環系においては、心筋萎縮や各種調節機能の低下などが生じる。例えば、わずか 10 日間のスペースシャトルの飛行でも、MRI で推定した心室筋の重量が平均 12 % も低下したという過去の報告もある (Perhonen 2001)。この様に、宇宙での運動不足に類似した状態の影響は非常に顕著である。

これら宇宙での運動不足の影響の研究には、地上での模擬実験としては、ベッド上安静臥床が用いられる。米国においてアポロ時代に、3 週間のベッド上安静臥床の前後に最大酸素摂取量を含めた体力や循環機能の測定を行う実験が行われた (Saltin 1968)。そして、この実験被験者に対し 30 年後 (Darren 2001)、40 年後 (McGavock 2009) に同様の測定を行い、運動不足の影響を加齢と比較した研究がある。その実験結果は、20 歳・21 歳で 3 週間の臥床をした男性 5 名の最大酸素摂取量の平均の低下量は、30 年の加齢の影響を上回り、40 年の加齢の影響に近いものであることを示しており、運動不足の影響の大きさを端的に示し、日常の運動や術後の早期離床などの重要性を示すものである。

遠心人工重力負荷による対策

現在、宇宙での様々な循環系変化に対しては、宇宙滞在中に運動トレーニングを頻繁に長時間に行うことが推奨されている。しかし、将来的には、より効率的な予防対策として遠心器による人工重力を用いることが考えられており、そのための研究も進められている (Iwasaki 2012)。この手法のアイデアは SF 映画の世界などでは、かなり古くから使われていた。1964 年、アーサー・C クラークがスタンリー・キューブリックから新作映画のアイデア提供を依頼されて、共同作業で、映画『2001 年宇宙の旅』のストーリーをつくりあげた時に、すでにこの遠心による人工重力利用の発想が取り入れられている。この装置は (写真 3)、回転による遠心力を重力刺激に利用しようというもので、地上で用いた際には、将来的にリハビリやトレーニングへ応用する可能性も考えられる。

おわりに

本講演のように、循環系の著しい変化や、長期臥床に類似した循環系の不調を研究する宇宙

医学の成果やテクノロジーは、麻酔・集中治療の循環管理などに役立つ可能性もあると考えられる。

参考文献

1. Shinojima A, Iwasaki K, Aoki K, Ogawa Y, Yanagida R, Yuzawa M. Subfoveal choroidal thickness and foveal retinal thickness during head-down-tilt. *Aviat Space Environ Med.* 2012;83:388-393.
2. Mader TH, Gibson CR, Pass AF, Kramer LA, Lee AG, Fogarty J, Tarver WJ, Dervey JP, Hamilton DR, Sargsyan A, Phillips JL, Tran D, Lipsky W, Choi J, Stern C, Kuyumjian R, Polk JD. Optic disc edema, globe flattening, choroidal folds, and hyperopic shifts observed in astronauts after long-duration space flight. *Ophthalmology.* 2011;118:2058-2069.
3. Iwasaki K, Levine BD, Zhang R, Zuckerman JH, Pawelczyk JA, Diedrich A, Ertl AC, Cox JF, Cooke WH, Giller CA, Ray CA, Lane LD, Buckley JC Jr, Baisch FJ, Eckberg DL, Robertson D, Biaggioni I, Blomqvist CG. Human cerebral autoregulation before, during, and after spaceflight. *J Physiol.* 2007;579:799-810.
4. Kashif FM, Verghese GC, Novak V, Czosnyka M, Heldt T. Model-based noninvasive estimation of intracranial pressure from cerebral blood flow velocity and arterial pressure. *Sci Transl Med.* 2012;4:129-144.
5. Perhonen MA, Franco F, Lane LD, Buckley JC, Blomqvist CG, Zerwekh JE, Peshock RM, Weatherall PT, Levine BD. Cardiac atrophy after bed rest and spaceflight. *J Appl Physiol.* 2001;91:645-653.
6. Saltin B, Blomqvist G, Mitchell JH, Johnson RL Jr, Wildenthal K, Chapman CB. Response to exercise after bed rest and after training: a longitudinal study of adaptive changes in oxygen transport and body composition. *Circulation.* 1968; 38 (5 suppl): VII-1-VII-78.
7. Darren K. McGuire, Benjamin D. Levine, Jon W. Williamson, Peter G. Snell, C. Gunnar Blomqvist, Bengt Saltin, Jere H. Mitchell. A 30-Year Follow-Up of the Dallas Bed Rest and Training Study. *Circulation.* 2001;104:1350-1357.
8. McGavock JM, Hastings JL, Snell PG, McGuire DK, Pacini EL, Levine BD, Mitchell JH. A forty-year follow-up of the Dallas Bed Rest and Training study: the effect of age on the cardiovascular response to exercise in men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2009;64:293-299.
9. Iwasaki K, Ogawa Y, Aoki K, Yanagida R. Cerebral circulation during mild +Gz hypergravity by short-arm human centrifuge. *J Appl Physiol.* 2012;112:266-271.

人工臓器を用いた外科周術期血糖管理： 最近の話題と将来展望を中心に

花崎和弘，宗景匡哉，北川博之，
矢田部智昭*，並川 努

はじめに

人工臓器の血糖管理の目的は、低血糖発作の無い、血糖変動の少ない安定した血糖管理ができることである。

筆者 (Hanazaki) は Baylor 医科大学 (Houston in Texas) に 2000 年 7 月に留学し、人工臓器研究に着手した。着任早々に当時の外科主任教授だった Dr. Brunicardi から「人工臓器の研究をやって欲しい。人工臓器部門の能勢之彦教授から直接指導を受けなさい」と指示された。能勢先生にご相談すると「臓器を全部摘出した動物モデル (dog) を用いた人工臓器の実験をこなさい。人工臓器は世界で一番グルコースセンサー機能が優れている日機装社の装置を使用しなさい。そのために日本に一時帰国して装置の操作方法を学んで来なさい。また研究資金の確保のためにグラントを取得しなさい。更に人工臓器に関する Review Article¹⁾ をできるだけ早期に完成しなさい」と矢継ぎ早にハードな指示が出された。筆者は迷うことなく、米国人から“Mr. Artificial Organs”と尊敬されていた能勢教授からの指示を忠実に守ることだけを心がけて研究を開始した (図 1)²⁾。

本稿は米国から開始した人工臓器研究がいかにして現在の新型人工臓器装置の商品化に結びついたかに関する紆余曲折の道にも触れながら、我々が確立した人工臓器を用いた外科周術期血糖管理の最近の話題と将来展望を中心に概説したい。



図 1 左から“Mr. Artificial Organs”能勢之彦教授，筆者，Brunicardi 教授 2002 年 3 月 Baylor 医科大学 Brunicardi 外科主任教授室

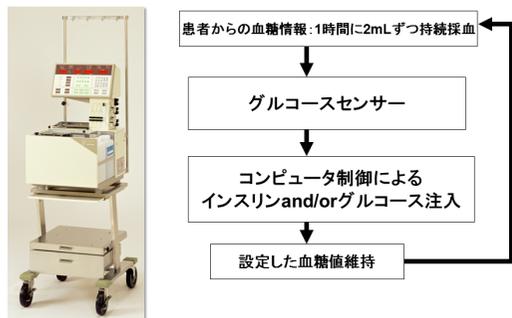
ベイラー医科大学での基礎研究

米国の厚労省に当たる FDA から動物実験に限って許すという許可が降りるまでに George Bush 空港で待ちぼうけを食らった人工臓器は、日本発の世界で唯一の closed-loop 式人工臓器 (STG-22, 日機装社, 東京) 3,4) であった (図 2)。この装置の基本原理は、経静脈からの連続採血 (1 時間に計 2ml ずつ) によって血糖値を連続測定し、予め設定された目標血糖値 (例えば 80-110mg/dl に設定) に自動的に調整されるようにインスリンやグルコースが適宜静脈注入される仕組みになっている (図 2)。

Animal committee に研究プロトコールが認められるまでに半年以上を要したが、同時期に NEDO グラント獲得という幸運にも恵まれ、動物実験が実施された。最も重症な糖尿病モデル

高知大学医学部外科学講座外科 1

*高知大学医学部麻酔学・集中治療医学講座



日機装社 STG-22

図 2 旧型人工膵臓装置 STG-22 (日機装社, 東京) の基本原理

とされる膵臓全摘出術が施行された大型犬に対し, STG-22 を装着して 3 日間目標血糖値を 90-110mg/dl に設定した Tight Glycemic Control (TGC) を行った. コントロール群 (n=5) および膵ポリペプチド投与群 (n=5) の膵全摘犬すべてにおいて, 低血糖発作はみられず, 術後飲食が再開されたにもかかわらず, ほぼ目標血糖値に近い TGC を行うことができた⁵⁾ (図 3).

帰国時の願望と帰国後の夢

当初大変だと予想された膵全摘犬を用いた周術期血糖管理も人工膵臓を使用すれば比較的容易かつ安全に施行できることが判明した. これを臨床応用できないものかという願望を抱きながら帰国の途に就いた. 帰国後, 米国で使用した STG-22 は臨床応用する上でいくつかの課題があることも痛感した. 1 点目は Brunicardi 教授から「Like Refrigerator」と酷評された大きさを小型化すること. 2 点目は稼働するまでに前日から要する多大な準備時間を短縮すること. 3 点目は旧式の紙媒体による記録保存法と古めかしい外観を現代風に改良し, 装置全体をコンピュータ化することである.

帰国後 2 年くらいたったある日突然, 日機装社から「先生好みの人工膵臓ができるかもしれません. ご相談に乗っていただけますか?」との電話が入った. 長野駅前蕎麦屋でイメージ図

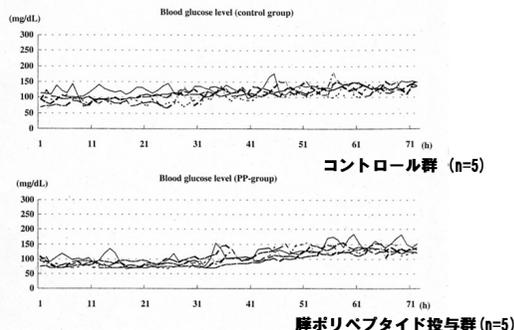


図 3 膵全摘犬に対する STG-22 を用いた tight glycaemic control の術後 3 日間連続血糖測定結果 (文献 5 より改変して引用)



図 4 新型人工膵臓の試作機を用いた動物実験の様相 (日機装社との産学協同研究)

を初めてみせられたのは, たしか 2004 年冬の寒い夜だったと記憶している.

当時信州の民間病院の勤務医だった筆者は, イメージ図を見せられた途端に「もう一度大学に戻って新型人工膵臓の研究に打ち込んでみたい」という衝動に駆られた. 幸いなことに 2006 年 4 月高知大学から外科教授として招聘され, 待ちに待った日機装社との産学共同研究を開始した.

高知大学での基礎および臨床研究

2006 年 8 月より臨床でのエビデンスの構築を目指して国内外で初めて人工膵臓を用いた周術期血糖管理の大規模臨床研究に着手した⁶⁾. またほぼ同時期に外科周術期で使用しやすいことを目的に開発された新型人工膵臓装置 (STG-55, 日機装社, 東京) の試作機を用いた基礎研究もスタートした (図 4).

まずビーグル犬を用いた STG-22 と STG-55 の比較試験が行われた. その結果, STG-55 は STG-22 に比べて小型化, 準備時間の短縮, コ

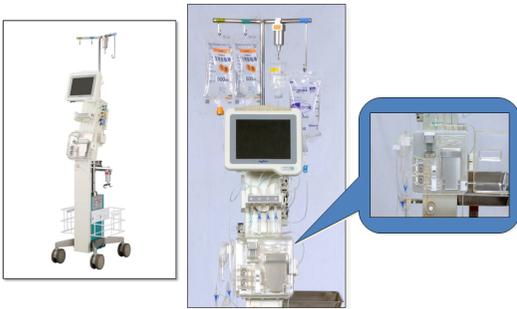


図5 新型人工膵臓装置 STG-55
(日機装社, 東京) の概要

ンピュータ化および低価格を実現しただけでなく、同程度の血糖測定および血糖管理が可能であることも判明した^{6,7)}。次に臨床研究において、2006年8月から2012年7月までに肝切除・膵切除・食道切除を中心に427例を対象に、周術期にSTG-22またはSTG-55を用いたTGCが行われた。そのうち305例(STG-22で242例、STG-55で63例)に目標血糖値を80-110mg/dlとしたIntensive Insulin Therapy (IIT)が行われた⁸⁾。その結果、全症例において低血糖発作(<40 mg/dl and/or <70 mg/dl)は皆無であっただけでなく、目標血糖値に沿った血糖変動のきわめて少ない安定した血糖管理も可能であった⁸⁾。

こうして新型人工膵臓STG-55(図5)は開発され、商品化に至った。

人工膵臓の将来展望

人工膵臓の主な適応疾患はI型およびII型の糖尿病である。近年、我々の基礎および臨床研究が後押しして、手術侵襲の大きな食道外科・肝胆膵外科・心臓血管外科・移植手術などの外科周術期の厳格な血糖管理に人工膵臓が使用され、術後感染症制御に有効なデバイスとして、その適応が拡大されている⁶⁻¹¹⁾(表1)。

人工膵臓を用いた血糖管理の主な特徴は、目標血糖値に沿った安定した血糖管理が実施できる、低血糖発作を回避できる、血糖測定に伴う

表1 人工膵臓を用いた周術期血糖管理の適応

- 肝臓外科手術(肝切除・肝移植)
- 膵臓外科手術(膵切除・膵移植・インスリノーマ)
- 食道切除
- 心臓血管外科手術(特に体外循環装置使用例)
- II型DM患者の外科手術
- 耐糖能低下を伴う高齢者の外科手術
- 汎発性腹膜炎等の重症感染症を伴う緊急外科手術

表2 人工膵臓を用いた周術期血糖管理の特徴

- 血糖がリアルタイムに連続測定できる
- 低血糖発作がない
- 血糖値が安定している
- 設定した目標血糖値に沿った管理が可能
- 糖毒性(glucose toxicity)を回避できる
- 頻回の血糖測定に伴う労働負担の軽減
- 頻回の血糖測定に伴うインシデントを予防

労働負担とインシデント発生を軽減できることである^{5,9)}(表2)。

世界的規模で進行中の糖尿病患者の増加や耐糖能異常の高齢者手術患者の増加に伴い、周術期血糖管理はより重要性を増すであろう。またEnhanced Recovery After Surgery (ERAS)を促進するためには、周術期の感染症制御が重要であり、そのためには適切な栄養管理だけでなく、高血糖対策としての厳密な血糖管理も求められる¹¹⁾。我々が確立した人工膵臓を用いたTGCは、従来法では困難であった低血糖発作のない、安定した血糖管理法と適切な栄養療法との両立が可能である。

以上まとめると、人工膵臓の適応は、従来からのI型・II型糖尿病だけでなく、外科手術周術期血糖管理をはじめとする、急性期医療現場へも着実に拡大されつつある。

おわりに

生徒の心に火をつける教師が最も有能な教育

者とされる。能勢先生(故人)から「男一匹、一度始めた研究は10年間継続しなさい。そしてやる以上は世界を目指しなさい。それでダメならあきらめなさい。10年やれば大抵は何とかなるものだ」と叱咤激励され、心に火がつけられた。愚直かつ浅学菲才な筆者でさえも恩師の教えを忠実に守って10年以上基礎および臨床研究を地道に続けてきたら、人工膵臓の世界では少しだけ認めてもらえるようになった。

今後とも能勢先生や Dr. Brunnicardi の教えを糧に、日本発の世界で唯一の closed-loop 式人工膵臓の新たなエビデンス創出を目指した研究を行い、世のため、人のため、社会のために貢献していきたい。

参考文献

1. Hanazaki K, Nosè Y, Brunnicardi FC. Artificial endocrine pancreas: a review. *J Am Coll Surg* 193: 310-22, 2001.
2. Hanazaki K, Yatabe T, Kobayashi M, et al: Perioperative glycemic control using an artificial endocrine pancreas in patients undergoing total pancreatectomy: Tight glycemic control may be justified in order to avoid brittle diabetes. *Bio-Medical Materials and Engineering* 23: 109-16, 2013.
3. Hanazaki K, Maeda H, Okabayashi T : Tight perioperative glycemic control using an artificial endocrine pancreas. *Surg Today* 40: 1-7, 2010.
4. Tsukamoto Y, Okabayashi T, Hanazaki K : Progressive artificial endocrine pancreas: the era of novel perioperative blood glucose control for surgery. *Surg Today* 41:1344-51, 2011.
5. Kono T., Hanazaki K, Yazawa K, et al: Pancreatic polypeptide administration reduces insulin requirements of artificial pancreas in pancreatectomized dogs. *Artif Organs* 29: 83-7, 2005.
6. 花崎和弘, 小川道雄: 人工膵臓を用いた外科周術期血糖管理. 臨床に役立つ最新血糖管理マニュアル, 花崎和弘 編, 第1版, 医学図書出版, 東京, 2012, 163-9.
7. Tsukamoto Y, Kinoshita Y, Kitagawa H, et al. Evaluation of a novel artificial pancreas: closed loop glycemic control system with continuous blood glucose monitoring. *Artif Organs* 37: E67-73, 2013.
8. Hanazaki K, Kitagawa H, Yatabe T, et al. Perioperative intensive insulin therapy using an artificial endocrine pancreas with closed-loop glycemic control system: The effects of no hypoglycemia. *Am J Surg* 2014;207(6):935-941.
9. Hanazaki K, Maeda H, Okabayashi T : Relationship between perioperative glycemic control and postoperative infections. *World J Gastroenterol* 15: 4122-5, 2009.
10. Mibu K, Yatabe T, Hanazaki K : Blood glucose control using an artificial pancreas reduces the workload of ICU nurses. *J Artif Organs* 15:71-6, 2012.
11. 花崎和弘, 小川道雄: 外科周術期の血糖管理の意義. 臨床に役立つ最新血糖管理マニュアル, 花崎和弘 編, 第1版, 医学図書出版, 東京, 2012, 89-95.

ABSTRACT

Perioperative glycemic control using an artificial pancreas: current topics and future perspectives

Kazuhiro Hanazaki¹, Masaya Munekage¹,
Hiroyuki Kitagawa¹, Tomoaki Yatabe²,
Tsutomu Namikawa¹

In 2000 at Baylor College of Medicine in Houston, Prof. F. Charles Brunnicardi told me, "You have to do artificial pancreas (AP) research under the direction of Prof. Yukihiko Nosè." Since that time, we have attempted to promote AP research under the direction of Prof. Nosè and Prof. Brunnicardi. Whenever we met with any difficulties, they strongly supported and encouraged us. Owing to their phenomenal support, we were recently able to develop an improved current bed-side type AP, the STG-55, which is more easily used and feasible for many more surgical and emergency patients than conventional AP, the STG-22. Tight glycemic control (TGC) using an AP enables us to achieve stable glycemic control not only without hypoglycemia and hyperglycemia

but also with less variation in the blood glucose concentration from the targeted blood glucose range. Perioperative use of an AP may be an ideal method for perioperative TGC in various surgical patients in order to reduce the postoperative infectious complications related to hyperglycemia and iatrogenic hypoglycemia caused by conventional blood glucose control with open-loop systems.

1. *Department of Surgery, Kochi Medical*

School, Kochi University

2. *Department of Anesthesiology, Kochi Medical School, Kochi University*

(別冊請求先) 花崎和弘

高知大学医学部外科学講座外科 1

〒 783-8505 高知県南国市岡豊町小蓮

TEL:088-880-2370

FAX:088-880-2371

E-mail : hanazaki@kochi-u.ac.jp

Acoustic Respiration Rate

大和 利江子

はじめに

呼吸数は、重要なバイタルサインの一つである。その測定方法としては、聴診器や目視での断続的な呼吸数測定方法、インピーダンス法やカプノグラフィを用いた測定方法がある。しかしながら、呼吸数の測定は臨床的に重要な指標の一つであるにもかかわらず、正確な呼吸数測定は容易ではない。Acoustic Respiration Rate (RRa) は音響信号から呼吸回数を計測している。新しい連続的な呼吸数モニタリングとして紹介したい。

呼吸数測定

従来の呼吸数測定には人的測定法、インピーダンスニューモグラフィ、カプノグラフィによる呼吸数測定が可能である。

1) 人的測定法

1816年ラエネックが聴診器を發明して以降今日でも活躍している。もっとも一般的な呼吸数測定方法は、聴診器や目視で呼吸数を測定する方法であるが、断続的であり、長時間の呼吸数変化の観察には限界がある。

2) インピーダンスニューモグラフィ

インピーダンスは、胸部に貼られた心電図電極を通して胸部を通過する微弱な交流を測定することで得られ、呼吸周期に合わせてその値は変化する。呼吸数は、繰り返される胸壁の拡張と収縮によって測定される。しかし、心電図電極の位置、体動アーチファクト、呼吸以外の胸壁の動きなどにより、測定が不正確になる傾向がある。また、胸壁の動きはあるが、実際換気が行われていない閉塞性無呼吸への反応には限界がある。

3) カプノグラフィ

カプノグラフィを用いた終末呼気炭酸ガス濃度 (EtCO₂) 測定は、人工呼吸器下において標準的なケアである。気管挿管中の患者の呼吸パターンは空気混入がなく、呼吸数の測定は容易である。カプノグラフィは中枢性無呼吸、閉塞性無呼吸、混合性無呼吸に対する感度も高いとの報告もある¹⁾。しかしながら、非挿管患者においては、サンプリングカニューレへの空気混入、センサ位置のずれにより正確な測定が難しい場合もある。

Rainbow アコースティック モニタリング

RRa は音響信号から呼吸回数を計測している連続的な呼吸数モニタリングである。

測定原理

1) アコースティック呼吸センサ構造

アコースティック呼吸センサ (図1) では、フィルム状 piezo 素子を使用している。piezo 素子は、圧電素子ともよばれるが、piezo 素子を電極で挟む構造となっている。外部から与えられ



図1 アコースティック呼吸ソフトセンサ
マシモジャパン株式会社

た振動を電圧に変換する性質をもっており，振動が加わると電気信号が発生する．この特性を生かし，呼吸音の振動を電氣的に検出することが可能となっている．

2) Rainbow アコースティックモニタリング

アコースティック呼吸センサを頸部に装着することで吸気，呼気時に発生する乱流が生み出す上気道の音響による信号を検出している．また，主に 200～800Hz の周波数帯域の音響信号を検出している．実際に検出した音響信号の波形(図 2)では，縦軸に音響による信号の振幅，横軸は時間軸を示す．吸気時，呼気時の音響による信号を一对のエンベロップとしてインプットする．音響信号の振幅は，個々によっても，また同じ被験者であっても様々である．しかし，吸気時のエンベロップの検知から次の吸気時のエンベロップ検知までを呼吸周期ととらえることで，呼吸回数を計算することが可能となっている．しかしながら，上気道での音響信号を検出する際，副雑音，いびき，会話などによる影響を受ける可能性がある．SpO₂ センサから得られる情報によって，灌流指標 (PI)，脈波変動指標 (PVI) 測定が可能である．PVI は，呼吸によって起こるプレチスモグラフ波形振幅の動力学的変化を測定している．1 回あるいは数回の完全な呼吸サイクル間での PI の変化を測定し，算出される(図 3)．この技術を RRa 測定にも生かし，アコースティック呼吸センサ，SpO₂ センサ両方から得られる情報から RRa を測定している．

以上呼吸音から呼吸数表示までのフローを図 4 に示す．このように 1 分間の呼吸数を測定している．

3) アコースティック呼吸波形

Radical-7 では，RRa に加え，吸気，呼気時の音響による信号(アコースティック呼吸波形)を表示している(図 5)．すなわち，1 分間の呼吸数に加え，リアルタイムの呼吸パターンの確認に

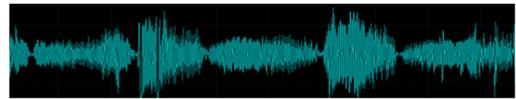


図 2 アコースティック呼吸波形

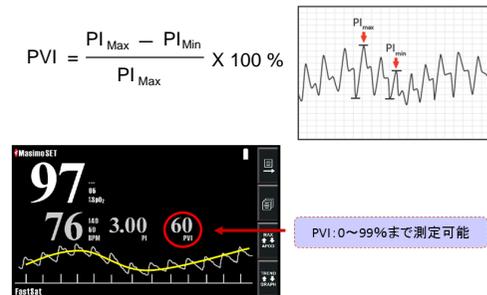


図 3 脈波変動指標 (Pleth Variability Index: PVI)

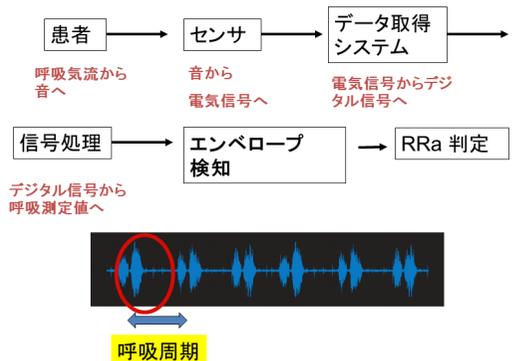


図 4 Rainbow アコースティックモニタリング



図 5 New Radical-7

活用できる．

図 6 はアコースティック呼吸波形の例であるが，測定原理上吸気，呼気時に発生する乱流が

生み出す上気道の音響信号を検出しているため、波形は音の大きさに比例して大きくなると考えられる。また、波形の振幅はセンサ装着の位置にも関係する。センサが浮いてしまうなど適切な装着がされていない場合、周辺ノイズの影響をより大きく受ける可能性もある。

RRa の臨床応用

成人患者を対象に、Post Anesthesia Care Unit (PACU) において、RRa とカプノグラフィ (Capnostream 20, Oridion) の呼吸数とを比較評価した報告によると、呼吸数の精度はほぼ同等であった。また、10 秒以上胸壁の動きがない場合を無呼吸と定義して調査しているが、1 症例のみ 30 秒の無呼吸が認められた。その際 RRa はすぐにゼロ表示となったが、カプノグラフィは呼吸回数がゆっくりと減少した²⁾。また、PACU において、10 kg から 50 kg の小児患者を対象とした場合も、RRa とカプノグラフィ (Capnostream 20, Oridion) の呼吸数の精度はほぼ同等であった³⁾。

SpO₂ と呼吸数同時測定の意義

1972 年青柳卓雄氏 (日本光電) により、測定部位における拍動成分の赤色光・赤外光の吸光比を用いた現行型パルスオキシメトリの基礎となる技術が開発された。パルスオキシメータは今日、臨床現場では最も身近に使用される機器である。しかし、SpO₂ は酸素化のモニターであることを忘れてはならない。酸素投与されていない場合は換気の指標として反映されるが、酸素投与下では SpO₂ は換気の指標とはならない⁴⁾。また、図 7 に示すように、酸素投与されていない状況であれば、換気量の低下により PaCO₂ 上昇し、SpO₂ 値は鋭敏に反応し数値は低下している。しかしながら、酸素投与下では SpO₂ が 90 ~ 100 % の間で優位に高炭酸血症となり、呼吸停止、もしくは呼吸状態の悪化によって最初に発見される可能性もある⁵⁾。呼吸数と SpO₂ を同時にモニタリングすることにより、より早期に

- 呼気と吸気の視覚的な指標となる
- 呼吸による振幅の変化を確認することで、適切なセンサ装着の目安とすることができる

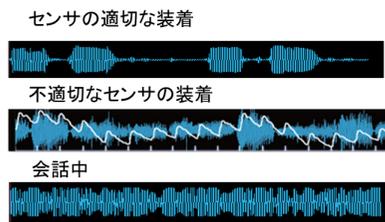


図 6 アコースティック呼吸波形

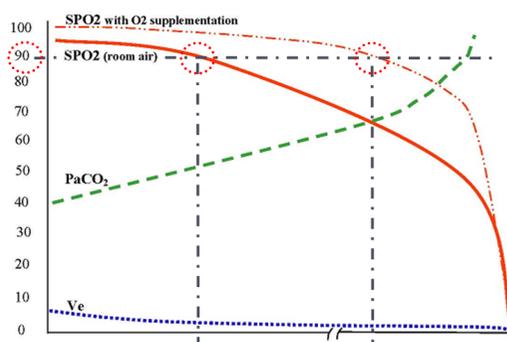


図 7 換気量の減少と SpO₂ の変化 (文献 5 より改編)

患者の急変を発見できるかもしれない。また、Desai らは、有害事象のほとんどは不適切な酸素化、換気、もしくは両方であり、約半数の事象は回避可能だと報告している⁶⁾。

Masimo SafetyNet

Masimo SafetyNet は遠隔的な患者モニター・通知システムである。医療従事者がベッドサイドから離れていても遠隔的に複数患者のモニタリングが可能である。Masimo SET パルス CO オキシメータと連動させることで、SpO₂、脈拍数 (PR)、PI、PVI、メトヘモグロビン濃度 (SpMet)、カルボキシヘモグロビン濃度 (SpCO)、トータルヘモグロビン濃度 (SpHb)、呼吸数 (RRa) の遠隔的モニタリングが可能である。また、アコースティック呼吸波形、呼吸音も確認することができる。

また、アラームを医療従事者に情報送信可能

であり、ベッドサイドやセントラルモニタから離れた場所においても、アラームを確認することができる。しかしながら誤警報が多ければ、アラームに対する脱感作につながる可能性もある。Masimo社は、Masimo Signal Extraction Technology (Masimo SET: 信号抽出技術)を開発し、体動、低灌流時に強いSpO₂測定が可能なパルスオキシメータを提供している。Shahらは、SpO₂低下の見逃し、誤警報ともにMasimo SET技術搭載パルスオキシメータが最も少なかったと報告している(感度97%、特異度95%)⁷⁾。

Anesthesia Patient Safety Foundation (APSF)は、連続的に酸素化、換気両方のモニタリングすることで、術後におけるオピオイド使用による換気低下の見逃しを減らせるだろうと述べている。Masimo SafetyNetはリアルタイムの数値だけではなく、過去96時間分のトレンドを確認することができ、呼吸数とSpO₂など複数の指標から患者の状態をアセスメントすることも可能である。

一般病棟において、Masimo SafetyNetを導入前後で評価したところ、救命処置、ICU搬送の割合が減少し、結果年間で135日のICU滞在期間が減少したと報告されている⁸⁾。しかしながら、この調査では、RRa測定は実施しておらず(RRa販売前の研究)、今後さらなる調査が必要であると思われる。

おわりに

鎮静・鎮痛薬を使用する検査、処置等での酸素化と呼吸数のモニタリングの有用性について、また一般病棟などでの遠隔的モニタリングを併用することでの有用性についてさらなる調査を

行い、今後も医療への貢献に努めたい。

引用文献

1. Soto RG, Fu ES, VilaH Jr, Miquel RV., Capnography accuracy detects apnea during monitored anesthesia; *Anesthesia and Analgia*.2004;99:379-382
2. Mimoz O., Benard T., Gaucher A., Frasca D., Accuracy of respiratory rate monitoring using a non-invasive acoustic method after general anaesthesia. *Br J* 2012 May; 108(5):872-5.
3. Patino M., Mahmoud M., Kurth D., Redford D.T., Quigley T.W., Szmuk P., Accuracy of Acoustic Respiration rate Monitoring in Pediatric Patients. *Paediatr Anaesth* 2013 Dec;23(12):1166-73
4. Eugene S.Fu, John B. Downs, John W. Schweiger, Rafael V. Miguel, Robert A. Smith Supplemental Oxygen Impairs Detection of Hypoventilation by Pulse Oximetry* *Chest* 2004;126;1552-1558
5. LynnLA, Curry JP: Patterns of unexpected in-hospital deaths: a root cause analysis. *Patient Safety in Surgery* 2011; 5:3
6. Desai MS. Office-based anesthesia: new frontiers, better outcomes, and emphasis on safety. *Curr Opin Anaesthesiol* 21(6):699-703,208.
7. Shah N. Hamsa B. Ragaswamy,Kavitha Govindugari ,Laverne Estanol ,Performance of three new-generation pulse oximeters during motion and low perfusion in volunteers. *J Clin Anesth*.2012 Aug;24(5):385-91
8. Taenzer A.H., Pyke J.B., McGrath S.P., Blike G.T. Impact of Pulse Oximetry Surveillance on Rescue Events and Intensive Care Unit Transfers. A Before-and After Concurrence Study. *Anesthesiology*. 2010 Feb;112(2):282-7.

経静脈一時ペーシングでの右心室心波形の解釈

田中義文，小川雅巳，山崎康夫，福島弘子

はじめに

麻酔科医にとって，経静脈右心室一時ペーシングは必要不可欠の技術である．その施行の際，X線透視下にカテーテル先端部位とたるみぐわいを確認することはもちろんであるが，先端チップ電極をモニター胸部誘導で視認すれば心筋との電極接触不良によるペーシングフェイラーを防ぐことができる．その波形変化とは，先端が右

心室内で浮遊している間では QS パターンと陽性 T 波であるが，心内膜表面に接触すると突然の ST 上昇を伴った波形に変化する．その安定した ST 上昇波形を確認することである (図 1) ．

本稿では，この ST 上昇の発生現象について，体表心電図は心内膜側細胞外電位から心外膜側細胞外電位の引き算結果であるという基本的な心電図計測原理を用いて考案したので報告する．

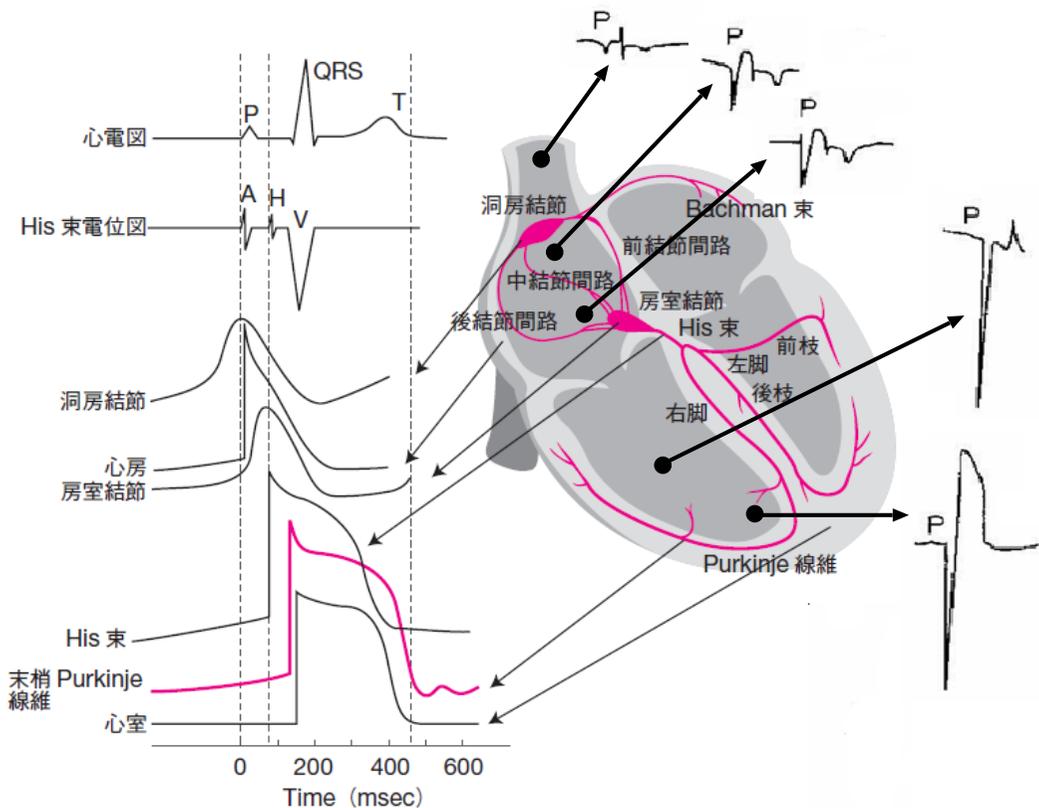


図 1 経静脈一時ペーシングのカテーテル先端電極波形．

上大静脈よりカテーテルを進入すると，右房内では大きな P 波と小さな QRS および T 波が観察される．右室に進入すると P 波は小さくなり，QS パターンの QRS 波形に変わる．右室心室壁に接触すると極度の ST 上昇になり，心室筋細胞内活動電位に似た波形に変化する．

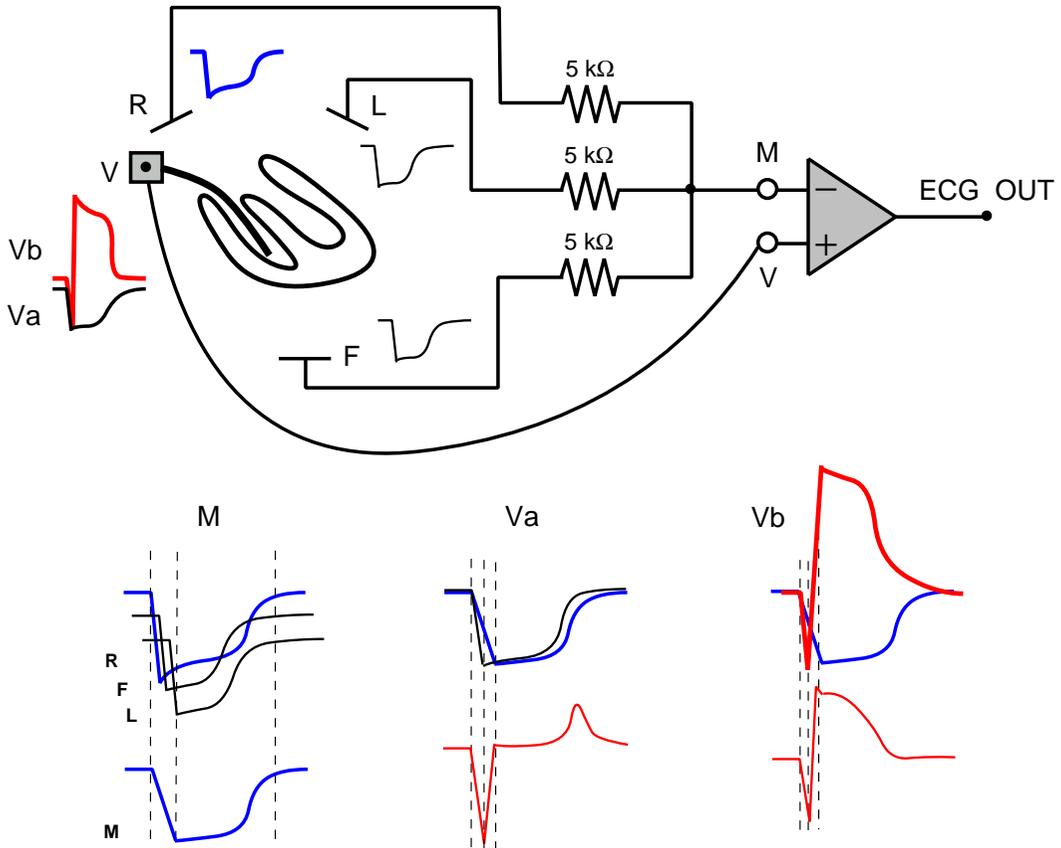


図2 カテーテル波形の発生メカニズム

中点電位 M は、R、L、F 電極の平均電位で 0 相の下降勾配が弱くなる。先端が心室内浮遊状態の電位 Va(黒) から M を引き算すると QS パターン、水平な ST セグメント、テント状陽性 T 波になる。先端が心腔壁に接触した状態の電位 Vb(赤) は R 電位に続いて心室細胞内電位が加算され、QS パターンに ST 上昇を伴った巨大 T 波になる。

方法と結果

一時ペーシングカテーテルの先端電極端子をモニター스코プの V 誘導に接続し、上大静脈より右房、右室へと挿入していくと、上大静脈では心電図の aVR のように陰性 P 波を伴った波形が得られる。右房に入ると P 波は大きくなり、幅の広い QS パターンに似た波形、そして ST 上昇を思わせる波形が得られる。右房中央に挿入すると、上向きそして下向きの 2 相性の P 波に変化する。右室に電極が進入すると、P 波は突然小さくなり、QS パターンの QRS 波形、平坦な ST セグメント、テント状陽性 T 波になる。

そして電極が右室壁に接触すると QS パターンの QRS に続き、非常に大きな ST 上昇を伴った巨大 T 波に変化する(図 1 参照)。

考 察

図 1 に示すように、カテーテル先端が上大静脈にある間は aVR に似た波形であるのはうなずける。また右房内に進入すると P 波が大きくなるのは当然であるが、QS パターンが広い間隔になるのは、心房には心室での Purkinje 線維のような伝導速度の早い特殊伝導系が存在しないためである。また、心房筋でも心室筋と同様に ST 上昇を伴う巨大 T 波が発生するのは心室と同じ性質

の現象であろうと推定できる。

図 2 上段に胸部誘導の計測システムを示す。カテーテル端子は V で示し、心電図の + 端子に接続される。胸部誘導の不感電極にあたる中点電位 M は、標準四肢誘導の R, L, F 端子と 5 k を介して接続し、心電計の - 端子に接続する。各々の電極電位は細胞外電位であるので、心筋活動電位の逆転波形を示した。青色で示す右肩電極 (R) は心室筋心内膜側波形であるため、最初に興奮し、脱分極時間も最も長い。左足心外膜側電極 (F) および左肩電極は共に脱分極時間が短いと黒色で表示した。

Va(黒色) で示す右室心内膜側電位であるカテーテル電位は心内膜側興奮 (R) より左室興奮の分だけ遅れると考えられ、また再分極も R より少しだけ早く終了する。Vb(赤色) はカテーテル先端が右室心筋に接触したときの電位波形である。心内膜側活動電位に近くまた電位も大きいことが考えられる。

図 2 下段に中点電位 M、および心電計により引き算処理をほどこした計測電位 Va および Vb の測定結果を示した。M は R, F, L の合成結果であるが、R は心内膜側細胞外電位を反映する。そのために脱分極 (0 相) は最も早く、再分極 (3 相) も最も遅い。次に脱分極するのは心外膜側心尖部細胞外電位を示す F であり、再分極は当然 R より早い。最後に脱分極するのは心外膜側左室側壁を示す L となり、この再分極も R より早い。下に示す合成波形は R の脱分極で下向が始まり、その終了点は L のピークに一致する。そのため、M の下向勾配はそれぞれ電極の 0 相勾配より弱くなる。M の再分極は R の再分極を反映して最も遅くなる。下に合成された M の電位変化を示す。

カテーテル電位 (Va) から M 電位の引き算は、最初にカテーテル電位の低下が Q 波の下向部分に対応する。その後 M の電位低下が引き算の引き算となって Q 波の上昇部分を作成する。2 相については双方ともほとんど電位が等しく、水

平な ST セグメントを形成する。再分極を示す 3 相については Va の 3 相が M の 3 相より少し早いので小さなテント状 T 波になる。T 波の下向部分のテーリングが長いのは合成された M 波の影響である。

赤色で示す先端電極が右室内膜表面に接触したときのカテーテル電位 (Vb) は少し異なる。電極は棒状になっているために右室に活動電位が到達するまでは Va と同様に下降する 0 相が検出され、その後右室内膜興奮が始まると高電位の心室波形に似た波形が検出される。その Vb 電位から M 電位の引き算結果が下に示す心電図波形になる。

おわりに

一次ペーシング処置の際、心筋活動電位に似た波形が観察されるメカニズムを考察した。QS パターンと陽性 T 波が出現する理由は心腔内から外向きに脱分極が伝播し、内向きに再分極を行うという従来のベクトル思考でも説明可能である。しかし、QS パターンであること、水平な ST セグメント、テント状 T 波であることなどの詳細な特徴を単純なベクトル思考だけでは説明できない。やはり電気理論¹⁾をもちいて、差動増幅器である心電計の特性を理解し、生体電気信号を波形の時系列で解析しなければ詳しくは説明できない。

電極が心筋壁に接触したとき、心筋活動電位がそのまま表れずに、なぜ QS パターンを伴った波形になるのかという疑問が生じるかもしれないが、心腔内細胞外電位を遮断して心腔壁電位を測定する方法にサクシオンカテーテル法²⁾がある。それは電極周囲にスリットを作成し、スリットの吸引により電極の心筋壁への圧迫を強くし、周囲の細胞外液 (血液) の混入を防ぐ方法である。この方法を用いれば QS パターンがなくなり、Purkinji 細胞の活動電位に似た波形が観測される。しかし、実験動物で使用するカテーテルであり、人では利用されていない。

これらの思考法を通じて、生体膜でのイオン選択性濃淡電池により発生する細胞外電位とは心筋活動電位の反転波形であることを理解してもらえれば著者の望むところである。心電図解析、特にQRS複合波形の解析には従来のベクトル思考が有効であるが、それだけではSTセグメントやT波の分析ができない。本稿で用いた電気理論が最も素直で効果的な方法である。

引用文献

1. 田中義文：成り立ちから理解する心電図波形：心筋の活動電位を読み解く。学研メディカル秀潤社，2012.
2. 樋口高久，井上博之，森博愛：心内・外膜再分極過程とT波の極性に関する実験的検討。心電図，Vol.3, No4, 1983.

\dot{V}/\dot{Q} diagram をもちいた肺胞死腔・肺内シャントの推定

薊 隆文

はじめに

\dot{V}/\dot{Q} diagram とは、一つの平面上に換気と肺血流を同時に表すことによって、CO₂ の受け渡しを視覚的に説明するものである。

\dot{V}/\dot{Q} diagram の原理

肺胞死腔も肺内シャントもない理想的なガス交換 (CO₂ の移動) を想定する (図1) . 肺胞から外気への CO₂ の移動 (\dot{V}_{CO_2}) は、

$$\dot{V}_{CO_2} = k \times \dot{V}_A \times P_{ACO_2}$$

(k: 定数, \dot{V}_A : 肺胞換気量, P_{ACO_2} : 肺胞気 P_{CO_2}) で計算される . また, 肺血管から肺胞への \dot{V}_{CO_2} は、

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{Q} \times (C_{V_{CO_2}} - C_{a_{CO_2}})$$

(\dot{Q} : 心拍出量, $C_{V_{CO_2}}$: 静脈血 CO₂ 含量, $C_{a_{CO_2}}$: 動脈血 CO₂ 含量) で計算されるが, P_{CO_2} と C_{CO_2} は臨床的な範囲では比例するので¹⁾,

$$\dot{V}_{CO_2} = s \times \dot{Q} \times (P_{v_{CO_2}} - P_{a_{CO_2}})$$

(s: 定数, $P_{v_{CO_2}}$: 静脈血 P_{CO_2} , $P_{a_{CO_2}}$: 動脈血 P_{CO_2}) で計算できる .

次に x 軸に P_{CO_2} を, y 軸に CO₂ 排出量 \dot{V}_{CO_2} を表す平面を考える . \dot{V}_A と P_{CO_2} の関係は、

$$\dot{V}_A \quad \dot{V}_{CO_2} / P_{ACO_2}$$

であるので、この平面上で原点を通る直線①の傾きは換気量 \dot{V}_A を表す . 一方、2点 ($P_{a_{CO_2}}, \dot{V}_{CO_2}$) と ($P_{v_{CO_2}}, 0$) を結ぶ直線②の傾きは $\dot{V}_{CO_2} / (P_{v_{CO_2}} - P_{a_{CO_2}})$ である . s を定数とすると、CO₂ についての Fick の原理、

$$\dot{Q} = \dot{V}_{CO_2} / [s \times (P_{v_{CO_2}} - P_{a_{CO_2}})]$$

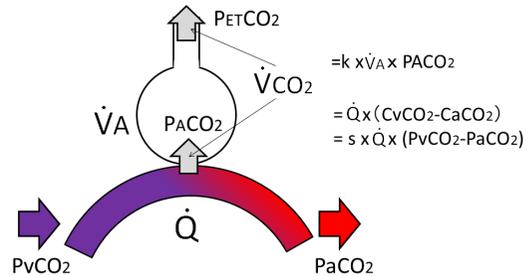


図1 肺胞死腔も肺内シャントもない理想的なガス交換

このとき、 $P_{a_{CO_2}} = P_{ACO_2} = P_{ET_{CO_2}}$ 、外気への $\dot{V}_{CO_2} = k \times \dot{V}_A \times P_{ACO_2}$. 肺血流から肺胞への $\dot{V}_{CO_2} = \dot{Q} \times (C_{V_{CO_2}} - C_{a_{CO_2}}) = \dot{Q} \times s \times (P_{v_{CO_2}} - P_{a_{CO_2}})$. $P_{ET_{CO_2}}$: 呼気終末 CO₂ 分圧, P_{ACO_2} : 肺胞気 CO₂ 分圧, $P_{a_{CO_2}}$: 動脈血 CO₂ 分圧, $P_{v_{CO_2}}$: 静脈血 CO₂ 分圧, $C_{a_{CO_2}}$: 動脈血 CO₂ 含量, $C_{V_{CO_2}}$: 静脈血 CO₂ 含量, \dot{V}_{CO_2} : 分時 CO₂ 排出量, \dot{V}_A : 肺胞換気量, \dot{Q} : 肺血流量 (心拍出量), k, s: 定数

からこの直線の傾きは肺血流量を表し、心内シャントがなければ心拍出量を表す . ここでは、心内シャントはないものとして話を進めるので、以後、心拍出量と呼ぶことにする . 定常状態では、換気で肺胞から外気に排出される \dot{V}_{CO_2} と血流から肺胞に拡散する \dot{V}_{CO_2} とは等しい . また、 $P_{a_{CO_2}} = P_{ET_{CO_2}}$ と考えれば、この換気と心拍出量を表す2つの直線は、($P_{a_{CO_2}}(P_{ET_{CO_2}}), \dot{V}_{CO_2}$) で交わることになる (図2) .

この \dot{V}/\dot{Q} diagram を用いることで、 $P_{a_{CO_2}}(P_{ET_{CO_2}})$ の変動は換気の増減だけでなく、心拍出量の増減でも生じること、そしてその P_{CO_2} の変動は、換気・心拍出量の表す直線の交点として求められることが理解できる²⁾ .

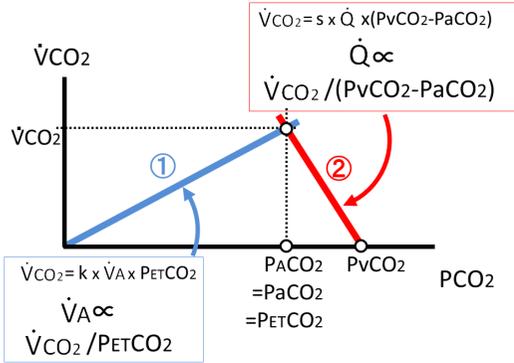


図2 \dot{V}/\dot{Q} diagram の原理
 肺胞換気式：
 $\dot{V}_{CO_2}/P_{ACO_2} = k \times \dot{V}_A$ から $\dot{V}_{CO_2} = k \times \dot{V}_A \times P_{ACO_2}$ は原点を通る直線で、その傾き \dot{V}_{CO_2}/P_{ACO_2} は換気量 \dot{V}_A を表す。
 CO₂ の Fick の原理：
 $\dot{V}_{CO_2}/(P_{vCO_2} - P_{aCO_2}) = s \times \dot{Q}$ から $\dot{V}_{CO_2} = s \times \dot{Q} \times (P_{vCO_2} - P_{aCO_2})$ は、2点 (P_{aCO_2} , \dot{V}_{CO_2}) と (P_{vCO_2} , 0) を結ぶ直線で、その傾き $\dot{V}_{CO_2}/(P_{vCO_2} - P_{CO_2})$ は心拍出量を表す。
 肺胞換気式と Fick の原理の \dot{V}_{CO_2} は等しく、 $P_{ACO_2} = P_{aCO_2}$ とすればこの2つの直線は (P_{ACO_2} , \dot{V}_{CO_2}) で交わる。

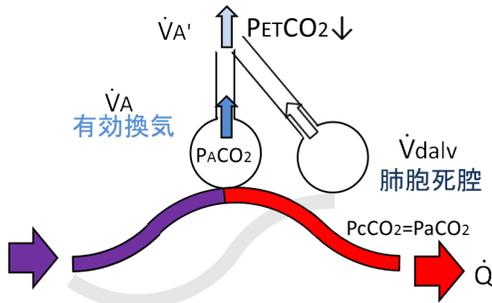


図3 肺胞死腔の P_{CO_2} への影響
 \dot{V}_A' : 分時換気量, \dot{V}_A : 分時有効換気量, \dot{V}_{dalv} : 分時肺胞死腔換気量, P_{cCO_2} : 有効換気が行われた後の肺血管の P_{CO_2}

肺胞死腔・肺内シャントの P_{CO_2} への影響

肺胞死腔があると、この死腔部分による希釈で P_{ETCO_2} が減少することは理解できるが、その定量的な変化はわからない。肺胞死腔の部分はガス交換に関して無効な換気であり、その他

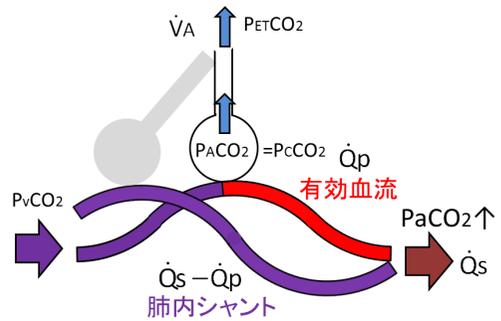


図4 肺内シャントの P_{CO_2} への影響
 \dot{Q}_s : 心拍出量 (肺血流量), \dot{Q}_p : 有効血流 (肺内シャント血流を除いた心拍出量), $\dot{Q}_s - \dot{Q}_p$: 肺内シャント血流

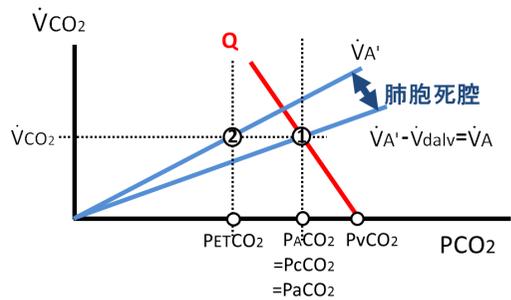


図5 \dot{V}/\dot{Q} diagram 肺胞死腔
 \dot{V}_A' : 分時換気量, \dot{V}_A : 分時有効換気量, \dot{V}_{dalv} : 分時肺胞死腔換気量,
 $\dot{V}_{CO_2} = k \times \dot{V}_A' \times P_{ETCO_2} = k \times \dot{V}_A \times P_{ACO_2}$
 肺胞死腔があることで
 $P_{ETCO_2} < P_{aCO_2} (= P_{ACO_2})$ となる

の部分をも有効換気と呼ぶことにする (図3)。一方、肺内シャントがあると、このシャント部分の静脈血の混合で P_{aCO_2} が増大することも理解できるが、同様に、その定量的な変化はわからない。肺内シャントの部分は無効な血流であり、その他の部分を有効血流と呼ぶことにする (図4)。

\dot{V}/\dot{Q} diagram をもちいた肺胞死腔・肺内シャントの推定

\dot{V}/\dot{Q} diagram をもちいて肺内シャント・肺胞死腔の $P_{aCO_2} \cdot P_{ETCO_2}$ への影響の大きさの説明ができる。肺胞死腔が増える (生じる) と、その分有効換気が減少する。これは \dot{V}/\dot{Q} diagram で換

気を表す \dot{V}_A の傾きが減少すること ($\dot{V}_A' < \dot{V}_A$) に相当する (\dot{V}_A' : 換気量 = 有効換気量 + 肺胞死腔換気量)。ガス交換は、有効換気と有効血流の接するところでのみ行われるので、 \dot{V}/\dot{Q} diagram 上で傾きの減少した \dot{V}_A と \dot{Q} との交点①で行われることになる。この時の CO_2 の移動が \dot{V}_{CO_2} である。この \dot{V}_{CO_2} をすべての換気 \dot{V}_A' で排出するので P_{CO_2} は \dot{V}_{CO_2} と \dot{V}_A' との交点②に相当する P_{ETCO_2} になる (図 5)。

肺内シャントが増える (生じる) と有効血流が減少することになる。これは \dot{V}/\dot{Q} diagram 上で心拍出量 (全肺血流) を表す \dot{Q} (\dot{Q}_s) の傾きが減少して \dot{Q}_p (有効血流 (肺内シャント血流を除いた心拍出量)) になることに相当する。ガス交換は、有効換気と有効血流の接するところでのみ行われるので、 \dot{V}/\dot{Q} diagram 上で傾きの減少した \dot{Q} (\dot{Q}_p) と \dot{V}_A の交点①で行われることになる。この \dot{V}_{CO_2} は心拍出量の $P_{v\text{CO}_2}$ と $P_{a\text{CO}_2}$ の差から生じるので $P_{a\text{CO}_2}$ が \dot{V}_{CO_2} と心拍出量 \dot{Q}_s との交点②に相当する P_{CO_2} になる (図 6)。

3 コンパートメントモデル

Riley らの 3 コンパートメントモデルを図 7 に示す³⁾。静脈血の P_{CO_2} である $P_{v\text{CO}_2}$ が最も高く、このモデルから肺胞死腔による P_{ETCO_2} の減少、肺内シャントによる $P_{a\text{CO}_2}$ の増大が視覚的に理解でき、 $P_{\text{ETCO}_2} < P_{a\text{CO}_2} < P_{v\text{CO}_2}$ であることもわかる。

3 コンパートメントモデルと対比させながら \dot{V}/\dot{Q} diagram 上で肺胞死腔と肺内シャントを表現する (図 8)。ガス交換は、有効換気と有効血流の接するところでのみ行われるので、 \dot{V}/\dot{Q} diagram 上で傾きの減少した有効換気 \dot{V}_A と有効血流 \dot{Q}_p との交点で行われることになる。そして、その交点①の P_{CO_2} が $P_{a\text{CO}_2}$ であることは図 7 の 3 コンパートメントモデルを見れば理解できよう。

\dot{V}_{CO_2} は肺胞死腔を含んだ換気量 \dot{V}_A' と P_{ETCO_2} との積から計算可能である。ここで、

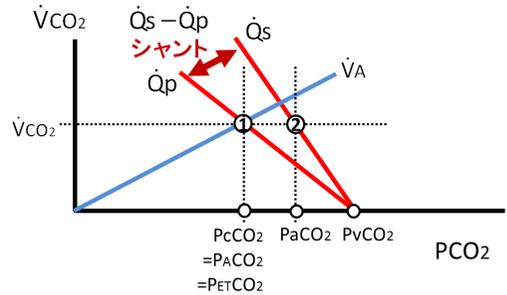


図 6 \dot{V}/\dot{Q} diagram 肺内シャント
 \dot{Q}_s : 心拍出量 (肺血流量), \dot{Q}_p : 有効血流 (肺内シャント血流を除いた心拍出量), $\dot{Q}_s - \dot{Q}_p$: 肺内シャント血流。
 $\dot{V}_{\text{CO}_2} = s \times \dot{Q}_s \times (P_{v\text{CO}_2} - P_{a\text{CO}_2}) = s \times \dot{Q}_p \times (P_{v\text{CO}_2} - P_{\text{CO}_2})$
 肺内シャントがあることで
 $(P_{\text{CO}_2} =) P_{\text{ETCO}_2} < P_{a\text{CO}_2}$ となる

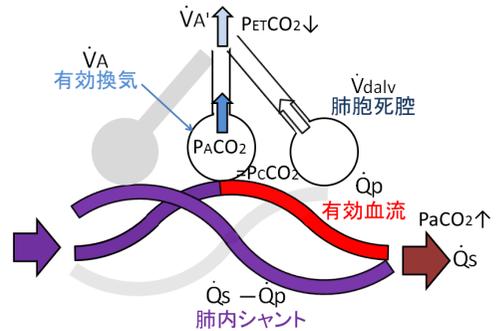


図 7 Riley らの 3 コンパートメントモデル
 肺胞死腔と肺内シャントの両方が存在すると
 $P_{\text{ETCO}_2} < P_{a\text{CO}_2} = P_{c\text{CO}_2} < P_{v\text{CO}_2}$
 となるがその大きさはわからない。

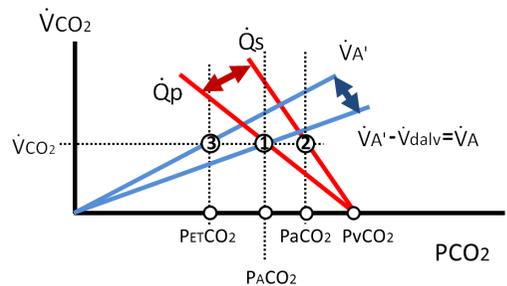


図 8 \dot{V}/\dot{Q} diagram 3 コンパートメントモデル
 肺胞死腔と肺内シャントの両方が存在すると
 $P_{\text{ETCO}_2} < P_{a\text{CO}_2} = P_{c\text{CO}_2} < P_{v\text{CO}_2}$
 となり、肺胞死腔と肺内シャント、それぞれの大きさが P_{CO_2} にどれだけ影響するかが視覚的に理解できる

$P_{A_{CO_2}}$ が測定あるいは計算できれば、座標 (\dot{V}_{CO_2} , $P_{A_{CO_2}}$) に対して、原点から直線を引くと、その傾きは肺胞死腔を含まない換気量 \dot{V}_A であるので、 $\dot{V}_A' - \dot{V}_A$ から肺胞死腔 $\dot{V}_{d_{alv}}$ が計算できる。一方、観血的動脈圧が測定されれば $P_{a_{CO_2}}$ が得られ、 \dot{Q}_s はフロートラック[®]等を併用すれば測定できる。 $(P_{a_{CO_2}}, \dot{V}_{CO_2})$ を通る傾き \dot{Q}_s の直線と x 軸との交点が $P_{v_{CO_2}}$ である。そして $(P_{v_{CO_2}}, 0)$ から $(P_{A_{CO_2}}, \dot{V}_{CO_2})$ を通る直線を引くと、その傾きは肺内シャントを含まない肺血流 \dot{Q}_p であるので、 $\dot{Q}_s - \dot{Q}_p$ からシャント血流が計算できる。しかし、 $P_{ET_{CO_2}}$ や $P_{a_{CO_2}}$ と違って、この有効換気の部分だけの P_{CO_2} である $P_{A_{CO_2}}$ は測定できない。そのため \dot{V}/\dot{Q} diagram は肺胞死腔や肺内シャントの $P_{a_{CO_2}}$, $P_{ET_{CO_2}}$ への影響を理解するためには有効なツールであるが、実際の測定は困難であった。

近年、volume capnogram を用いて肺胞死腔を計測する方法が考案されている。肺胞死腔が計算できるということは有効な換気量も計算できるということである。これを \dot{V}/\dot{Q} diagram に応用することで、肺胞死腔、肺内シャントを推定

できる可能性がある。

おわりに

肺胞死腔・肺内シャントが P_{CO_2} のどのように影響するのかを、 \dot{V}/\dot{Q} diagram を用いて、Riley の 3 コンパートメントモデルと対比させながら説明した。 $P_{A_{CO_2}}$ が計測できれば、現存のモニターから肺胞死腔・肺内シャントを量的に推測できる可能性がある。

参考文献

1. Bock AV, Field H, Adair GS. The oxygen and carbon dioxide dissociation curves of human blood. J. Biol. Chem. 1924; 59: 353-378.
2. 薊 隆文, 山内浩揮, 伊藤彰師, 笹野 寛, 祖父江和哉. \dot{V}/\dot{Q} diagram とは何か? - 換気量・心拍出量と P_{CO_2} との関係の新たな概念 - . 麻酔・集中治療とテクノロジー 2011; 105-108
3. Riley RL, Cournand A. Ideal alveolar air and the analysis of ventilation-perfusion relationships in the lungs. J Appl Physiol. 1949; 1:825-47.

BCI用機器を用いた安価な脳波計測システムの構築について

萩平 哲, 高階 雅紀*, 内田 整, 森 隆比古†, 藤野 裕士

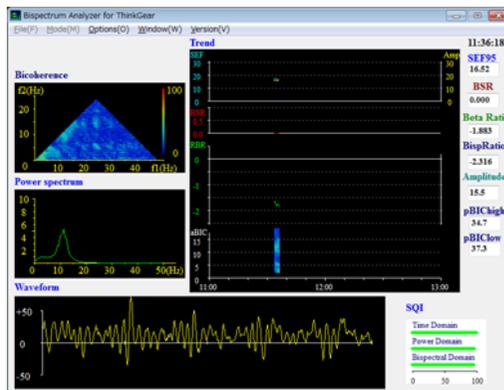
はじめに

ここ 20 年余りの間に麻酔のモニターとしての脳波モニターが普及してきた。しかしながら医療用の脳波計測システムは高価であり, また BIS モニターのプローブのように償還されないディスプレイ部品がランニングコストとしての問題にもなっている。これらのコストの要因が脳波モニタリングを普及させる阻害因子になっていると考えられる。

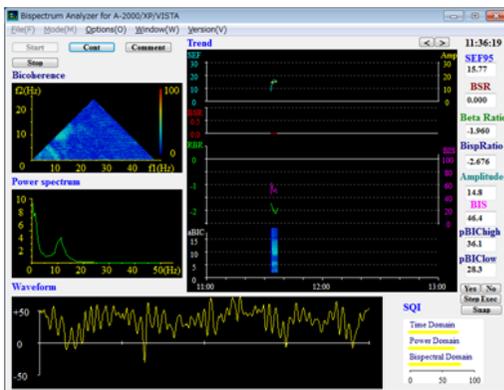
さて, 近年脳波をコンピュータ入力に利用する (BCI; Brain Computer Interface) ための機器が市販されるようになっており, 中には脳波データを出力している機器も存在している。このような機器を利用すれば安価な脳波計測システムを構築することも可能となっている。特に NeuroSky 社が開発した ThinkGear ASIC Module (TGAM) は小型で低消費電力ながら 512Hz サンプルング, 12bit 精度の脳波データを出力する機能がある。TGAM は単体で ¥5,000 程度の価格であり, またこのモジュールを利用した BCI システムはいくつかの会社から 2~3 万円程度の価格で販売されている。海外で直接購入すれば 1 万円前後で入手可能である。MindWave Mobile は単 4 電池 1 個で動作するものであり, その出力は Bluetooth インターフェイスによって無線でコンピュータに送信される。従ってこの機器は電氣的に孤立しており漏電などの問題が生じることはない。

今回我々は TGAM が使用されている NeuroSky 社製 BCI システムである MindWave Mobile を脳波計として用いた場合の性能について検討した。

大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学講座
*大阪大学医学部附属病院手術部
†大阪府立急性期・総合医療センター医療情報部



ThinkGear



BIS-XPモニター

図 1 BISA-ThinkGear と BISA-BIS(A2000) のメイン画面

方法

MindWave Mobile の出力する脳波データをコンピュータに取り込んで処理するソフトウェア BSA for ThinkGear を試作し, その可能性について検討した。BSA for ThinkGear はこれまでに開発してきた BSA や BSA for BIS の ThinkGear

版である．なお，MindWave Mobile は 1 チャンネルのみの計測である．

大阪大学の倫理委員会での承認を得た後，書面での同意を得られた仰臥位で予定手術を受ける患者 (20 ~ 65 才) 15 例を対象とした．麻酔は全例全静脈麻酔で管理し，気道確保後に患者の左前額部に BIS?QUATRO センサーと MindWave Mobile のヘッドセットを装着し，抜管まで脳波をコンピュータに記録した．BIS モニターは BIS-XP モニターを使用した．手術終了後にオフラインで 2 つの機器から得られた脳波の質やノイズ耐性について検討した．

結 果

図 1 左は BSA for ThinkGear の，右は BSA for BIS(A2000) の画面を示したものである．この画面に示されるようにノイズのない状況では脳波波形に関しては 2 つの機器から得られる脳波の質は同等であると判断された．ただし MindWave Mobile では本体内で 3Hz 未満の成分をカットしているため基線の揺れが少なく波形としては安定してみえるが，周波数解析を元にしたパラメータであるスペクトル端周波数 95 % (SEF95; spectral edge frequency 95 %) などはこの影響を受け BIS モニターが算出するものより高値を示した．BIS のサブパラメータである relative ratio(RBR)11Hz 以上を利用しているため影響を受けなかった．深麻酔の判定に有用である suppression ratio(SR) も同様に周波数フィルターの影響は受けなかった．

一方で図 2 に示すように MindWave Mobile は干渉を受けその後も数秒は脳波波形が表示されなかったが，BIS モニターは電気メスの干渉を受けなかった．BIS モニターも以前の A-1050 や A-2000 では電気メスの干渉を受けていたが，BIS-XP や BIS-VISTA ではこの点が改良されているようである．

考 察

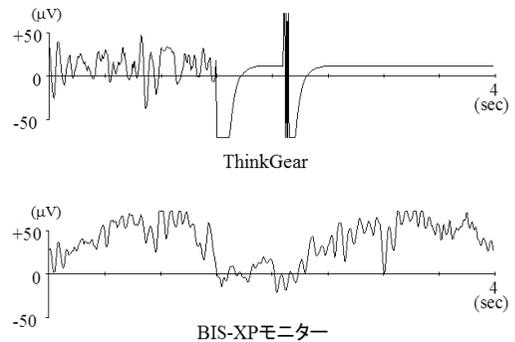


図 2 電気メスの影響

今回の結果から，電気メスなどのノイズのない状況では MindWave Mobile によって得られる脳波波形データは脳波モニターとして実用に耐えるレベルのものであることが判明した．MindWave Mobile は単体で 2 ~ 3 万円程度であり，cold electrodes というディスプレイ部分のない電極を使用しているためランニングコストは 1 例につき単 4 電池 1 個分程度と考えられる．一方で BIS モニターは 150 ~ 200 万円程度の価格に加えディスプレイの電極である BIS-QUATRO センサーが必要である．このセンサーの単価は 2500 ~ 4000 円程度であり，MindWave Mobile を用いれば非常に安価な脳波モニターを構築することが可能であると考えられる．

ただし MindWave Mobile には現在いくつかの問題がある．(1) MindWave Mobile の HeadSet は BCI 用に作成されているため，側臥位などの場合にはそのアームの一部が頭の下に敷かれることになり利用が困難である．(2) 単 4 電池 1 個での駆動であるために最大 8 時間程度しか連続測定ができない．(1) に関しては TGAM モジュールを用いて電極を工夫することで術中のモニターに適した形に変えることが可能であると思われる．また，(2) に関しても TGAM モジュールをベースとして容量の大きなリチウムイオンバッテリーを使用するなどすれば解決できるものである．

もちろん，これらの機器を用いて臨床で脳波モニターとして使用するためには薬事の承認を

得る必要がある。医療機器メーカーにがんばって頂く必要があるところである。

結 論

BCI用のハードウェアをうまく利用すれば安価な脳波計測システムが構築可能である。

参考文献

1. NeuroSky Inc. ThinkGear//Features + Technical Specifications. 2011
2. Hagihira S, Takashina M, Mori T, Mashimo T, and Yoshiya I. Changes of electroencephalographic bicoherence during isoflurane anesthesia combined with epidural anesthesia. *Anesthesiology* 2002;97:1409-15
3. [http://www.seeedstudio.com/document/pdf/TGAM % 20Datasheet.pdf](http://www.seeedstudio.com/document/pdf/TGAM%20Datasheet.pdf)
(2015/07/27 アクセス確認)

ABSTRACT

Can we use a cheap Brain Computer Interface (BCI) device as an EEG monitor?

Hagihira S¹), Takashina M²), Uchida O¹), Mori T³), Fujino Y¹).

EEG monitors become popular, but it is not always used. One reason would be the cost.

Recently, several cheap BCI (Brain Computer Interface) devices can be available. BCI devices acquire EEG signals, analyze them, and translate them into commands to a computer. Then we tested the performance of a BCI device; MindWave Mobile headest (MWM; NeuroSky, USA). It costs only about 10-20 thousand yen. It can output 512 Hz sampled raw EEG data. This device equips cold electrodes, which meant that this device didn't require disposable parts. Here we tested the performance of this device by comparing that of BIS-XP monitor. When no artifacts were contaminated, the quality of EEG obtained from MWM was almost identical with that obtained from BIS monitor. However, base-line drift was smaller in EEG of MWM, as this device cuts the signal below 3 Hz. And when the artifacts of electro-surgical cautery were contaminated, EEG obtained from MWM was disturbed, while BIS monitor was resistant to those interference. The current study revealed that this device had a good performance as an EEG monitor. We hoped that some company would adopt this device and build up a cheap EEG monitor in the near future.

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

2) *Surgical Center, Osaka University Hospital*

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

パソコンのムダと有用なもの：自身の経験から

諏訪邦夫

はじめに

大型コンピュータの時代との付き合いを含めると50年弱、パソコン時代に入ってから付き合いが30年を超えている。その間の自分の歴史を振り返ってみると、よくもいろいろな事柄やものに手を出していることに感心するが、それがどんな役割を果たしてきたのかを検討してみた。

方法

物品棚・書棚のリスト、パソコン内のメモ・記憶その他から上記の目的に合うものを選び出した。

結果

1) パソコンは技術の進歩が大きく、それ故に古いものが使えなくなる要素が大きい。

特に、最近まではハードディスクの容量が不足して、それが機器更新の大きな理由になっていた。他にも、CPUの速度・内蔵メモリの量なども更新の理由になっている。また、技術の革新によって不要になった例としてはモデムがあり、これも一時は速度の高いものに変更したが、現在ではモデム自体を使わなくなっている。最近は少ないが、以前は入手の際の検討が不十分だった故にムダになったものがあった。店で気づいて発作的に購入したもの、余ったお金を使い切る必要から購入したもの、知り合いが「一寸使ってみて下さい」といって置いて行ったものなどは、あまり使わないでムダになった危険が高いと感じる。

2) ムダは「役に立たない」

ムダと感じるのは、ものや技術が役に立たない場合で、物品でも技術でも十分に使っておけばムダとは感じないようです。

例えばコンピュータ言語は、フォートランとBASICの方言、わずかながらC言語などいろいろ勉強したが、一つの基本はけっこう次の勉強の役に立っておりムダとは感じないので、腹も立てずにいます。

3) OSの学習はムダか？

OSの勉強は次の世代に役立つ気持ちを抱かず、失われる度合いが強いと感ずます。BASIC OS CP/M MS-DOS(数バージョン) Windows 3.1 Windows 95 Windows 98 Windows Me Windows-XP Windows-Vista Windows-7 Windows8 と変遷しましたが、Windows 95:1995 ~ Windows8 :2012? は、17年間で6回、つまり3年毎に大改訂していますが、古い知識が次に役立つ度合いが少ないようです。

私自身は、MS-DOS時代はいろいろなバージョン変更に対応して面倒と感ずました。ウィンドウズでは、Windows 3.1は自分で組み込みましたが、以後はWindows 95 Windows 98 Windows-XP Windows8 と4段階で済んでいます。それでも最後のWindows-XPからWindows8へは大きな変更で悩まされています。

4) Officeのバージョン：

実は一番腹立たしく感ずます。改訂の度に使いにくいと感ずて、慣れるのに時間がかかっています。主に、MS-Wordとパワーポイントですが、私に対応を余儀なくされたのは、Office97, 2000, 2003, (2007,) 2010で、その間のバージョンは無視しています。それにしても、13年間に4回の大改訂です。私は2003から使い始めた

ので、さいわいにも 2010 への一度だけの改訂で済みましたが、それでも大学提供の装置に 2007 が入っており、2003 との併用は不具合でした。

5) 現在の悩み：

Windows-XP 装置が 2 台残っており、それをどうするか悩んでいます。いずれもパナソニック Let's Note で比較的堅牢でしかも高価なので単純な廃棄あるいは更新に躊躇します。

一台 (CFW8) は現在は自分の補機で、本来は Windows Vista 装置でしたが、使いにくいので Windows-XP にダウングレードして使用中です。もう一台はワイフが使用しています。いずれも一応廉価なアンチウィルスがついています。自分の装置はネットと切り離して単体でも使えますが、これを機会にリナックスの使用を試みて学習に苦勞はしながら楽しんでいきます。

現時点での LINUX の学習段階と 今後必要な事柄

LINUX の現時点での学習段階と今後どのように対応したいかを述べます。最初に Knoppix を CD-ROM でためし、すぐに DVD-ROM 版に変更して試用しました。なんとか使えそうなので、外付けハードディスクに組み込み、また USB メモリでも使ってみています。その後、CentOS、Fedora などのバージョンも試用しましたが、どれも内容的に不満足です。完全に無料ではありませんが、Ubuntu というバージョンがあって、これは中身が充実していて使いよさそうと感じています。とはいえ、現時点では「LINUX は試用段階」です。今後必要な事項としては

1) キー：

私は Caplock キーを Ctrl キーにつけかえて使う希望で、学習が必要です。

2) 仮名漢字変換辞書：

現用のウィンドウズでは 30 年近く更新してきた仮名漢字変換辞書を使用していますが、LINUX のその更新法が不明で、学習が必要です。

3) エディター：

私は MS-DOS 時代の VZ エディターとその後継の WZ エディターに慣れてきました。LINUX にもエディターがいろいろありますが、自分の使いやすいものがみつかるか、あるいは調教できるか、探したり試みたりする予定です。

4) ファイルリンク：

絶対に必要なのがファイルリンク機能で、これも何とかしなくてはなりません。

5) その他：

辞書の使用など。LINUX で使えるものもあるとしても、大多数はウィンドウズ用ですからウィンドウズから離れることは困難でしょう。

有用と感ずること

パソコンのムダを検討してみて、「有用と感ずる」事柄を整理します。パソコンの存在自体の有用性は疑いもありません。その他に
キーの使用：タッチタイプ。

私はタイプライターをマスターしたのは医学部を卒業した 1961 年で、以来 50 年以上使っており、どんなに感謝しても足りない気持ちでいます。基本的に古くなりません。高齢によって遅くはなっているでしょうが。

エディターの使用：

1990 年から 3 つのバージョンつまり VZ エディター、WZ エディター 3.0、WZ エディター 5.0 と使い、最後のが現用で 8 年ほど使用を継続しています。Windows8 でも問題なく動いています。会社自体がなくなって別の会社になったのでサービスは終わっていますが、熟知しているので不便は感じません。

仮名漢字変換辞書：

現用はマイクロソフトの MS-IME ですが、辞書はテキスト形式にもなっているので、他の形にも持ち込める予定です、それが 1 万語です。友人から頂戴した医学辞書 4 万語が加わって有用性が高く、一種の「外国語が頭に入っている感覚」で使用しています。他に、

OCR ソフト：

私は OCR が好きで「読んでココ」を愛用してきましたが、最近販売を中止したので、別の「読取革命」という製品を使用開始しました。性能は良好ですが、慣れない点で使いにくい気分を感じることもあります。

辞書：

特筆すべきものとして、英語辞書「英辞郎」のことを。百万語と巨大なもので、成長の経過がウィキペディアと類似の経歴で一般の方々多数の協力ででき、単語数も内容も十分でしかも廉価(3千円程度)です。便利な機能として、「オン

ラインで動く」ことが可能で、単語のコピー操作で自然に窓が開いて回答を表示してくれます。

結 び

結びパソコンにはムダも多いけれど、有用性が高いので C/P は良好です。特に有用な技術は、

- 1) タッチタイプの技術
 - 2) エディター使用 (現在は WZ エディター)
 - 3) 仮名漢字変換辞書の成長
- の 3 点です。

3DCG を用いた経食道心エコーの学習用ソフトウェアの開発

前川 俊，進藤 一男，大野 暢久*

はじめに

経食道心エコー（以下 TEE）は，現在の心臓手術においてはほぼ必須のモニターであり，また非心臓手術においてもその重要性はますます増加していくものと思われる．しかしながら，TEE の習得においては，いくつかの困難な点が存在する．第一に心臓の立体構造の把握そのものが難しいという点である．心臓は医療従事者にとって身近な臓器の一つでありながら，その構造は複雑であり，正確な解剖を理解することは難し

い．また，TEE の習得には，心臓だけでなくエコープローベとの位置関係を把握することが肝要であるが，これも普段から心臓手術に携わっていない者にとっては理解が難しい．その他，施設によっては TEE そのものの施行数が少ない場合もあり，そのような施設に属する医師にとっては，TEE の経験数そのものが制限されてしまい，より一層学習の困難性を高めてしまう．

我々は，TEE の学習の一助となるように，3DCG を用いた心臓モデルを作成した（図 1：日本麻酔科学会第 57 回学術集会にて発表済み）．

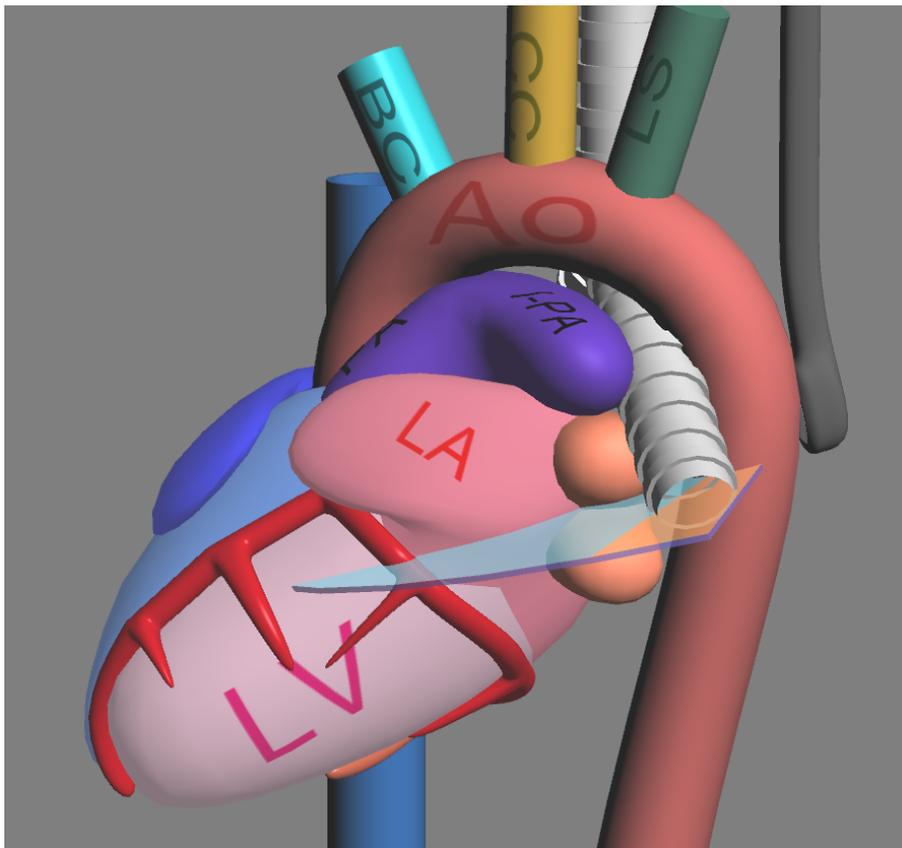


図 1 初期の心臓モデル．断面を描出できなかった．

兵庫県立尼崎病院 麻酔科
*兵庫県立尼崎病院 心臓血管外科

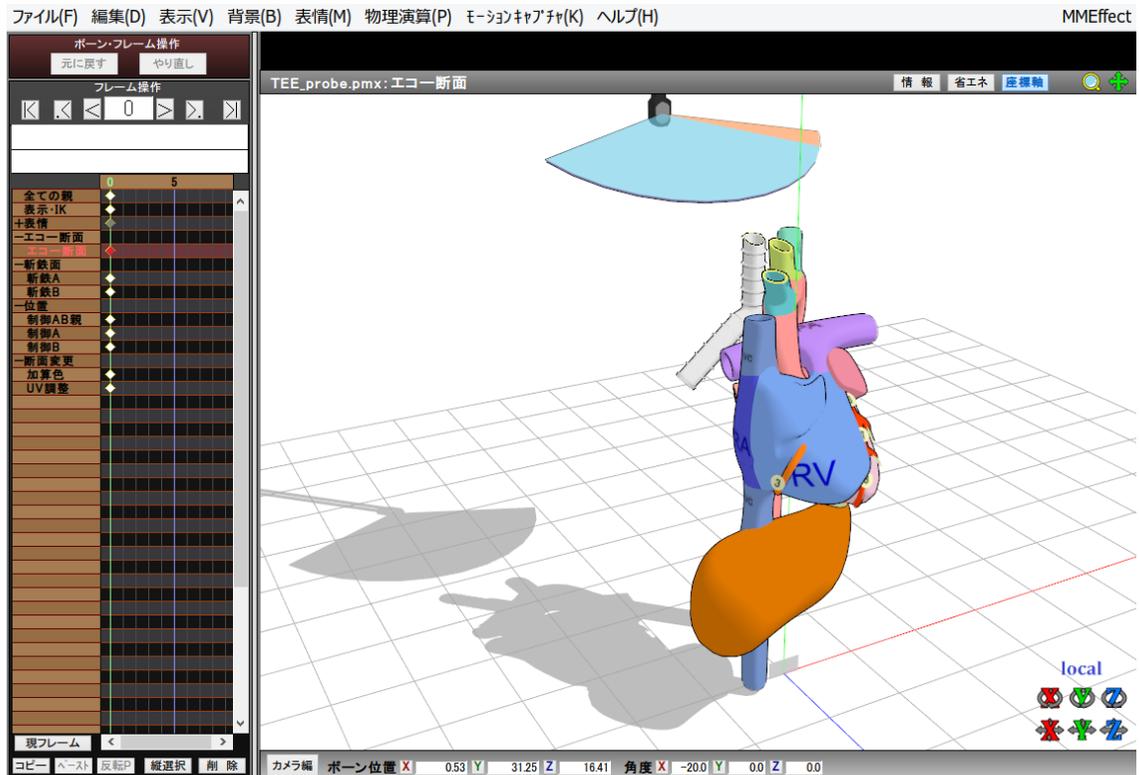


図 2 起動直後の画面。
セットアップ済みのモデルが自動的に展開される。

これにより、心臓の立体構造の把握や、エコープローベとの位置関係の理解はしやすくなったと思われるが、リアルタイムに断面図を描出できないという欠点や、操作に多少の3DCGの専門知識が必要になってしまうという欠点があった。

これらを解消するために、我々はフリーのアニメーション作成ソフト (MikuMikuDance, 以下MMD: 樋口優氏作) を用いた学習用ソフトウェアを開発したので、ここに報告する。

開発環境

開発はWindows8で行ったが、ソフトの動作自体はWindows7上でも動作することを確認した。

モデリングソフトはMetasequoia(テトラフェイス社)、アニメーションソフトはMMDを用いたが、自由断面を描出するために有志が開発したフリーのMMD用プラグインを用いた。

動作説明

ソフトの起動及びセットアップは非常に容易である。MMDを起動した後、ファイルメニューからセットアップ済みの設定ファイルを開くだけである(図2)。

エコープローベの操作方法は、エコー断面用のボーンを選択した後、右下にある操作パネルで操作する。Y軸移動が、実際のエコーの前後方向の移動に相当する。同様に、X軸回転がプローベの前屈後屈に、globalY軸回転がプローベのシャフト回転に、Z軸回転が断面の回転にそれぞれ相当する(図3)。

各心臓のパーツは別々にモデリングされており、モーフ操作で個別に表示非表示を選択できる(図4)。弁に関しては、それぞれの弁の主要な弁尖について色分けてモデリングしてあり、ある断面において弁のどの部位が表示されている

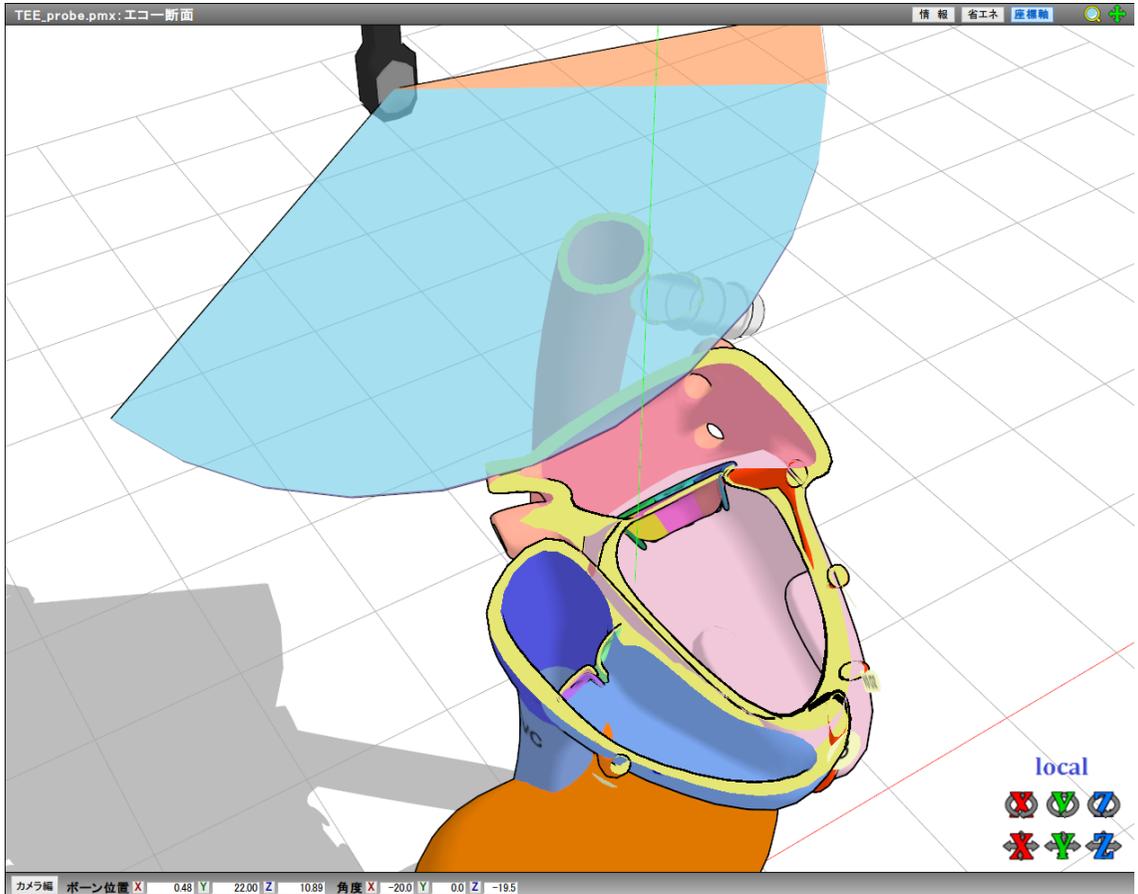


図 3 右下に見えている操作パネルを用いて断面を描出した。

かが理解しやすくなっている (図 5)。冠動脈においては、AHA 分類に準じた番号がふってあり、どの部位にどの冠動脈が表示されるのか、わかりやすくなっている。

考 察

TEE の習得には、心臓の解剖の理解が必須であるが、その正確な立体構造を掴むのは難しい。従来の勉強方法としては、解剖図譜や CT などを用いた学習方法があるが、これらの方法では実際の立体構造を理解するのは困難である。心臓模型を用いた方法では、立体構造を把握することは多少容易になるが、決まった断面でしか内部構造を見ることができないという点や、TEE のプローベとの位置関係を把握することが困難であるといった欠点がある。

インターネット上で、3DCG を用いた TEE 学習用の心臓モデルを公開しているサイトもあるが、これらも製作者側が設定した規定の断面図でしか断面を描出できない。近年、詳細な 3DCG での心臓モデルと擬似的な TEE プローベを組み合わせた、統合的な TEE 学習用シミュレーターが販売されているが、値段が非常に高価なこともあり、まだ一般的に広まっているとは言えない。

我々の開発したソフトウェアの利点としては、まずリアルタイムに自由断面が描出可能という点である。あくまでコンピューターの画面上ではあるが、擬似的なプローベを操作することにより、実際にどのような断面が描出されていくのかが分かるようになっている。また、樋口優氏が開発した MMD というソフト自体の開発経緯が、操作が複雑になりがちな 3DCG 用ソフト

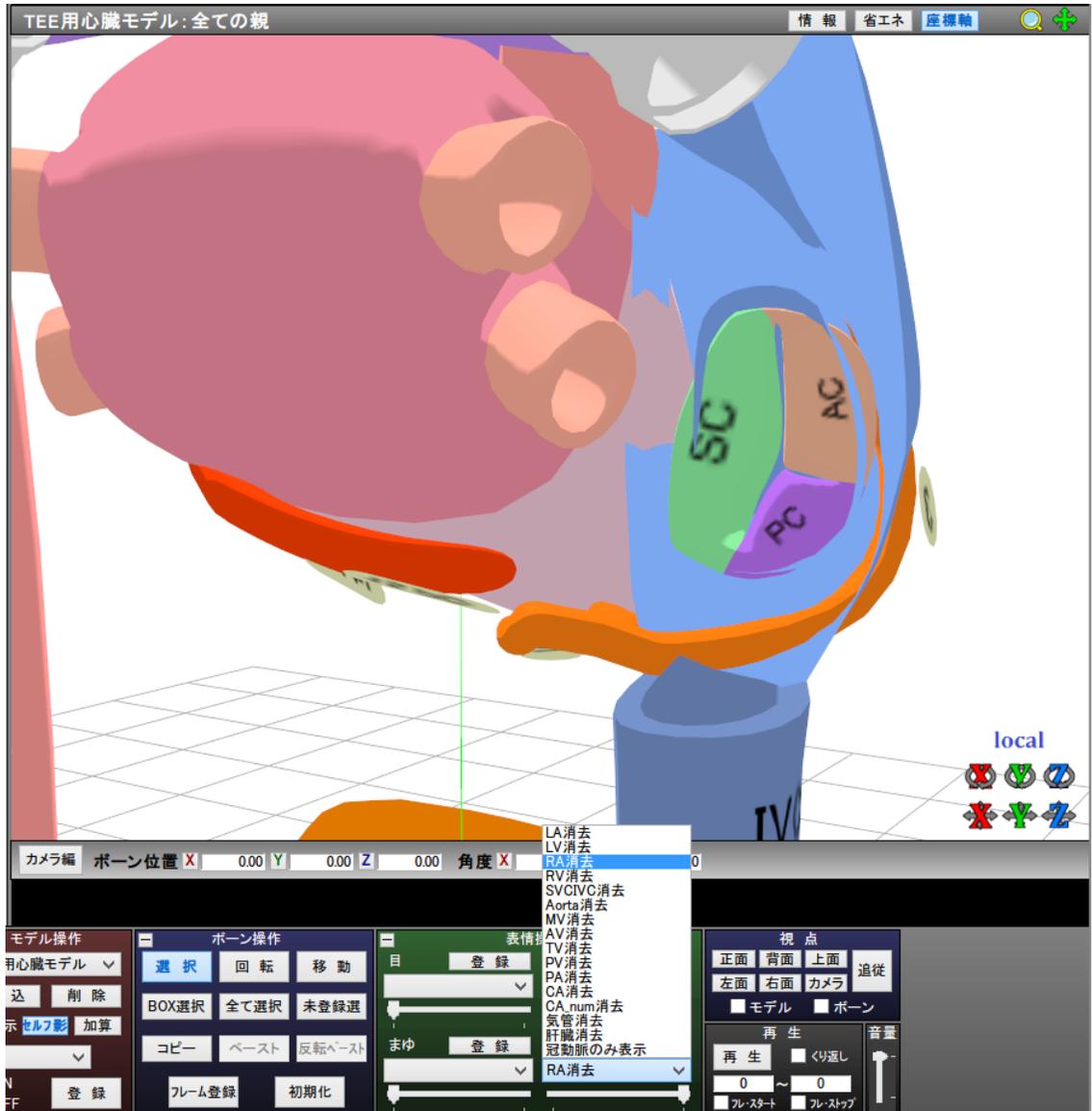


図 4 モーフにより RA を消去した図．
三尖弁が見えている．

から、機能をあえてオミットすることにより操作の簡略化が行われたということもあり、簡単なチュートリアルで、ある程度容易に操作できるようになったと思われる。

欠点としては、心臓モデルが拍動しないという点がある。あくまで固定化されたモデルであるので、心臓周期による構造の変化などを表示

することは不可能である。また、心臓モデルそのものの完成度が、まだ稚拙であるという欠点がある。今回のモデルの作成に際し、当院心臓血管外科の医師の意見を参考にしながら作成することができ、ある程度解剖学的に正しいものが出来上がったとは思っているが、モデル自体のクオリティとしてはやはりまだ高いとは言え

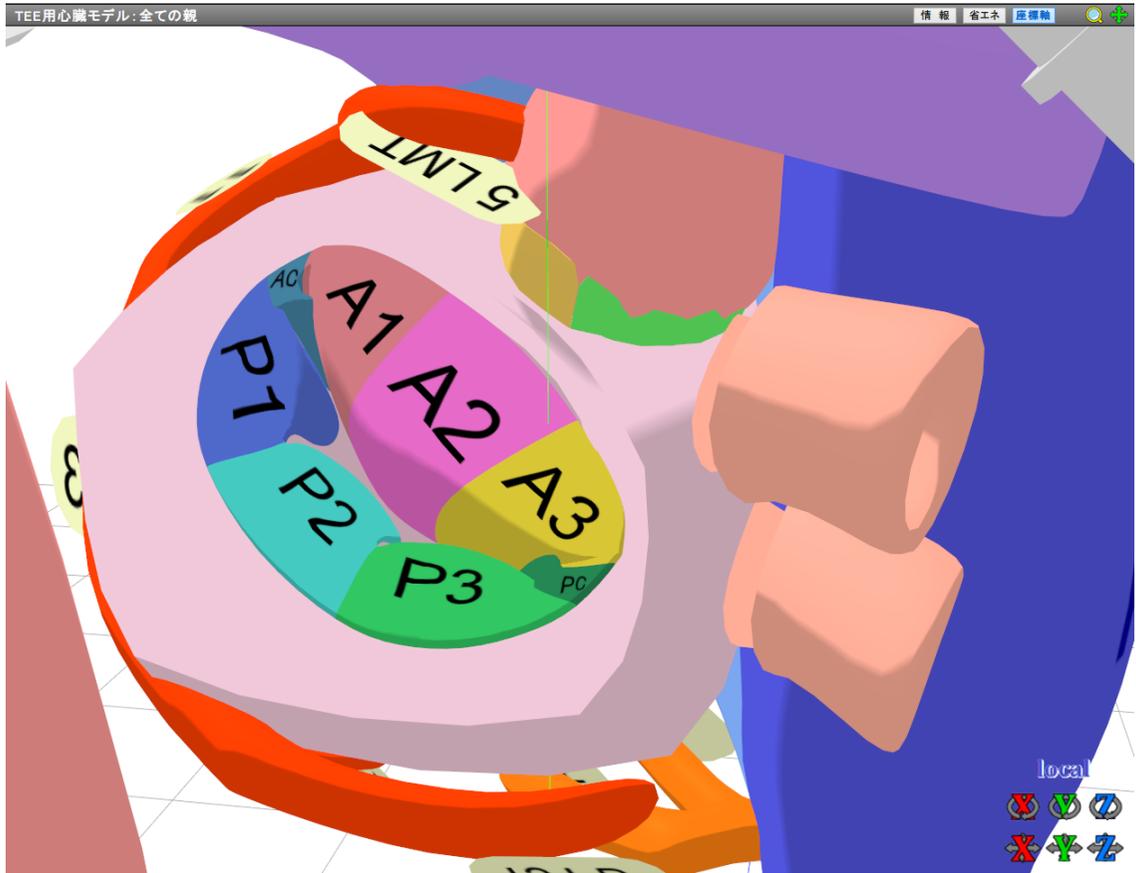


図5 僧帽弁を示した。
各セグメントが色分けされて表示されている。

ない。これらの欠点は、今後さらなるモデルのブラッシュアップにより改善していきたい。

このソフトの実際の使用感であるが、TEEを触り始めた若い医師に教える際、このソフトを用いながら教えたところ、非常に良い反応があった。特に従来の模型や紙面上では説明しにくい断面(例：中部食道長軸像[ME LAX]において、プローベの軸を左回転させた場合、僧帽弁のどの部位が描出されるのか)でも、容易に理解できるようになったという反応があった。近年、TEEの学習に対して、シミュレーターの有効性がいくつか報告されているが、我々が作ったソフトが、シミュレーターとしての役割を果たすようになれば幸いである。また、副次的な利点であ

るが、このソフトを用いて教えていると、後ろで見ていたまだTEEに触れたことがない専攻医や研修医が、興味をもって聞いてくれたということがあった。こうした若い医師がTEEに興味をもってくれることの一助にもなると思われる。

今後の展望としては、さらなるモデルのブラッシュアップや病的モデルの作成にも取り組んでいきたい。また、より簡単な操作体系の見直しとチュートリアルビデオの作成を行い、一般公開に踏み切りたい。

結 語

我々は、フリーの3DCG用アニメーションソフトウェアを用いた、TEE学習用ソフトウェア

を開発した。今後はより一層のブラッシュアップと一般公開に向けて努めていきたい。

参考文献

1. Sharma V, Chamos C, Valencia O, et al. The impact of internet and simulation-based training on transoesophageal echocardiography learning in anaesthetic trainees: a prospective randomised study. *Anaesthesia*. 2013;68(6):621-7.
2. Bose RR, Matyal R, Warraich HJ, et al. Utility of a transesophageal echocardiographic simulator as a teaching tool. *J Cardiothorac Vasc Anesth*. 2011;25(2):212-5.
3. Virtual Transesophageal Echocardiography : <http://pie.med.utoronto.ca/TEE/>

ABSTRACT

The production of software for learning of TEE with 3DCG

Shun Maekawa¹, Kazuo Shindo¹, Nobuhisa Ohno²

Transesophageal echocardiography (TEE) is an essential device in cardiac surgery and plays an important role in also non-cardiac surgery. Learning of TEE is difficult because of complexity of heart structure. We created a heart model with three-dimensional computer graphics(3DCG). This model makes it easy to understand about heart structure and positional relationship between TEE probe and heart. But this model cannot display a cross-section view of heart and request users the knowledges about 3DCG. We solved the problem by using the special software [MikuMikuDance(MMD) - Yu Higuchi] to make animation. This software makes it easy to control, possible to display a cross-section view. By using this device, we were able to teach TEE very easily. In addition, young doctor who does not know the TEE, which has been seen in the back was interested in TEE. In the future, we want to brush up on this model further.

1) *Department of anesthesiology in Hyogo Prefectural Amagasaki Hospital*

2) *Department of cardiovascular surgery in Hyogo Prefectural Amagasaki Hospital*

ラグランジュ力学 (解析力学) の動脈系への適用, 及び微分可能多様体と3次元多様体の, 動脈壁と動脈内腔への対応

横山博俊

はじめに

動脈系の血流計算の問題点は, 血管壁と流体粒子の運動の2重性である. 血管壁と流体粒子の運動は圧波動によって一体化するが, 物理学的に計算する場合, 運動を別々に計算し, 統合しなければならない. 血管は圧力波動の伝搬に従い, 円周方向と血管軸方向に伸展と収縮を繰り返す. 血管腔という“場”は血流を計算する場合に重要である. ニュートン力学では, 通常 $F = ma$ という形で質点の運動と“場”を別々に考慮しなければならない. 血管系では流体粒子がどのような“場”に存在するのか, 十分に考慮しなければならない. 慣性力を考慮すると, ニュートン力学においては, 運動方程式を立てる作業が難しくなる. これに対し, ラグランジュ力学 (解析力学) では, 質点に加わる拘束力を運動方程式から除外し, 運動の見通しを得ることができる. 曲面上に張り付けた非線形格子の解析から拘束力を除外し, 様々な座標系に対応できるラグランジュ力学は有効である. 流体粒子の運動の計算は, 血管壁の運動が深くかかわる. 動脈系の数学的モデルについて検討したので, 報告する.

動脈壁の非線形格子による計算

動脈壁の物理学的な性質を表すために, 動脈壁は非線形格子からなるという設定を置いてきた. ただし, 非線形格子を数学的に解析していく場合, 曲面上に張り付けられている格子を直線的に配置されていると考えて計算してきた. 非線形格子は血管上に張り付けられているため, そ

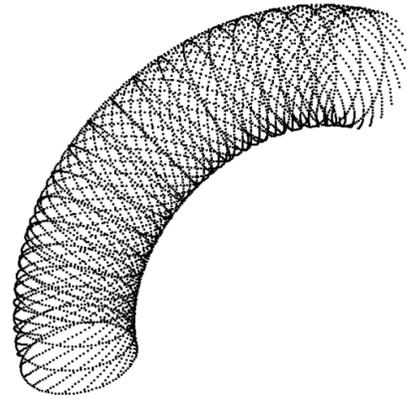


図1 非線形格子を張り付けた大動脈模式図 圧力分布は血管軸に垂直に分布する.

の点を考慮しなければならない. このため, 今回, 非線形格子を解析するため, ラグランジュ力学をもちいた. ラグランジュ関数 (ラグランジアン) を求めることができれば, 拘束力を除外し, どのような座標系にでも容易に移すことができるからである. (図1: Visual C++2010にて作成)

質点に力 F が働いている場合, $F = ma$ を $F - ma = 0$ とおく. この時, $-ma$ を質点に働く慣性力だと考えると, 動力学の問題を静学的に考察することができる. これをタランベルの原理という. この原理の要点は, 拘束力をする仮想仕事 δW が0であることである. 血管系に当てはめれば, 曲面である血管系に張り付けられた非線形格子に対し, 血管壁を曲面足らしめる拘束力は非線形格子に直交しており, 非線形格子の方程式から拘束力を除外できることを意

味する。これが今回、解析力学を非線形格子の運動方程式に適用しようとした動機である。

非線形格子はニュートン力学では以下のように定義される。ニュートン力学では非線形格子は直線状に置かれていると考えて計算した。曲面である血管壁に非線形格子が張り付いているという設定のため、本来はこのような置き方では不十分だが、超微視的には格子が直線状に並んでいると近似しても支障はないという設定で、これまで計算を行ってきた。

$\Phi(\gamma)$ は非線形バネのポテンシャルエネルギーであり、 γ はバネの伸びた長さである。 α, β は係数であり、 α は非線形項の係数である。

$$\Phi(\gamma) = \frac{1}{2}\beta(\gamma^2 + \frac{2}{3}\alpha\gamma^3) \dots\dots\dots ①$$

① 式を γ について微分したものが ② 式である。 $\Phi'(\gamma)$ は非線形バネに加えられる力である。 α が 0 ならば、 $F = kx$ であり、よく知られたフックの法則となる。 γ の値と $\Phi'(\gamma)$ の値は比例関係にはないことは明らかであり、このような関係を非線形関係と呼ぶ。

$$\Phi'(\gamma) = \beta(\gamma + \alpha\gamma^2) \dots\dots\dots ②$$

② 式から非線形格子の運動方程式を求める。

$$m \frac{d^2\gamma_n}{dt^2} = \Phi'(\gamma_{n+1}) + \Phi'(\gamma_{n-1}) - 2\Phi'(\gamma_n) \dots\dots\dots ③$$

γ は相対変位であり、これを展開すると式 ④ になる。

$$m \frac{d^2\gamma_n}{dt^2} = \chi\{\gamma_{n+1} + \gamma_{n-1} - 2\gamma_n + \alpha(\gamma_{n+1}^2 - \gamma_{n-1}^2 - 2\gamma_n^2)\} \dots\dots\dots ④$$

式 ④ はニュートン力学から得られた非線形格子の運動方程式である。

これに対し、非線形格子の計算をラグランジュ力学にあてはめて考えていく。ラグランジュ力学では 1 個 1 個の格子について方程式を立てるのではなく、系全体で方程式を立てる。系全体の運動エネルギーは ⑤ 式であらわされる。 \dot{y}_i は位置座標 y_i の時間 t に関する 1 階微分であり、

\ddot{y}_i は時間 t に関する 2 階微分である。従って、前者は速度であり、後者は加速度である。

$$T = \frac{1}{2}m \sum_{i=1}^{max} \dot{y}_i^2 \dots\dots\dots ⑤$$

y_i は絶対変位であるため、絶対変位に関する方程式を立てる。

$$\Phi(y_i) = \frac{1}{2}\chi((y_{i+1} - y_i)^2 + \frac{2}{3}\alpha(y_{i+1} - y_i)^3) \dots\dots\dots ⑥$$

非線形格子におけるポテンシャルエネルギーの式は以下の如く、

$$U = \sum_{i=1}^{max} \left\{ \frac{1}{2}\chi((y_{i+1} - y_i)^2 + \frac{2}{3}\alpha(y_{i+1} - y_i)^3) - \frac{1}{2}\chi((y_i - y_{i-1})^2 + \frac{2}{3}\alpha(y_i - y_{i-1})^3) \right\} \dots ⑦$$

ラグランジュ関数 (ラグランジアン) L は $L = T - U$ 、すなわち運動エネルギーからポテンシャルエネルギーを引いたものであるから、

$$L = \frac{1}{2}m \sum_{i=1}^{max} \dot{y}_i^2 - \sum_{i=1}^{max} \left\{ \frac{1}{2}\chi((y_{i+1} - y_i)^2 + \frac{2}{3}\alpha(y_{i+1} - y_i)^3) - \frac{1}{2}\chi((y_i - y_{i-1})^2 + \frac{2}{3}\alpha(y_i - y_{i-1})^3) \right\} \dots ⑧$$

力学系の運動は汎関数

$$\Phi(\gamma) = \int_{t_0}^{t_1} L dt \dots\dots\dots ⑨$$

の極値曲線と一致する。それは Euler-Lagrange の方程式 (以後ラグランジュ方程式とする) を満たす。⑩ 式をラグランジュ方程式もしくはラグランジュの運動方程式と呼ぶ。

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} = 0 \dots\dots\dots ⑩$$

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) = m \sum_{i=1}^{max} \ddot{y}_i \dots\dots\dots ⑪$$

$$\frac{\partial L}{\partial q} = \sum_{i=1}^{max} \left\{ \chi((y_{i+1} - y_i) + \alpha(y_{i+1} - y_i)^2) - \chi((y_i - y_{i-1}) + \alpha(y_i - y_{i-1})^2) \right\} \dots\dots ⑫$$

従って、ラグランジュ方程式は以下の如くなる。

$$m \sum_{i=1}^{max} \ddot{y}_i - \sum_{i=1}^{max} \left\{ \chi \left((y_{i+1} - y_i) + \alpha(y_{i+1} - y_i)^2 \right) - \chi \left((y_i - y_{i-1}) + \alpha(y_i - y_{i-1})^2 \right) \right\} = 0 \dots \textcircled{13}$$

ラグランジュ方程式は系全体の式なので、部分的に切り出す必要がある。\$y_n, \ddot{y}_{n-1}\$ について、ラグランジュ方程式から切り出すと、以下の2式が得られる。

$$m\ddot{y}_n - \left\{ \chi \left((y_{n+1} - y_n) + \alpha(y_{n+1} - y_n)^2 \right) - \chi \left((y_n - y_{n-1}) + \alpha(y_n - y_{n-1})^2 \right) \right\} = 0 \dots \textcircled{14}$$

$$m\ddot{y}_{n-1} - \left\{ \chi \left((y_n - y_{n-1}) + \alpha(y_n - y_{n-1})^2 \right) - \chi \left((y_{n-1} - y_{n-2}) + \alpha(y_{n-1} - y_{n-2})^2 \right) \right\} = 0 \textcircled{15}$$

絶対変位を相対変位に変更する。⑭から⑮を引くことにより、

$$m(\ddot{y}_n - \ddot{y}_{n-1}) = -\chi \left((y_n - y_{n-1}) + \alpha(y_n - y_{n-1})^2 \right) + \chi \left(- (y_{n+1} - y_n) - \alpha(y_{n+1} - y_n)^2 \right) + \chi \left((y_{n-1} - y_{n-2}) + \alpha(y_{n-1} - y_{n-2})^2 \right) + \chi \left(- (y_n - y_{n-1}) - \alpha(y_n - y_{n-1})^2 \right) \dots \textcircled{16}$$

$$\gamma_{n+1} = y_{n+1} - y_n, \gamma_n = y_n - y_{n-1},$$

$$\gamma_{n-1} = y_{n-1} - y_{n-2}, \text{また,}$$

\$m\ddot{\gamma}_n = m(\ddot{y}_n - \ddot{y}_{n-1})\$ であるから、

$$m\ddot{\gamma}_n = -\chi(\gamma_n + \alpha\gamma_n^2) - \chi(-\gamma_{n+1} - \alpha\gamma_{n+1}^2) + \chi(\gamma_{n-1} + \alpha\gamma_{n-1}^2) + \chi(-\gamma_n - \alpha\gamma_n^2) \dots \textcircled{17}$$

ラグランジュ方程式として以下の運動方程式⑱が得られる。

$$m\ddot{\gamma}_n = \chi \left\{ (\gamma_{n+1} + \gamma_{n-1} - 2\gamma_n) + \alpha(\gamma_{n+1}^2 + \gamma_{n-1}^2 - 2\gamma_n^2) \right\} \dots \textcircled{18}$$

⑭式と⑱式は同一の方程式である。

ラグランジュ力学においても、ニュートン力学と同一の運動方程式を得ることができた。これによって、曲面上の非線形格子においても、従来のニュートン力学で得られていた結果と同一の結果を得ることができた。非線形格子を曲面

に張り付ける拘束力を運動方程式から除くことができるわけだから、このラグランジュ方程式から、曲面上に張り付けられた非線形格子の運動方程式の正当性を説明できる。

大動脈における圧力波動の分布

大動脈において圧力波動が伝搬することにより、運動エネルギーとポテンシャルエネルギーが末梢へ伝搬される。伝搬される運動エネルギーとポテンシャルエネルギーは、動脈壁と血管内腔に分けて考える。大動脈壁の部分的な運動と伸展によって生じるポテンシャルエネルギーが挙げられる。血管腔内の流体粒子の運動エネルギーの合計がラグランジアン運動エネルギーに該当する。血管内のポテンシャルエネルギーは圧力分布に体積をかけたものである。血液の圧縮性は非常に小さいため、血管内のポテンシャルエネルギー（圧力に体積をかけたもの）は他に対して仕事をすることはないように思われる。しかし、毛細血管レベルでこの圧力ポテンシャルエネルギーは消失する。圧力ポテンシャルエネルギーは何らかの形に変換されると考えられる。

圧力分布において、圧力分布毎の体積が一定に保たれることが必須の条件である。圧力分布は同じ圧力の部分の体積は末梢へ伝搬しても、同一の体積を維持しなければならない。圧力のポテンシャルエネルギーは圧力に体積を乗じたものだから、同一の圧力帯の体積は伝搬の過程で増加したり、減少したりしない。圧力波動伝搬の際、圧力帯の体積は正確に保存されるため、圧力分布は血管軸に対し、常に垂直に分布していると考えられる。このような分布では、管状近傍定理により、管腔の体積は重心の移動距離（血管軸の長さ）と軸に垂直な面積との積から算出できる。

管状近傍 \$Br(C)\$ の体積

$$= \text{半径 } r \text{ の円板の面積} \times \text{曲線 } C \text{ の長さ}$$

曲がりくねった血管の体積計測は難しいように思われる。血管の体積は管状近傍定理を少し拡

張した関係から計算することが可能である．管状近傍定理はホテリング (Hotelling) の定理とも呼ばれる．

管状近傍定理を少し拡張すると以下の定理を得ることができる．

空間曲線 C に対して，曲線 C を軸とする $r(s)$ (s の関数になる曲線 C を軸とする管の内半径の関数) が十分に小さければ，管状近傍 $Br_{r(s)}(C)$ の体積は

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

となる．

証明は中内伸光著「幾何学は微分しないと-微分幾何学入門-」に準拠している．

弧長パラメータ s をもつ曲線 $C = C(s)$ に対して，半径 $r(s)$ (半径は s の関数) の管状近傍 $Br_{r(s)}(C)$ は曲線 C からの距離が $r(s)$ 以下の全体，

$$Br_{r(s)}(C) = \{P = C(s) + ue_2(s) + ve_3(s) \mid 0 \leq s \leq L, 0 \leq u^2 + v^2 \leq r^2(s)\} \subset \mathbb{R}^3$$

曲線 C のパラメータ s は $0 \leq s \leq L$ で表す．曲線上の点は $C(s)$ とする． s は曲線 C 上を移動する点であり， $e_1(s)$ は曲線 C 上の点 s における接ベクトルであり，大きさは 1 とする．ここで，空間曲線 $C(s)$ に対して

$$\begin{aligned} e_1(s) &= C'(s) \\ e_2(s) &= \frac{C''(s)}{\|C''(s)\|} \\ e_3(s) &= e_1(s) \times e_2(s) \end{aligned}$$

とおいたとき， $e_1(s)$ ， $e_2(s)$ ， $e_3(s)$ を動座標系 (moving frame) の第一基底，第二基底，第三基底と呼ぶ．これらはベクトルであり，曲線 C に沿って移動する点 s の動座標系である．ここで，曲線 $C(s)$ は 2 回微分可能であることが必要である． $e_3(s)$ は $e_1(s)$ と $e_2(s)$ の外積 (ベクトル積) である． $\|C''(s)\|$ はベクトル $C''(s)$ のノルムであり，ベクトルの大きさである．

管状近傍 $Br(C)$ の任意の点 $P = (x, y, z)$ はパラメータ s, u, v を用いると

$$P(s, u, v) = C(s) + ue_2(s) + ve_3(s)$$

となる．

パラメータ (s, u, v) からパラメータ (x, y, z) への変換を考える．

$$\left(\frac{\partial x}{\partial s}, \frac{\partial y}{\partial s}, \frac{\partial z}{\partial s} \right) = \frac{\partial P}{\partial s} = C' + ue_2' + ve_3'$$

ここで，フレネ-セレの公式 (Frenet-Serret formula) を用いる．この公式では，

$$\begin{aligned} e_1'(s) &= \kappa(s)e_2(s) \\ e_2'(s) &= -\kappa(s)e_1(s) + \tau(s)e_3(s) \\ e_3'(s) &= -\tau(s)e_2(s) \end{aligned}$$

である．

従って，

$$\begin{aligned} C' + ue_2' + ve_3' &= e_1 + u(-\kappa e_1 + \tau e_3) + v(-\tau e_2) \\ &= (1 - u\kappa)e_1 - v\tau e_2 + u\tau e_3 \end{aligned}$$

となる． κ は曲線の曲率， τ は曲線の捻率 (れいりつ) である．

$$\left(\frac{\partial x}{\partial u}, \frac{\partial y}{\partial u}, \frac{\partial z}{\partial u} \right) = \frac{\partial P}{\partial u} = e_2$$

$$\left(\frac{\partial x}{\partial v}, \frac{\partial y}{\partial v}, \frac{\partial z}{\partial v} \right) = \frac{\partial P}{\partial v} = e_3$$

パラメータ変換のヤコビ行列式 (ヤコビアン) を求めると，

$$\begin{aligned} \frac{\partial(x, y, z)}{\partial(s, u, v)} &= \det \begin{pmatrix} \frac{\partial x}{\partial s} & \frac{\partial y}{\partial s} & \frac{\partial z}{\partial s} \\ \frac{\partial x}{\partial u} & \frac{\partial y}{\partial u} & \frac{\partial z}{\partial u} \\ \frac{\partial x}{\partial v} & \frac{\partial y}{\partial v} & \frac{\partial z}{\partial v} \end{pmatrix} \\ &= \det \begin{pmatrix} \frac{\partial P}{\partial s} \\ \frac{\partial P}{\partial u} \\ \frac{\partial P}{\partial v} \end{pmatrix} \\ &= \det \begin{pmatrix} (1 - u\kappa)e_1 - v\tau e_2 + u\tau e_3 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} \\ &= \det \begin{pmatrix} (1 - u\kappa)e_1 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} \end{aligned}$$

$$\det \begin{pmatrix} e_2 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} \text{ および } \det \begin{pmatrix} e_3 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} \text{ は } 0 \text{ である}$$

ことが明らかであるから，

$$= (1 - u\kappa) \det \begin{pmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} = 1 - u\kappa \text{ となる.}$$

管状近傍 $Br_{(s)}(C)$ の体積 V は

$$\begin{aligned} V &= \iiint_{Br_{(s)}(C)} dx dy dz \\ &= \iiint_{\{0 \leq s \leq L, 0 \leq u^2+v^2 \leq \{r(s)\}^2\}} \left\{ \frac{\partial(x, y, z)}{\partial(s, u, v)} \right\} ds du dv \\ &= \int_0^L \iint_0^{u^2+v^2 \leq \{r(s)\}^2} (1 - u\kappa) ds du dv \\ &= \int_0^L \left\{ \iint_0^{u^2+v^2 \leq \{r(s)\}^2} du dv \right\} ds \\ &\quad - \int_0^L \left\{ \iint_0^{u^2+v^2 \leq \{r(s)\}^2} u\kappa du dv \right\} ds \end{aligned}$$

上記の式の後半の括弧内の 2 重積分は奇関数 (0 をはさんで $f(x) = -f(-x)$) であるため，0 に等しい。

$$\iint_0^{u^2+v^2 \leq \{r(s)\}^2} du dv = \pi (r(s))^2$$

であるから，管状近傍 $Br_{(s)}(C)$ の体積 V は以下の如くなる。

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

この公式によって曲がりくねった管状構造の体積を精密に計算することができる。半径 $r(s)$ には十分小さいという制約が必要となる。血管壁は屈曲しても内腔が閉塞するような状況にはないため，軸を中心とする内半径が軸の他の部分を中心とする内半径と重なり合うことはない。血管が屈曲することによって他の血管を圧迫することは通常ないと考えられる。血管系の場合，半径 $r(s)$ は必要なだけ小さい。

血管系の管状座標

動脈系の圧力分布は血管軸に対して垂直に分布する必要がある。動脈系は管状構造を持っているが，血管軸は常に直線状ではなく，屈曲している。動脈系の軸の屈曲状態は時間の経過によって変動する動的なものである。血管腔の重

心(血管軸)を中心とすれば，動脈系の血管を数学的に扱いやすい。同一の圧力値をとる部分は血管軸に対して常に垂直に分布するから，血管軸を中心に，軸に垂直に正規直交座標を配置する。この座標は通常の正規直交座標とは異なるため，管状座標と呼ぶことにする。管状座標では，管の体積は管状近傍定理の拡張定理によって容積を求めることができる。

$$Br_{(s)}(C) = \int_0^L \pi (r(s))^2 ds$$

L は管の長さであり， $Br_{(s)}(C)$ は求めたい血管腔の体積である。血管腔は長さ L の血管腔の重心を結ぶ曲線を移動する点 s の関数である $r(s)$ を血管腔の半径として持つ。

血管軸は空間曲線であり，血管腔の横断面の重心を結ぶ曲線でもある。血管軸は圧波動の伝搬に従って，伸縮する。この曲線を $C(s)$ とおくと， $C(s)$ は連続で滑らかな微分可能曲線でなければならない。この曲線は螺旋曲線であることが必要である。この曲線を扱うために，数学的に動座標系 (moving frame) という概念を使用する。空間的に伸縮する曲線に従って座標が移動しなければならない。 $C(s) = (x(s), y(s), z(s))$ であらわされ， $x(s), y(s), z(s)$ 等は必要なだけ微分可能な曲線だと仮定する。このような条件で，曲線 $C(s)$ の正規直交基底 $e_1(s), e_2(s), e_3(s)$ を以下のように定義する。

$$e_1(s) = C'(s)$$

$$e_2(s) = \frac{C''(s)}{\|C''(s)\|}$$

$$e_3(s) = e_1(s) \times e_2(s)$$

但し， $e_3(s)$ は $e_1(s)$ と $e_2(s)$ の外積(ベクトル積)である。

これらのベクトル $e_1(s), e_2(s), e_3(s)$ を曲線 $C(s)$ の動座標系 (moving frame) という。このように置くことで，伸縮する動脈系の座標を逐一追っていくことができる。この動座標系は管状近傍定理の証明の際にも用いたが，血管腔の数学的な処理には欠かすことができない。

円柱状の血管を考えると，最初，血管軸 $x(t) = (0, 0, bt)$ とおける。その後，血管

は伸展収縮を行わなければならないため、血管軸は螺旋状に回旋する。 $X(t) = (a(t) \cos(t), a(t) \sin(t), bt)$ とおける。 $a(t)$ は圧波動の最初 0 と最後で π とすると、 $a(t) = r \cos(t)$ のような関数である。従って、血管軸は紡錘形の配位空間に螺旋状に巻きつく形になる。

大動脈内の螺旋状層流

左心室の筋層は 2 重の螺旋状構造をしている。心臓の左心室は螺旋状に収縮しており、心臓は縦に垂直に伸縮するのではなく、螺旋状に捻じれながら伸縮を繰り返す。この際に、心臓は中心にある大動脈弁輪部を軸として、非常に微細な回旋を生じると推定される。この結果として、螺旋状捻じれが大動脈弁から末梢側を見て、時計方向になるのか、反時計方向になるのかを決定する。心臓の壁の運動が大動脈壁の螺旋状の回旋方向を決定すると推定される。大動脈弁輪部の初期の微動が動脈系に対し、血管軸の捩れる方向を決定する要因であると考えられる。この現象は水の入ったコップを回転させると、中の水が回転し始める現象と同じである。大動脈の螺旋状の回旋によって、流体粒子は回転しながら進行するため、螺旋状に運動する。コップの水は慣性力で回転するが、流体粒子も慣性力によって螺旋状に回旋する。血管軸の螺旋状の回旋は流体粒子の螺旋状の回旋の要因であると言える。

圧力波動が伝搬する場合、流体粒子の粘性摩擦による熱エネルギーへの変換がゼロに近ければ、流体粒子において、運動エネルギーとポテンシャルエネルギーは保存されなければならない。圧波動の伝搬で重要なことは、圧力エネルギーも保存されなければならないことである。圧力エネルギーは圧力 \times 体積だから、ある一定の圧力値を示す流体粒子群の体積は一定でなければならない。圧力波動は血管壁が圧力によって円周方向と血管軸方向に伸展する場合、血管の重心を通る血管軸に対し、垂直に分布する必要が

ある。

大動脈は屈曲しており、内弯側で短く、外弯側で長い。大動脈腔の同一の圧力値を取る部分を帯域として取り上げると、その帯域は外弯側で長く、内弯側で短いということになる。外弯側にも内弯側にも同一の圧力が加えられると考えられる。血管壁を圧力波動が伝搬していく場合、同一の質量をもつ血管壁の一片に伸展圧力が加えられるため、外弯側も内弯側も同じだけ伸展しなければならない。大動脈は血管軸方向と円周方向の両方に伸展するため、大動脈の血管軸はくびれなければならないが、その際、螺旋状にくびれると推定される。内弯側での螺旋状のくびれは外弯側の螺旋状のくびれよりも大きくなると考えられる。

大動脈の重心の動きは血管腔内の流体粒子の運動を決定する。大動脈の重心は血管軸を構成し、血管軸は血管腔の中心だから、流体粒子の“場”として、流体粒子の運動を決定すると考えられる。

血管腔と 3 次元多様体、葉層構造

ラグランジュ力学は力学系の運動を配位空間によって説明するものである。動脈壁は非線形格子の性質を持つと説明し、計算を行ってきた。今回、血管壁を非線形格子で代用した場合、ラグランジュ力学で構成されることが証明できた。血管壁をラグランジュ力学で記述できるから、血管壁という配位空間は微分可能多様体の構造をもつと考えることができる。血管壁は微分幾何学的には滑らかな多様体であり、座標系を局所に張り付けて計算できる。血管壁が微分可能多様体であるなら、重心を通る血管軸は微分可能曲線でなければならない。

曲線は 1 次元多様体であり、曲面は 2 次元多様体である。球やトーラス (円環体: ドーナツのような構造) の表面と内部を合わせたものは 3 次元多様体である。血管壁の厚みを考慮しなければ、血管壁は 2 次元多様体と考えてもよい。血

管壁内の動脈腔は3次元多様体と考えてもよさそうである。動脈腔を3次元多様体と考えることは、一見単なる数学的遊戯と映るかもしれない。しかし、3次元多様体には特異点をもたない微分方程式系(力学系)が存在し、その解として与えられる曲線は葉層構造となる。葉層構造とは3次元多様体内部を埋め尽くす幾何学構造であり、特異点をもたないベクトル場である。3次元多様体を構成する葉層構造は流体粒子の軌跡の研究に結び付くと考えられる。流体粒子の運動は滑らかな微分可能曲線をとると考えられるため、粘性の影響をできるだけ減らすため、運動の軌跡は互いに交叉しないものになると考えられる。従って、流体粒子の運動の軌跡は3次元多様体の葉層構造の一つである。

流体の圧縮性

動脈系の流体粒子の移動には、圧力波動の伝搬が必須である。圧力波動が動脈系を伝搬するという事は、血管壁を伝搬する波動と血管内の流体粒子間を伝搬する波動が完全に同期していなければならない。このような現象の説明には、血管腔内の流体粒子の圧縮性が必要である。現実的に、液体の圧縮性は非常に小さく、圧力の増加による体積の減少は非常に小さい。このため、一般には液体の圧縮性は無視されることが多く、多くの工学的な流体力学の分野では、液体は非圧縮性として扱われる。これに対して、動脈系の流体力学では、動脈系の流体粒子の圧縮性は非常に小さく、圧力の増加にともなう体積の減少は無視できるほどに小さいにも関わらず、血管壁と血管内の流体粒子の圧力変動の同期の理論的根拠として、流体粒子の圧縮性がどうしても必要なのである。このため、動脈系の流体力学は非標準的圧縮性流体力学と考えなければならない。

動脈圧波動の伝搬は血管壁の非線形波動が伝搬速度に関して決定的な役割を果たしている。そのためには、血管腔内に十分にそれを満たすだ

けの流体粒子が存在する必要がある。血管壁の非線形波動が伝搬するためには、血管腔内の流体粒子間を伝搬する圧波動が壁の波動に完全に同期しなければならない。流体粒子間には非常に小さな圧縮性が存在し、流体粒子にも非線形波動が伝搬しうる。流体粒子の圧縮性は非常に小さいため、それよりも弾力性に富む血管壁の運動に追従する形で、血管壁と同体化した非線形波動を形成すると考えられる。

液体の圧縮性は非常に小さく、工学的な流体力学で圧縮性が考慮されるのは、高速運動する物質の周りの気体の流体力学である航空工学等に限定される。流体の圧縮性が考慮されるのは非常に特殊な場合に限られることになる。液体の圧縮性が考慮される例が“津波”である。津波は海底の急激な上昇によって、海底を中心に圧縮性の非線形波動が形成される。液体の圧力と体積の関係は非線形であるため、海底に強力な圧縮性非線形波動が発生する。津波は海底を伝搬し、陸地に近づき、水深が浅くなると表面に姿を現す。液体の圧縮性は非常に小さいが、海洋の津波レベルになると、圧縮による体積の変動は非常に大きくなり、津波が近づくと、海岸の海水は津波により吸収され海底を露わにする。

流体粒子の移動の計算

流体粒子の移動の計算はこれまでMPS法やSPH法を検討してきたが、これらの計算法では循環系の血液の流れを計算することは適切であるとは言えなかった。MPS法は非圧縮性の流体解析法であり、圧力は流体粒子の分布によって後半に与えられる計算過程を持つため、圧力分布を計算する後半部分を取り込むことはできなかった。血液の流れでは、圧力値は圧波動の伝搬によって決定されるため、流体粒子の空間的な位置によって与えられるためである。SPH法は圧縮性の流体解析法だが、圧力値を流体粒子の密度分布で決定するため、循環系の計算に適しているとは言えない。

動脈系では、血管壁が運動しており、それに従って、流体粒子も運動する。血管壁と流体粒子の運動の2重性が計算の困難さの原因である。管内に稠密に詰め込まれている流体粒子が動くためには、流体粒子が動くためのスペースが生じなければならない。結果として、再び稠密に管内に詰め込まれていなければならない。また、流体粒子の運動は、屈曲した管内も、層流であることが望ましい。層流では隣り合う流体粒子の速度ベクトル(速度, 方向)が類似しており、粘性摩擦によって運動エネルギー、圧力エネルギーが熱エネルギーに変換される割合は低い。乱流が発生した場合は、動脈圧波動と流体粒子の持つ運動エネルギー、圧力エネルギーが伝搬の過程で熱エネルギーに変換される。

流体計算における注意点は、圧縮性と粘性である。生体の循環系において、流体の圧縮性は理論的な要請であるが、実質的には非常に小さな圧縮性しか持たないため、計算上は圧縮性を考慮に入れる必要はない。粘性摩擦によって生じる運動エネルギーとポテンシャルエネルギーの熱エネルギーへの変換は、生理学的循環では小さいほうが良い。循環系における流体の運動に粘性の関与は比較的少ないと考えられる。

屈曲した管の中を流体粒子は血管腔の螺旋状の伸展によって、螺旋状層流をとると考えられる。血管壁は圧力によって、円周方向と血管軸方向に伸展する。圧波動が到達している血管部位、最後に大動脈弁を離れた圧波動の終端について考察すると、動脈壁の伸展と拡張は圧波動の先端から終端の間で、血管軸方向の伸展と円周方向の伸展をなされなければならない。円周方向の伸展は問題ないが、血管軸方向の伸展は血管軸のたわみを生じさせる。血管軸が螺旋状の曲線をとるならば、血管壁の運動も同様に螺旋状に回旋する。

心臓手術では、定常流体外循環(無拍動体外循環)が使用されることが多い。このような状況下では、大動脈基部の送血ラインの圧力値は高く、

橈骨動脈における圧力値は大動脈基部の圧力よりもずっと低い。定常流体外循環では血管系を通過する際に粘性摩擦によってエネルギーは熱エネルギーに変換され、圧力値が低下することになる。これに対し、生体では、動脈系の収縮期血圧は大動脈基部よりも橈骨動脈で高値をとることが多い。

液体の粘性による摩擦をできるだけ少なくすることが循環に求められている。1) 隣り合う流体粒子の速度ベクトル(速度のスカラー成分と方向)が異なる場合、2) 血管壁に接している流体粒子が血管壁との間で粘性摩擦を生じる場合が考えられる。1) に対しては、隣り合う流体粒子間の速度ベクトルの差をできるだけ小さくする必要がある。2) では血管壁は伸縮を繰り返すことで流体粒子を末梢へ運搬するわけだから、血管壁に接しているという状態が流体粒子にとって不利な条件ではない状況が必要になる。1) の条件を満たすために、動脈内の流体粒子の運動はできるだけ層流に近い状態にあることが必要で、乱流のような状態はエネルギーの伝搬効率が悪い状態である。隣り合う流体粒子の速度、方向が同じになるように運動することが必要になる。

粘性摩擦による熱エネルギーへの変換が小さければ、伝搬の過程で、流体粒子の運動量、運動エネルギーが保存される。運動量、運動エネルギーはそれぞれ $\sum_1^{max} mv_i$ と $\sum_1^{max} \frac{1}{2}mv_i^2$ となる。摩擦を無視することができれば、運動量と運動エネルギーの保存は物理学的に当然で、拘束力の弱い条件に思われる。しかし、動脈系の運動の中では、血管腔の空間的な変動に強い制限があるため、運動量と運動エネルギーの保存則が非常に強い拘束条件となって作用する。1) 粘性摩擦による熱エネルギーへの変換が無視できるほど小さいこと、2) 系全体の運動量の保存、3) 系全体の運動エネルギーの保存、4) 同一圧力帯の体積の保存の条件によって、流体粒子の運動の算出はある程度可能であると推定される。

流体粒子の運動を解析力学で計算する場合、粘

性による散逸が問題になる．

$$T = \frac{1}{2} m \sum_{i=0}^{max} \zeta_i^2$$

ζ_i は流体粒子の位置ベクトルである．

ラグランジアンは運動エネルギーからポテンシャルエネルギーを引いたものである．流体ではポテンシャルエネルギーに相当するものは、圧力エネルギーである．流体は圧縮性が非常に小さいため、流体の持つ圧力エネルギーは他のものに力を及ぼしにくい、熱エネルギーに変換されて消耗しない限り、動脈圧波動では、増減なく末梢へ伝搬されるエネルギーとなる．圧力値 $P(s)$ は直接式に代入する．

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

と書くことができる．圧力エネルギーは体積×圧力で与えられる．流体のラグランジュ関数を求める際、粘性摩擦による損失 G がどの程度なのか、正確に計算することが難しい．生体の血流では、層流を保ち、粘性摩擦による損失が比較的小さいと仮定すれば、すなわち非保存力 G がかなり小さいと仮定すれば、 G を式に加えなくてもよいと考えられる．これによって、

$$L = \frac{1}{2} m \sum_{i=0}^{max} \zeta_i^2 - \int_0^L \pi (r(s))^2 P(s) ds$$

ラグランジアンを求めることができる．このラグランジアンは近似式である．

力学系の運動は作用汎関数の極値曲線に一致する．これをハミルトンの最小作用の原理という．従って、作用汎関数から、変分原理によって運動を求めることができる．ただし、変分原理は始点と終点が判明している場合、途中の経路を算出する．動脈系では、終点を算出したいという目標がある．一般座標と時間の関数を求めたいのである．流体力学における流体粒子の軌跡の算出は近似計算であり、これに対して変分法は完全な数学である．流体粒子の軌跡は、血管壁の空間変動から経路を算出し、運動量保存則等で修正していく方法が有効である．流体粒子は運動する血管腔という“場”に従って移動する．血管腔の螺旋状の回旋による慣性力によ

て、流体粒子は強い制御を被っている．血管系では、流体粒子の運動は強く拘束されており、運動量保存則、運動エネルギー保存則、圧力帯の体積一定条件から流体粒子の運動の修正しなければならない．

まとめ

非線形格子の運動方程式をラグランジュ力学に書き換えることができた．ラグランジュ力学に書き換えることは、様々の座標系に対して適用できることを意味する．また、流体粒子の螺旋状運動は大動脈の圧力波動伝搬にともなう空間変動によって発生すると考えられる．血管壁の伸縮運動と螺旋状回旋によって、流体粒子は粘性摩擦によるエネルギー損失の少ない螺旋状層流をとると考えられる．ただし、これらの考察は数学的なモデルでされたもので、実際の生体で検討する必要がある．

動脈系研究の難点は、血管壁と流体粒子の運動の2重性であり、圧波動の伝搬によって血管壁と流体粒子は一体化した運動を形成する．動脈系の研究に対し、解析力学、微分幾何学が有効であることは明らかで、動脈系は深い数学的構造を持つと考えられる．数学的な研究は動脈系の問題に対し、見通しを立てることができる．流体粒子の運動の計算によるグラフィック表示等、さらなる研究が必要である．

参考文献

1. V.I. アーノルド：古典力学の数学的方法 1980，東京，岩波書店
2. 山本義隆，中村孔一：解析力学 I，II 1998，東京，朝倉書店
3. 中内伸光：幾何学は微分しないと 2011，東京，現代数学社
4. 田村一郎：葉層のトポロジー 1976，東京，岩波書店
5. 久保謙一：解析力学 2001，東京，裳華房
6. 栗田稔：微分形式とその応用 曲線・曲面から解析力学まで 2002，東京，現代数学社
7. 渡辺慎介：ソリトン物理入門 1985，東京，培風館

8. 川崎徹郎：曲面と多様体 2001，東京，朝倉書店
9. 水野芳成：連続体の解析力学 1997，東京，講談社出版サービスセンター

ABSTRACT

An application to the artery system of Lagrange dynamics (Analysis dynamics) and correspondence to an artery wall and the artery lumen of a differentiable manifold and the three-dimensional manifold

Hirotooshi Yokoyama

I was able to transfer a motion of non-linear lattice equation to the Lagrange dynamics. It means an applicable thing for various coordinate systems to transfer to the Lagrange dynamics. Because I can exclude binding force to stick a non-linear lattice on the curved surface from an exercise equation from this Lagrange equation, I can explain the legitimacy of the motion of non-linear lattice equation on the curved surface.

The left ventricle of the heart shrinks in a spiral, and the heart does not expand and contract perpendicularly lengthwise and repeats expansion and contraction in spite of being torsion in a spiral. In doing so, as for the heart, an aortic valve ring part in the center is estimated when the heart produce very minute rotation as an axis. As a result, it is decided whether spiral torsion looks at the peripheral side from an aortic valve, and it becomes the clock direction whether it is counterclockwise. It may be

said that the spiral rotation of the blood vessel axis is a spiral rotatory factor of the fluid particle. When this phenomenon pivots a glass with the water, water of the inside is the same as the phenomenon that begins to turn. It is thought that the arterial system take the spiral laminar flow with a few energy losses by the viscous friction on this occasion.

The volume of the pressure zone does not change in a process of the propagation. Because it is saved exactly, in the case of pressure wave propagation, as for the volume of the pressure zone, it is thought that pressure distribution is always distributed perpendicularly for a blood vessel axis. By tubular neighborhood theorem, I can calculate the luminal volume from the area that is perpendicular to the axis and the product with the movement distance (axial length) of the center of gravity.

The foliation structure is geometry to fill up the three-dimensional manifold inside, and it is thought that the foliation structure to constitute the three-dimensional of manifolds which is the vector field which does not have a singular point is tied to the study of the trace of the fluid particle. The motion of fluid particle on a differentiate curve is calculated by the extension exercise of vascular wall and spiral rotation.

Key word: Hemodynamics, Spiral laminar flow, Tubular neighborhood theorem, 3D manifold, Cardiovascular system, Arterial System

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

平均血圧，拡張期血圧，等容量収縮時間，駆出時間から算出した 左心室大動脈結合状態の有用性と問題点ならびに臨床応用例

高久明子^{*}，小畑友里江^{*}，浜田敏彦[†]，三上俊介[‡]，神澤聖一^{*}，
佐上祐介^{*}，安田善一^{*}，高倉 康[§]，重見研司[§]

要旨

【目的】

左心室 大動脈カップリング (Ees/Ea) は，大動脈圧のみでは確認できない血行動態を表す．Ees/Ea を得るためには，カテーテルを用いて左心室容積と左心室圧を同時に測る必要があった．非侵襲的測定方法のひとつとして，収縮末期血圧 (Pes : end-systolic arterial pressure) ，拡張期血圧 (Pd : diastolic arterial pressure) ，前駆出期 (PEP : pre-ejection period) および駆出時間 (ET : ejection time) の 4 変数を用いて Ees/Ea を近似する方法が報告されたが，Pes の測定は一般的ではない．そこで，Pes の代用として，一般的に容易に測定され，Pes にも近い値を持ち，左心室の後負荷としても意味がある平均血圧 (Pm : mean arterial pressure) の使用を考えた．

【方法】

福井大学医学部附属病院検査部において 2006 年から 2011 年の間に cardio ankle vascular index (CAVI) と ankle brachial pressure index (ABI) の血管スクリーニング検査を実施した 101 症例の各種測定数値と動脈波形を解析した．Pm, Pd, PEP および ET は血圧脈波測定装置の測定値を用い，Pes は報告用紙に記録された血圧波形の高さの比を計測して求めた．さらに，当院検査部において 2008 年から 2013 年の間に血管スクリーニング検査を実施した 3241 例について本方法で Ees/Ea を求め，実年齢，血管年齢および CAVI との関係を検討した．

【結果】

Pm, Pd, PEP, ET を用いて推定した Ees/Ea (X_2) と，Pes, Pd, PEP, ET を用いて計算した Ees/Ea (X_1) を比較した．Pes を用いる従来の方法では，101 症例中 58 症例 (57%) が解を持つのに対し，Pm を用いる今回の方法では 93 症例 (92%) が解を持った．両者の方法において解をもつ 58 症例の算定値の相関係数は $X_1 = 0.70 \cdot X_2 - 0.22$ ($r = 0.91$) であった．そこで，Pm を用いて求めた Ees/Ea (X_2) をこの相関係数式に代入して補正し Ees/Ea の推定値とした．この最終的な推定値と実年齢，血管年齢および CAVI との関係には，いずれも算定値のばらつきが大きく有意な差は認められなかったが，実年齢全体として，その平均値と標準誤差は 1.0 ± 0.0 ，血管年齢 19 歳 29 歳の群で 1.5 ± 0.1 から 70 歳 80 歳の群で 0.8 ± 0.0 へと，また CAVI が 5 以上 7 未満の群で 2.7 ± 0.7 から 11 以上 13 未満の群で 0.6 ± 0.0 へと低下する傾向が認められた．

はじめに

左心室 大動脈カップリング (Ees/Ea) は，左心室収縮末期エラストランス (Ees : end-systolic left ventricular elastance) と実効大動脈エラストランス (Ea : effective arterial elastance) の比であり，大動脈圧が一定でも変化する．そのため Ees/Ea は，大動脈圧のみでは確認できない血行動態を定量的に表す¹⁾．しかし，従来は図 1 に示すように，左心室圧容量ループを解析して得

ていたので，左室圧を計測するために先端に圧センサーのついたカテーテルや左室容量を計測するためのコンダクタンスカテーテルを必要とした²⁾．さらに，大腿静脈からバルーンカテーテルを入れ，下大静脈からの静脈還流を一時的に減少させる操作が必要であった³⁾．このように，従来の計測法は侵襲が大きく，臨床応用は困難であった．

これまでの動物実験の結果，1 心拍の収縮期に

福井大学医学部医学科 5 年次生

*福井大学医学部 附属病院 集中治療部

†福井大学医学部 附属病院 診療支援部 臨床検査部門

‡福井大学医学部生命情報医科学講座医用統計学・数学教室

§福井大学医学部 附属病院 麻酔科蘇生科

方 法

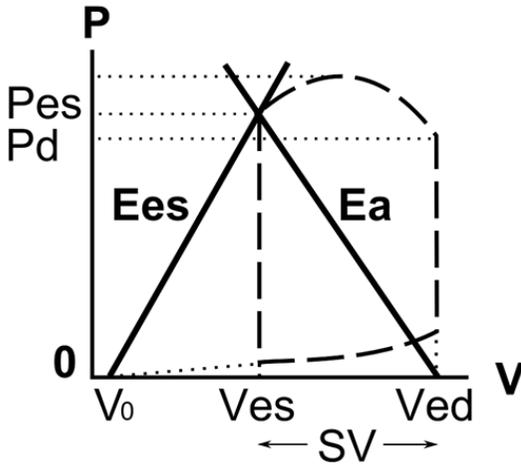


図 1 左心室圧容量関係と Ees および Ea の定義
 Ees : 左心室収縮末期エラストランス, Ea : 実効大動脈エラストランス, Ved : 左心室拡張末期容量, Ves : 左心室収縮末期容量, V0 : 左心室収縮末期無負荷容量, Pes : 収縮末期血圧, Pd : 拡張期血圧, SV : 1 回拍出量

おける左心室の時変エラストランスは前駆出期 (等容量収縮期) と駆出期をそれぞれ直線で近似でき⁴⁾, これらの直線の傾きの比は Ees/Ea に相関する。この比を k とし, 非侵襲的に測定できる収縮末期血圧 (Pes : end-systolic arterial pressure), 拡張期血圧 (Pd : diastolic arterial pressure), 前駆出期 (PEP : pre-ejection period), 駆出時間 (ET : ejection time) の 4 変数を用いて Ees/Ea を近似した。

一方, 血圧脈波測定装置 (VaSera VS-100 または VS-1500, フクダ電子, 東京) は両上腕と両下腿にカフを巻きオシロメトリック法を用いて血圧を測定し, 心電図と心音図を用いて大動脈波形の脈波速度, PEP および ET を測定する。さらに, 収縮期血圧 (Ps : systolic blood pressure), 拡張期血圧 (Pd) ならびに平均血圧 (Pm : mean blood pressure) を表示する。このように, Pes は計測・表示されないが, Pes の代わりに Pm を用いることができれば, 市販の血圧脈波測定装置を用いて Ees/Ea を非侵襲的に, 臨床的に簡易に推定できると考えた。

この研究は福井大学医学部の治験審査委員会により認められた。(Ref: 26-124, 2014 年 12 月 27 日)。福井大学医学部附属病院検査部において, 2006 年から 2011 年の間に cardio ankle vascular index (CAVI) と ankle brachial pressure index (ABI) の血管スクリーニング検査を実施した 101 症例について, 波形と数値を解析した。
 1) Pes, Pd, PEP および ET から Ees/Ea を計算する従来の方法

Pes, Pd, PEP および ET の 4 つの非侵襲的な変数を用いて Ees/Ea を近似する方法は既に報告されているが [3], 簡潔に言えば, Ees/Ea は下に示す式 1 と式 2 の連立方程式を解くことにより得られる。

$$X_1 = (Pd/Pes) \cdot (1 + k \cdot ET/PEP) \quad (1)$$

$$k = 0.53 \cdot X_1^{0.51} \quad (2)$$

式 1 は左心室の時変エラストランスを, 等容量収縮期と駆出期の 2 つの直線で近似できると仮定し, その傾きを k とした。k は動物実験により, 式 2 に示したように, Ees/Ea と最も強い相関を認めた。

2) Pes の代わりに Pm を使うことで Ees/Ea を計算する方法

図 2 に血圧脈波測定装置による検査結果報告用紙の代表例を示す。Ees/Ea を求めるために Pm, Pd, PEP および ET はここに記載された値を用いた。Pes は, 報告用紙に記載された血圧波形の最低血圧のラインを基線とし, 最高血圧のラインまでの距離 (h₁) と, 基線から大動脈切痕までの距離 (h₂) を定規を用いて目視で測定し, その比 h₂/h₁ から式 3 のように求めた。

$$Pes = Pd + (h_2/h_1) \cdot (Ps - Pd) \quad (3)$$

式 1 の Pes に Pm を代入して求めた Ees/Ea を X₂ とし (式 1'), k については, 従来の方法と同じものを用いた (式 2)。

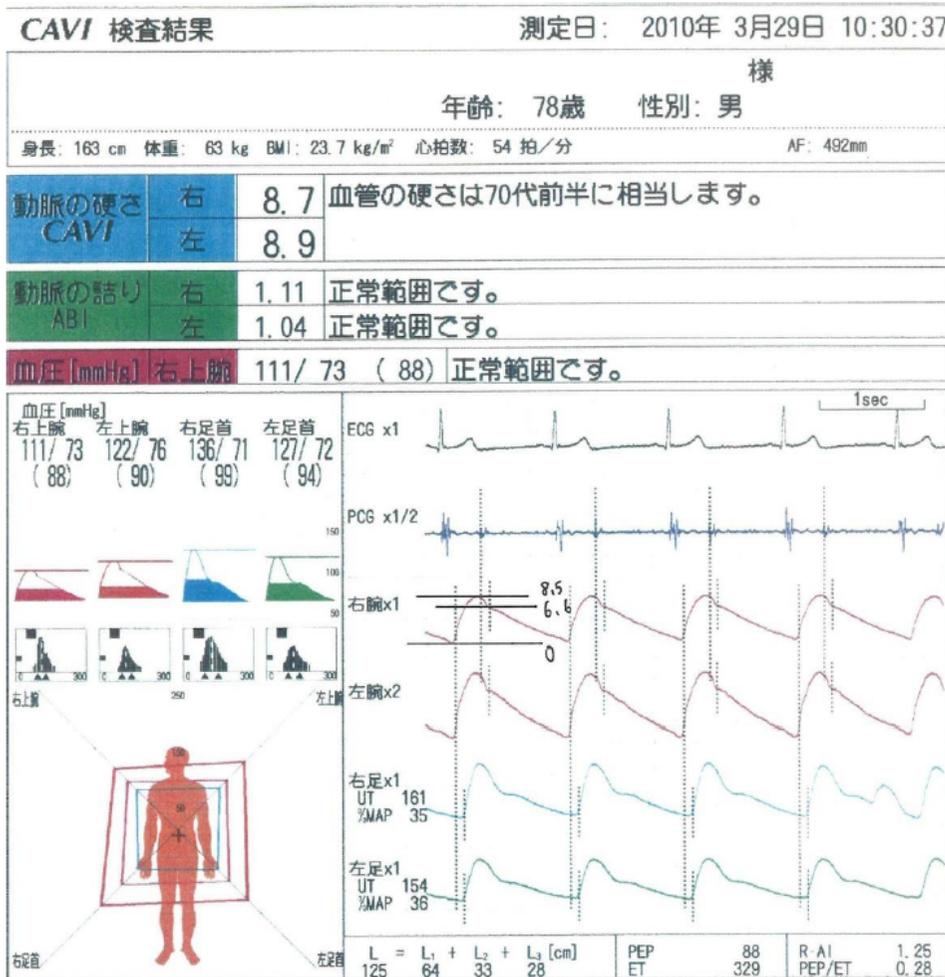


図 2 検査結果報告用紙の代表例

P_m, P_s, P_d, PEP, ET は検査結果報告用紙に記載の値を用いた。P_{es} は最低血圧を基線 0 とし, 最高血圧, 大動脈切痕までの距離を定規で測定し, 式 3 (本文参照) を用いて求めた。

$$X_2 = (P_d/P_m) \cdot (1 + k \cdot ET/PEP) \quad (1')$$

$$k = 0.53 \cdot X_1^{0.51} \quad (2)$$

さらに, P_m を用いた Ees/Ea の近似の誤差をより小さくするために, P_{es} を用いた Ees/Ea (X₁) と P_m を用いた Ees/Ea (X₂) の 2 つの値の相関関係式を求め, P_m を用いて得た値 (X₂) を補正し, P_{es} から求められた値 (X₁) に近づけて X₂' とした。

3) P_m, P_d, PEP および ET から求めた Ees/Ea の応用例

次に, 本研究によって得られた P_m を用いた Ees/Ea の近似方法の有用性を検討するために, これまでに蓄積された過去の検査結果を用いて各症例の Ees/Ea を計算した。福井大学医学部附属病院検査部において 2008 年 5 月から 2013 年 6 月の間に cardio ankle vascular index (CAVI) と ankle brachial pressure index (ABI) を測定する血管スクリーニング検査を実施した 3241 症

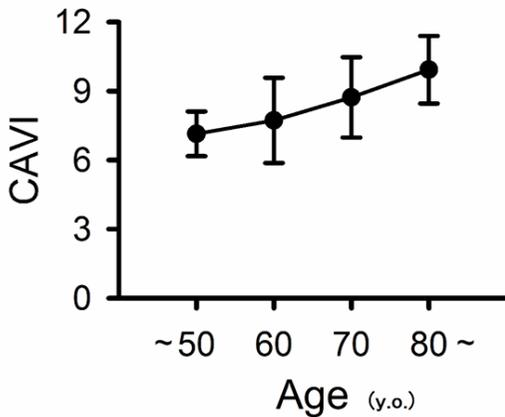


図3 本研究で用いた 101 症例の年齢と CAVI 値の関係 (平均値と標準偏差)

例を対象とした．閉塞性動脈硬化症やバージャー病などの血管疾患症例を除外するため ABI > 0.9 の症例を抽出し，さらに式 1' と式 2 の連立方程式で解が求められる 1774 症例について Ees/Ea と実年齢，血管年齢，CAVI との相関関係を検討した．

結果

血圧脈波測定装置の取扱説明書にある健常成人の CAVI 値を参照すると⁵⁾，性別や年齢により同様にグループ分けしたとき，本研究が対象とした 101 症例は，健常成人の CAVI 分布よりも血管年齢がわずかに高い傾向を示した (図 3) が，有意な差は認められなかった．

1) Pm を Pes の代用として Ees/Ea を近似する方法

101 症例のうち 58 症例 (57%) において式 1 と式 2 の連立方程式の解 (X_1) を得た．これらを，x 軸に PEP/ET を，y 軸に Pd/Pes をとることにより，散布図として図 4-A に示した．灰色の影をつけた右下の領域は，連立方程式の解が負となる変数の組み合わせの領域である．Pes の代わりに Pm を用いた式 1' と式 2 の連立方程式の解 (X_2) を図 4-B に示した．図 4-A と同様に，連立方程式の解が負となる変数の組み合わせの領域を灰色の影をつけて示した．Pm を

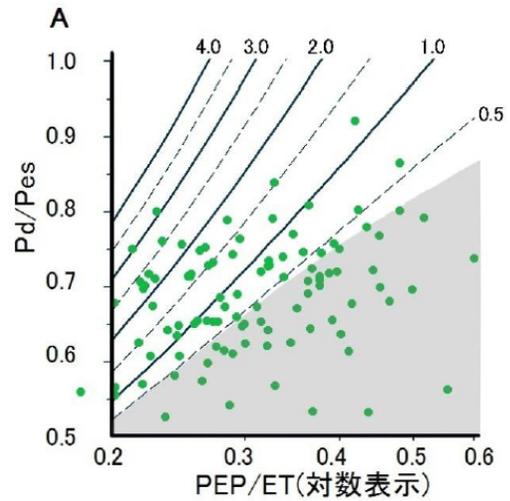


図 4-A x 軸に PEP/ET, y 軸に Pd/Pes をとり 101 例の Ees/Ea をプロットした．

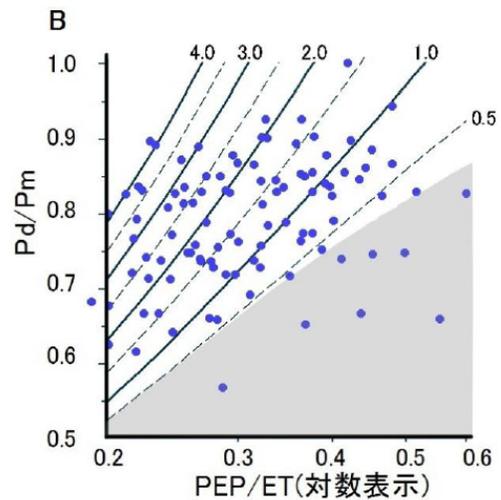


図 4-B x 軸に PEP/ET, y 軸に Pd/Pm をとり 101 例の Ees/Ea をプロットした．

用いると 101 症例のうち 93 症例 (92%) について解が得られた．

Pes を用いた式 1 と式 2 の解 (X_1) と Pm を用いた式 1' と式 2 の解 (X_2) をともにつつ 58 症例について，相関関係を図 5-A に示した．その近似直線は以下に示す通り (式 4) であり，相関係数は 0.91 であった．

$$X_1 = 0.70 \cdot X_2 - 0.22 \quad (4)$$

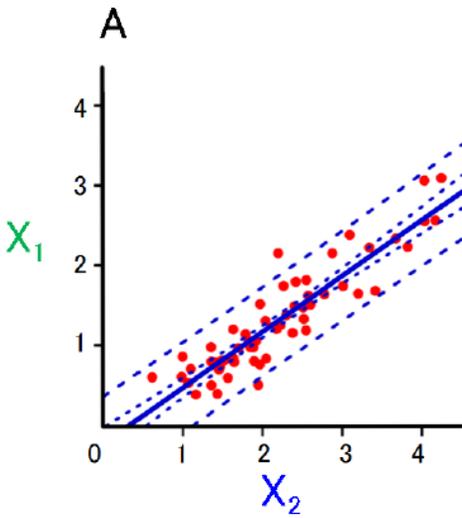


図 5-A X_1 , X_2 の相関関係

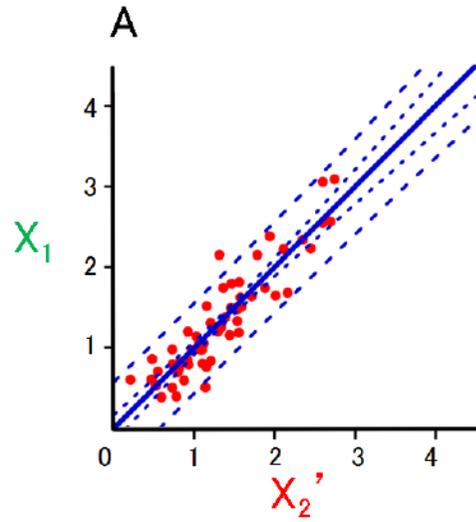


図 6-A X_1 , X_2' の相関関係

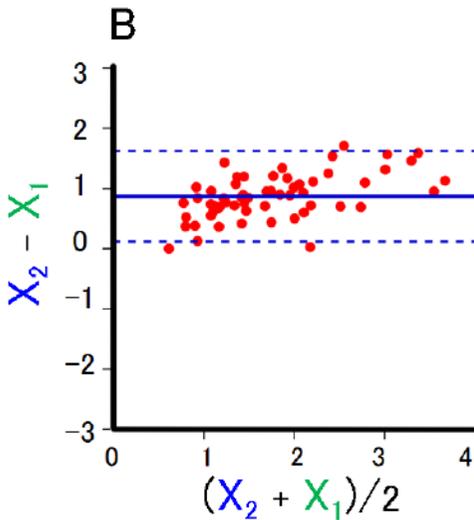


図 5-B X_1 , X_2 のブラント・アルトマン分析
 X_1 : Pes を用いて求めた Ees/Ea ,
 X_2 : Pm を用いて求めた Ees/Ea

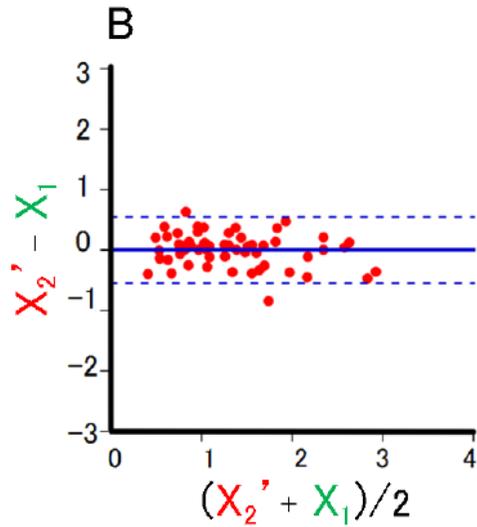


図 6-B X_1 , X_2' のブラント・アルトマン分析
 X_1 : Pes を用いて求めた Ees/Ea ,
 X_2' : Pm を用いて求めた Ees/Ea を
 相関関係式により補正した値

一方、ブラント・アルトマン分析により、Pm を用いて得た値のバイアスは +0.87 であり、その標準偏差は 0.38 であった (図 5-B) . Pes の代わりに Pm を用いて直接 Ees/Ea を推定するために、式 1' と式 2 の連立方程式の解 (X_2) を式 4 に代入することにより、最終的な Ees/Ea を近似

した (X_2') . この値の信頼性を確かめるために、Pes を用いた Ees/Ea の値 (X_1) と比較検討した (図 6-A) . 得られた相関関係を式 5 に示す . その相関係数は 0.91 であった .

$$X_1 = 1.0 \cdot X_2' + 0.003 \quad (5)$$

一方,プラント・アルトマン分析による P_m を用いて近似を行い得た $E_{es}/E_a (X_2')$ と P_{es} を用いた原法による $E_{es}/E_a (X_1)$ のバイアスは-0.007 であり,標準偏差は 0.28 であった(図 6-B)。

2) P_m, P_d, PEP および ET から求めた E_{es}/E_a の応用例

1774 例について, x 軸に実年齢,血管年齢および $CAVI$ を示し, y 軸に E_{es}/E_a を示した散布図をそれぞれ図 7-A, B および C に示した。実年齢と血管年齢は 10 歳ごとに群化し, $CAVI$ は 5 以上 7 未満, 7 以上 9 未満, 9 以上 11 未満および 11 以上 13 未満の 4 群に分け,それぞれの群の平均値と標準誤差を求めた。実年齢の年代に関係なく E_{es}/E_a の平均値と標準誤差は図 7-A に示したように一定値を示し,全体としては 1.0 ± 0.0 であった。血管年齢との関係では,図 7-B に示したように,血管年齢が 19 歳~29 歳の群から 70 歳~80 歳の群へと上昇するに従い, E_{es}/E_a の平均値と標準誤差は 1.5 ± 0.1 から 0.8 ± 0.0 へとゆるやかな低下傾向を認めた。一方, $CAVI$ が 5 以上 7 未満の群から 11 以上 13 未満の群になるに従い, E_{es}/E_a の平均値と標準誤差は 2.7 ± 0.7 から 0.6 ± 0.0 へと低下傾向を認めた。しかし E_{es}/E_a のばらつきが大きく,いずれにも有意な相関関係はなかった。

考 察

E_{es}/E_a を比侵襲的に求める本方法では,等容量収縮期と駆出期の 2 つの左心室収縮期をそれぞれ直線で近似できることを前提とした³⁾。それは,駆出期には,心筋線維が収縮して,血液を大動脈圧に打ち勝って駆出するので,等容量収縮期に比較して収縮速度は当然遅くなるからである。この収縮速度の比を k とし,この k が精密に予測できれば,駆出期の収縮速度が等容量収縮期の心筋収縮速度から計算できる。

E_a は 1 回心拍量と収縮末期大動脈圧の比として定義され,左室の後負荷を表す。これは,総末梢抵抗と心拍数の積として近似できる。すな

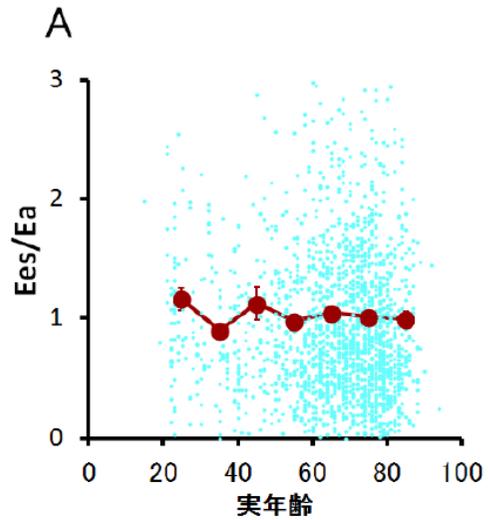


図 7-A 実年齢と E_{es}/E_a の散布図と各群 (10 才毎) の平均値と標準誤差
 E_{es}/E_a は P_m を用いて求めた E_{es}/E_a を相関関係式により補正した値を用いた。

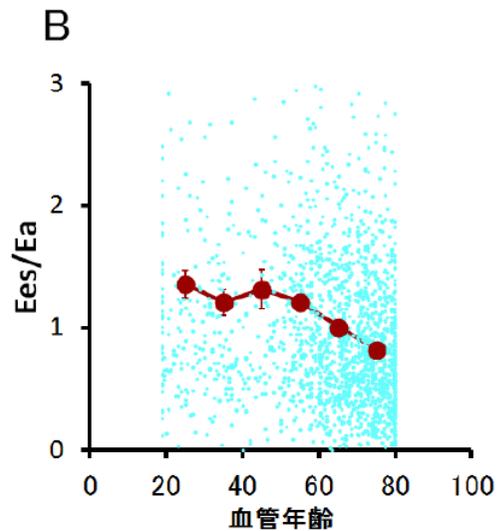


図 7-B 血管年齢と E_{es}/E_a の散布図と各群 (10 才毎) の平均値と標準誤差

わち, P_{es} と P_m はほぼ等しいから¹⁾, P_{es} の代わりに P_m を用いるのは合理的である。さらに, P_m を使うことはこれを臨床応用する際に簡便で有用である。

E_{es}/E_a の計算において, P_{es} の代わりに P_m

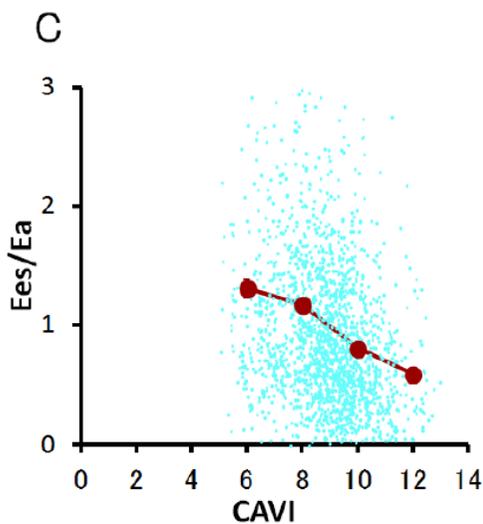


図 7-C CAVI と Ees/Ea の散布図と 4 群の平均値と標準誤差

を使うとき、計算可能な変数の組み合わせが 57% から 92% に上昇した。計算できなかった変数の組み合わせの症例は Ees/Ea が 0.5 以下であり、左心室と大動脈の間のバランスが悪く、収縮性が低いか、後負荷が大きいかを示す。正常域での推定制度を高め、正常域から異常域へ変遷する過程をモニタすることによって、日常的な麻酔や集中治療において有益であることが期待できる。

Pes は大動脈圧波形の切痕を確認することにより値が求まる。しかしながら、今日、臨床現場で利用するモニタは収縮期血圧、拡張期血圧、平均血圧のみをモニタすることが多い。平均血圧は水銀柱を用いた場合、拡張期血圧に脈圧の 1/3 を加えて求める。一方、カフを用いるオシロメトリック法による自動血圧測定装置においては、脈圧が最大値をとるときのカフの内圧より平均血圧を推定する。また、侵襲的な大動脈血圧測定の平均血圧は、1 心拍における血圧の時間積分により計算する。これらの値は同一ではないが、この研究では、臨床応用を念頭に置いて、オシロメトリック法による平均血圧を用いた。生理学的には観血的動脈血圧から平均血圧を求める

方法が最も適切であると考えられるが、臨床的な有用性を考えれば、一般に用いられている自動血圧測定装置の標準的なオシロメトリック法による平均血圧を用いることが妥当と考えた。

Pes の代わりに Pm を用いた式 1' と式 2 を連立することにより Ees/Ea を求め、得られた相関関係式と合わせて最終的に Ees/Ea を推定した値は、Pes を用いた Ees/Ea と有意な差がなかった。加えて、Pm を用いると、解を持つ変数の組み合わせが 57% から 92% に増加した。このように Pm を用いる方法は、実臨床で一般的に得られる変数を用いて Ees/Ea を精度良く計算する簡易で便利な優れた方法であると考えられる。

この方法に基づいて、1774 名について血管脈波スクリーニング検査装置によって得られた Pm, Pd, PEP および ET を用いて Ees/Ea を算出し、実年齢と血管年齢について 10 才毎の年齢で群化し、平均値と標準誤差を求めて図 7-A, B, C に平均値、標準誤差と合わせて散布図を示した。実年齢については、全年代を通して 1.0 ± 0.0 で一定であった。一方、有意ではないが血管年齢が 19 歳 ~ 29 歳の群から 70 歳 ~ 80 歳の群になるに従い、Ees/Ea は 1.5 ± 0.1 から 0.8 ± 0.0 へと減少する傾向が認められ、また CAVI が 5 以上 7 未満の群から 11 以上 13 未満の群になるに従い、Ees/Ea は 2.7 ± 0.7 から 0.6 ± 0.0 へと減少することが同様に示されたことから、高齢になり動脈硬化をきたし、心後負荷が大きくなると Ees/Ea は小さくなることが示唆された。以上のように、本方法による Ees/Ea の推定は、標準誤差が小さく、多数の測定値による平均値の信頼性は高いと考えられるが、個々の測定値のばらつきが大きいく、これを小さくする工夫が必要である。

謝 辞

この研究は、文部科学省の科学研究の助成金 (No. 26670682) を受けた。結果の一部は、日本麻酔科学会東海・北陸支部第 11 回総会・学術集会 (岐阜, 2013 年, 優秀演題受賞) および第 31 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会 (東京, 2013 年) において発表した。

引用文献

1. Sunagawa K, Maughan WL, Burkhoff D, Sagawa K: Left ventricular interaction with arterial load studied in isolated canine ventricle. *Am J Physiol* 1983; 245: H773-80
2. Baan J, van der Velde ET, de Bruin HG, Smeenk GJ, Koops J, van Dijk AD, Temmerman D, Senden J, Bruijs B: Continuous measurement of left ventricular volume in animals and humans by conductance catheter. *Circulation* 1984; 70:812-23
3. Senzaki H, Chen CH, Kass DA: Single-Beat Estimation of End-Systolic Pressure-Volume Relation in Humans: A New Method With the Potential for Noninvasive Application. *Circulation* 1996; 94: 2497-506
4. Hayashi K, Shigemi K, Shishido T, Sugimachi M, Sunagawa K: Single-beat Estimation of Ventricular End-systolic Elastance? Effective Arterial Elastance as an Index of Ventricular Mechanoenergetic Performance. *Anesthesiology* 2000; 92: 1769-76
5. Shirai K, Utino J, Otsuka K, Takata M: A novel blood pressure-independent arterial wall stiffness parameter; cardio-ankle vascular index (CAVI). *J Atheroscler Thromb* 2006; 13: 101-7.

ABSTRACT

Approximation of ventricular-arterial coupling (Ees/Ea) with mean arterial pressure (Pm), diastolic arterial pressure (Pd), pre-ejection period (PEP), and ejection time (ET), and clinical application.

Akiko Takaku¹⁾, Yurie Obata²⁾,
Toshihiko Hamada³⁾, Shunsuke Mikami⁴⁾,
Seiichi Kamisawa²⁾, Yusuke Sagami²⁾,
Yoshikazu Yasuda²⁾, Ko Takakura⁵⁾,
Kenji Shigemi⁵⁾

[Purpose]

The value of left ventricular-arterial coupling (Ees/Ea) quantitatively expresses hidden properties of hemodynamics that cannot be ascertained with arterial pressure alone. Ees/Ea

was reported to be obtained non-invasively using 4 parameters: end-systolic arterial pressure (Pes), diastolic arterial pressure (Pd), pre-ejection period (PEP), and ejection time (ET). Pes could be replaced with mean arterial pressure (Pm), since Pm is considered to express left ventricular afterload and has not been measured generally.

[Method]

One hundred and one cases who underwent vascular screening between 2006 and 2011 at the examination department of our hospital were analyzed. The values of Pm, Pd, PEP and ET are measured with a vascular screening system, and Pes was determined the ratio of wave height of the arterial pressure wave. We calculated Ees/Ea with present method in 3241 cases and examined the correlations between Ees/Ea and 3 parameters: chronological age, vascular age, and cardio vascular index (CAVI).

[Results]

Estimated Ees/Ea (X_2) with Pm, Pd, PEP, and ET was compared with the calculated Ees/Ea (X_1) with Pes, Pd, PEP, and ET. Conventional method allowed only 58 cases (57%) in 101 cases to obtain solutions, whereas present method allowed 93 cases (92%). The correlation between these two values in 58 cases which obtained solutions in both methods was as follows: $X_1 = 0.70 \cdot X_2 - 0.22$ ($r = 0.91$). Then we determined the approximated Ees/Ea by substituting Ees/Ea with Pm for X_2 in the correlation equation. There were no significant correlation between Ees/Ea and 3 parameters, whereas mean and standard error of Ees/Ea has a tendency to be constant at all the chronological ages, and to be decreasing with the increasing of vascular ages and increasing of CAVI.

1) *Medical Student in 5th grade*

2) *Intensive Care Unit*

3) *Department of Clinical and Laboratory Science*

4) *Department of Applied Statistics and Mathematics*

5) *Department of Anesthesiology and Reanimatology*

Faculty of Medical Sciences, University of Fukui 23-3, Matsuokashimoaizuki, Eihei-cho, Yoshida-gun, Fukui 910-1193, JAPAN

Key words:

ventricular-arterial coupling, mean arterial pressure, noninvasive, cardio vascular index

連絡先：小畑友里江

住所：910-1193 福井県吉田郡永平寺町松岡下合

月 23-3

福井大学医学部 器官制御医学講座 麻酔・蘇生学領域

TEL : 0776-61-8391

FAX : 0776-61-8116

E-mail : yurieo@u-fukui.ac.jp

paperChart による自動麻酔記録：継続的な運用上の工夫

岩瀬良範*，今村敏克†，樺澤寛二‡，前山昭彦*

はじめに

当施設での paperChart(以下 PC と略) 運用も満二年が経過しようとしている。この間、PC の運用には、PC 自身に備えられている機能を使いこなすこと、不足している機能を工夫することが求められてきた。この 1 年間に目処がついた課題について報告する。

課題 1: シリンジポンプ動作の無線記録

PC は、テルモ製ポンプの動作情報を RS-232C 出力の取り込みを TP.exe を介してサポートしている。これは有線使用が前提だが実地では配線の取り回しが難しいため、実用性に乏しい。そこで無線伝送を検討したところ、RS-232C 伝送が Bluetooth で可能なことが判明し、数社から発売されていることが判明し、Bluetooth の RS-232C アダプタ (REX-BT60: ラトックシステム, Parani-SD1000: InterSolution Marketing Inc.) を使用した (写真 1)。どちらも bluetooth の SPP(serial port profile) をインストールして、シリアルポート番号を KS.exe に定義するだけで、PC 側のドライバソフト TP.EXE はそのまま正確に動作し、使用薬剤を正確に記録した。レミフェンタニルなどで求められる精密な調整や、プロポフォル TCI などのシリンジポンプ側の自動調整も正確に記録され、さらに血中濃度のシミュレーションにも見事に連動した。(図 1)

しかし、残念ながらこの機能は現在は使用していない。それは以下の経緯による。



写真 1 Parani SD-1000 をシリンジポンプに装着したところ
RS-232C の直角コネクタを用いることで物理的損傷を防いだ。

当施設では基本的に自動麻酔記録の使用は、担当麻酔科医の自由裁量である。それは、自動記録の使用が実地臨床に対する負担になる可能性を除外するため、少なからずの非常勤医師による麻酔臨床の安全確保の一環である。この考えの一環として、無線伝送を試用した手術室の PC には、a. シリンジポンプ自動対応の PC と、b. シリンジポンプはオフライン設定 (= 通常設

*埼玉医科大学病院 麻酔科

†明海大学歯学部 歯科麻酔科 2

‡埼玉医科大学病院 ME サービス部門 3

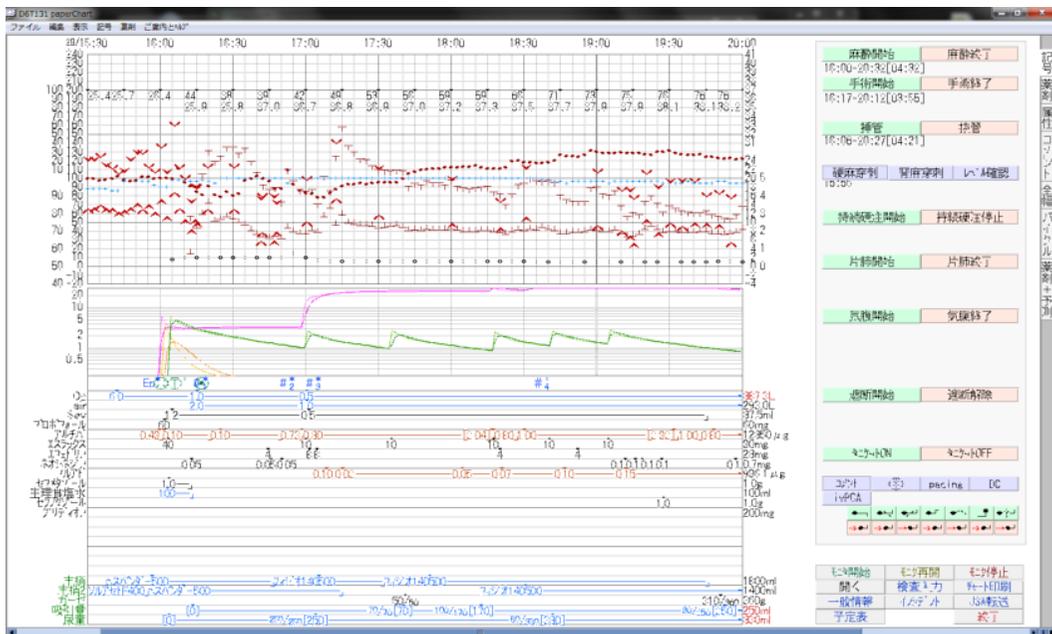


図 1 Bluetooth 無線記録を用いた麻酔記録例

本例ではアルチバとノルアドが記録されている．麻酔記録への入力はポンプの設定変更から自動的に行われるので，頻回の設定変更も正確に反映される．

定)，の二通りのショートカットを準備した．

この設定を開始して，しばらくの間は問題なく経過したが，異なる麻酔科医が担当したある日の症例終了後，最初の担当医の自動麻酔記録がサーバー側ですべて消失していることが判明した．

PCは，記録ファイル名を日付，手術室，同一日の何件目かで記録を一意的に管理している．これに対して，シリンジポンプオンライン設定の手術室名が同一だったために，設定の異なるPCを使用した後者が，前の記録を消去してしまったのである．

この問題に対しては，手術室名を新たに定義することで回避できたが，さらに薬品名の表示や数値表記の誤りなど，プログラムのバグと思われる状況も経験した．全室同条件ならば導入は容易と思われたが，手持ちのシリンジポンプにはシリアルポート未装備のものも多く，時期尚早と判断し，本件の試用はここまでとした．機能としては，とても魅力的であり，今後も検討

は続けたい．また，PCのドキュメンテーションと日常的な使用経験が問題解決を容易にしたことも付記したい．

課題 2:患者 ID 読み取りと自動記録開始機能

NV.EXEによる麻酔記録開始は，手動によるマウス操作が必要であるが，この操作を忘れると，その間の麻酔記録はPCでは復旧できない．逆に，その対策として患者入室前からの記録開始等を行うと正確な在室記録にならない．患者IDリストバンドを読み取ると同時に，患者確認を画面上で促し，NV.EXEの麻酔記録を自動的に開始するソフトをvisual BASICで，sendkeysステートメントを応用して，以下の手順のプログラムを作成してみた．

1. 実行後，バーコードまたキーボード入力により患者IDを入力する．
2. 患者IDを取得したらサーバーにあるschedule.csvにアクセスして，IDが一致する症例を探

す。

3. 一致する ID がある場合は、その症例データを呼び出したパソコンに schedule.csv として転送、同時にサーバー側の同データを削除し、自動記録を開始する。

4. 一致する ID がない場合（緊急症例等）は、合致データがないことを明示し、承認の後に記録を開始する。

こうすることで、誤った症例データで記録される事態を回避できた。このような事態は滅多に遭遇しないが、COWPIE(Charting On Wrong Patient In Electronic medical record; 別の患者のファイルに記録してしまうこと。cow pie は牛の糞の意味もある)として知られている¹⁾。我々の経験でも COWPIE は皆無ではないし、現在の PC の設計制約上、想定しえる事態である。また、このようなロジックを採用することで、schedule.csv は常に最新の未着手症例一覧になる。

課題 3:手術と麻酔の進行状況 リアルタイム表示

各手術室の進行状況をタイムラインで、予定表である schedule.csv の情報と比較しながらリアルタイムに表示するソフトを製作した。これは、PC が出力する文字情報を解析することで実現した。これにより、ある時点の手術室全体の進行状況が、どの程度予定より早いのか遅れているのかを把握できるようになった。さらに、これを 1 分間隔で画面を自動的に連番でキャプチャーするソフト (Winshot:Woodybells 氏による) で画像を記録すると、一日は 1440 分なので 1440 枚の jpeg ファイルになる。この画像を動画化すると、動画は 30 フレーム/秒なので、1 時間が 2 秒、24 時間が 48 秒の動画になる。「手術室の動き」のダイナミックさを描出でき、新たな手術室全体の進行状況の把握が可能になった。

考察とまとめ

PC 本体の改善や改版は、残念ながら事実上不可能であるが、当施設では安定した動作が継続できている。上記 3 件の課題は、多くの同僚に

役立つと思われ公開したい。特に課題 3 は、手術麻酔情報のビッグデータ処理という可能性を強く感じている。

参考文献

1. Anonymous: A case report from the anesthesia incident reporting system; Case 2012-9: Garbage in ASA newsletter 76(9):42-43, 2012

ABSTRACT

Improvement implementations for paperChart automated anesthesia recording system.

Two years stable operation with more than 8000 cases of paperChart, we hoped to add new functions for daily usage. We attempt to implement new functions.

New function 1: Automated transmission of syringe pump data to PC with wireless transmission was implemented by following solution. The Bluetooth RS-232C converters (Ratoc system: Japan, Inter,,,) were attached to syringe pump (Terumo, Japan). After Bluetooth pairing with host computer, the pump working status was acquired without cable by TP.EXE.

New function 2: Verification and authentication of schedule file and wrist ID band, then commencement of anesthesia record automatically, was implemented by following solutions. A software was developed under visual basic with following procedure. 1. patient ID was read by barcode reader, 2. patient ID was retrieved in schedule host computer, 3. confirmation and approval by anesthesiologist, 4. schedule file in the local computer automatically replaced, 5. paperChart starts automatically with monitoring record using "AppActivate" and "Sendkey" commands.. Results: New functions were confirmed to work.

Discussion:

paperChart is an high performance, quite stable automated anesthesia recording system which was developed by Dr.M.Echikawa who passed away in 2011. Current system works under Microsoft Windows (xp, 7) system, however, source code level improvement is almost unable because of situation. Current implementation enabled functions without affect core (kernel) paperChart system.

手術室運営のテクノロジーはあるか？ 時間軸の概念を導入した状況認識

岩瀬良範

はじめに

円滑，効率的かつ安全な麻酔科診療実現には，円滑かつ効率的な手術室運営が求められる．多くの施設で，日々の定時手術が予定されるが，変更や中止，追加，さらには緊急手術が加わり，最初とは全く異なった実施状況は多くの麻酔科医が経験する．良好な手術室運営は，指導的麻酔科医の誇りとするところであり，その基本原則は筆者の場合は，安全第一，適材適所，最大の治療効果，最大の修練効果，時間を無駄にしない，適切なワークロード，暇な人員は作らない，ダラダラ働かせない，適切な休憩と休暇，サボっている人間を検出する，などの実践で，この矛盾した要求を満たすことが重要と心得ているが，それは自分が人の分まで働くということでもある．

我々は手術室運営を一定の手法(テクノロジー)で行っているだろうか？ 手術室運営状況認識のテクノロジーを考察してみた．

着想

各手術室は必ず空室か入室のいずれかにあり，入室には6つの状況(入室，麻酔開始，手術開始，手術終了，麻酔終了，退室待ち)のいずれかにある．これらの状況を全手術室と時間軸に展開して予定と実施でプロットすると，予定に対する遅れ時間等が直感的に視覚化できる．この予定と結果に対する運用状況を電子的に視覚化すると，客観的な運用記録になり得るとの考えが端緒である．

方法

埼玉医科大学病院 麻酔科

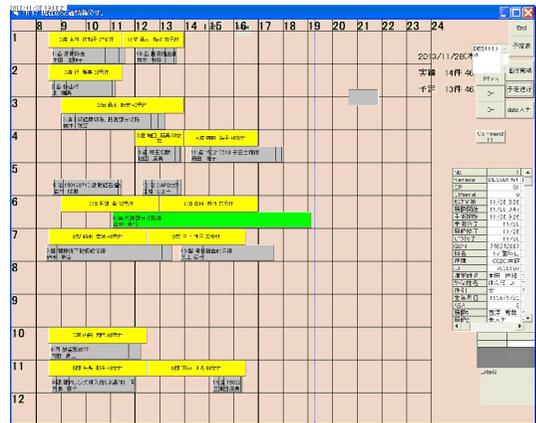


図 タイムライン表の実際

a. 動画化:

paperChart から得られた手術部全体の進捗状況グラフを自動画面記録ソフト Win-SHOT(WoodyBells 氏製作フリーソフト)により1分毎にjpeg画像として記録した．こうすると，一日に1440枚のjpeg画像が記録される．これを1秒間30コマの動画化を行うと1時間が2秒，すなわち24時間が48秒で観察できる．この動画化には，TMPGEncの連番画像リーダー機能を用いた．

b. ストーリーボードの応用:

動画化された画像は，画像編集ソフトに読み込むことができる．Adobe Premiereを用いて動画を配置すると，1コマ(すなわち1分間隔)での状況の再現と検討が可能になる．

結果

日々の運用記録の動画が蓄積している(図)．まだ経験則の域を超えないが，本システムを用いて以下の状況認識が可能になった．例えば日勤の場合，総手術室占有可能時間は，

* 手術室数 (11) × 9時間 (8:30 ~ 17:30) = 99時間

* 現実には 8 部屋 × 9 時間 = 72 時間が 100 %

当施設の場合, 8 列 20 件/day が予定されても総手術占有時間は多くても 60 時間程度で, 一見膨大な時間に見えるが, 8 部屋が同時に進行していれば, 1 時間の経過は総手術時間 8 時間の経過と等しい。

また, タイムラインを眺めて見えてきたこととして, 入れ替えに要する時間は 0 分ではないこと, 術式により準備時間は異なること, 麻酔に関する時間は手術時間よりかなり短いし, ほぼ一定であることも判明した。

考 察

手術室運営の経験に基づいた独自のノウハウは, 多くの指導的麻酔科医の誇りとするところであろう。しかし, それが最善かどうかを検証する方法は皆無に等しい。本法で得られた動画も, すぐに「深読み」が修得できるわけではない。問題意識と繰り返しのトレーニングの必要性が痛感された。

発表後追記

動画のために 60 秒ごとにキャプチャーした画面は, 自動麻酔記録用 PC からアクセスすれば, 全体の進行状況の最新情報が各手術室からわかることになる。これを実現するためには, IIS (internet information server) などの Web サーバーを立ち上げ, HTML 言語で <meta refresh> コマンドを使えば, クライアントに最新情報を提供でき

る。これらのことは, 着想さえあれば数分で実現できた。同様に 1997 年頃に発表したのが, 隔世の感がある。

ABSTRACT

Are there solutions of technology in OR schedule administration? Incorporation with time-line concept

Safe, efficient and smooth OR administration is always desired, however, it is always difficult in busy major hospital. Do we have standardized solutions of technology in OR schedule administration? To solve this question, we need to recognize latest situation of all ORs.

Method

A software displaying Time-lined each OR situation was produced under visual basic. Text base data containing latest OR situation was generated by local paperchart automated anesthesia recording system. All data transmitted central sever simultaneously.

Automatic screen capturing free software "WinShot" by Woody-Bell records sequential jpeg file every 1 minutes. One day is equal to 1440 minutes, so 1440 frames picture encoded into 48 seconds mpeg video file using sequential picture loader (TMPGEnc, Pegasys, Japan).

Result

Mpeg animated video files were good for reviewing situation of the daily ORs usage.

Discussion

Current method enabled to recognize various situations with compressed time concept. Precise perspective of one day may not be easy. Current concept seems to require the each administrators continuous interests and experienced training.

開発フレームワーク Apple Core Data による JSA-PIMS と ODBC 連携させた麻酔チャート PDF Viewer の作成

佐和貞治 , 橋本悟*

はじめに

Core Data は , Apple Mac OS X 10.4 Tiger 以降で導入された Objective C を用いた OS X プログラム開発環境である Cocoa プログラミングでのモデル・ビュー・コントローラ (MVC) アーキテクチャである . その特徴として , データのモデル化 , ユーザインタフェースの作成自動化 , 下層ストレージ層の抽象化などを高度に達成している . 統合開発環境である Xcode を用いて高速に iTunes や Mail に代表される 3 ペイン・ユーザインタフェースを持ったアプリケーション・ソフトの作成について多大なコーディングを行わずに可能としている . 今回 , 紙ベースの過去の麻酔記録を PDF 化したものを JSA-PIMS 麻酔台帳の PostgreSQL データベースと ODBC 連携させて保存する 3 ペイン・ユーザインタフェースを持ったアプリケーションの作成を Core Data を用いて試みた . 電子スキャナーを用いて PDF 化した過去の麻酔チャートについて , そのファイルをアプリケーションのウィンドウに Drag&Drop することでデータフォルダへ保存と同時に JSA-PIMS の PostgreSQL データベースから基本情報を取り込めるようにした . データのモデル化 , 永続性スタックの作成等の流れで作成した概略について報告する . また , 今回の Core Data への PostgreSQL データベースから基本情報取り込みを Apple iOS へ発展させて , iPhone , iPad 用アプリケーション構築に利用するためのポイントを整理する .

Apple OS における開発環境について

Apple Macintosh コンピュータによる Mac OS

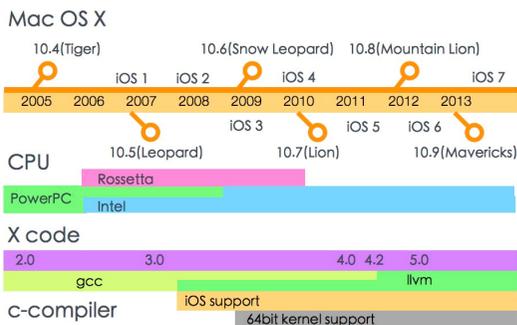


図 1 Core Data 実装後の Apple OS , Macintosh CPU と開発環境 Xcode の変遷.

X もしくは iPhone , iPad を含む iOS でのアプリケーション開発には統合開発環境である Xcode を用いるが , Mac OS X verion 10.4 (Tiger) 以後 , CPU が 1991 年にアップルコンピュータ , IBM , モトローラ連合の PowerPC より Intel CPU に移行したこと , それに伴って PowerPC バイナリの互換性を維持するために PowerPC 用プログラムコードをインテル用コードに適宜変換する Rosetta の導入と , Mac OS X verion 10.7 (Lion) からの Rosetta の廃止と同時に 64bit カーネルの採用 , そして C コンパイラに関しては GCC (GNU Compiler Collection) から , LLVM (Low Level Virtual Machine , 低水準仮想機械) 標準対応への移行などが重なり , それがアプリケーション開発に必須となる各種 Framework の導入するバージョン対応を困難して , 開発環境整備が障壁となり , 我ら素人プログラマによるアプリケーション開発を困難にしてきた (図 1) . 今回の開発は Mac OS X は , version 10.7.5 , Xcode 4.6.3 , PGSQlKit for Mac OS 9.0.1 , PGSQlKit for iOS 9.1.1 である .

京都府立医科大学麻酔科学教室

*京都府立医科大学附属病院集中治療部

Core Data の理解

CoreData は、Objective C を用いた OS X プログラム開発環境である Cocoa プログラミングでのモデル・ビュー・コントローラ (MVC) アーキテクチャである (図 2)。Core Data Framework に含まれた機能を利用することで開発が可能となる¹⁻³⁾。実際のアプリケーション開発でのプログラミングにおいては、データモデリングツールを用いたデータモデル作成から開始する³⁾。

Core Data は、Xcode のメニューバーより File→New→Project にて、Mac OS X→Cocoa Application を選択し、Use Core Data のチェックボックスにチェックを入れれば導入完了である (図 3)。

Xcode の左サイドのファイルリストの中の Other Frameworks フォルダには、AppKit と Foundation 以外に CoreData.framework が登録されていることがわかる (図 4)。さらに今回の開発では、PDF ファイルの Viewer を用いるため、PDF kit を含む Quartz.framework をウィンドウ左下の + ボタンから追加する³⁾。

PGSQLKit の導入

PGSQLKit (ver 9.0.1) for Mac OS を Druware Software Design の PostgreSQL for Mac (<http://www.postgresqlformac.com/lists/downloads/pgsqlkit/>) よりダウンロードする。ダウンロードしたパッケージソフトを展開して得られた PGSQLKit.framework を Xcode の framework に同様に登録する (図 4)。

データモデリングツールによるデータモデル作成

Xcode 左ファイルメニューから、ChartViewer.xcdatamodeld をクリックして、モデリングツール画面に移動する (図 5)。ここでは、UML 形

Core Data とは

Mac OS X 及び iOS の統合開発環境 Xcode での MVC (Model・View・Controller) アーキテクチャを持ったデータベースアプリケーションの開発用フレームワーク

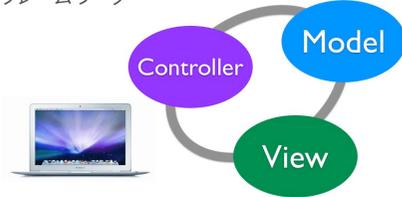


図 2 Core Data とは。

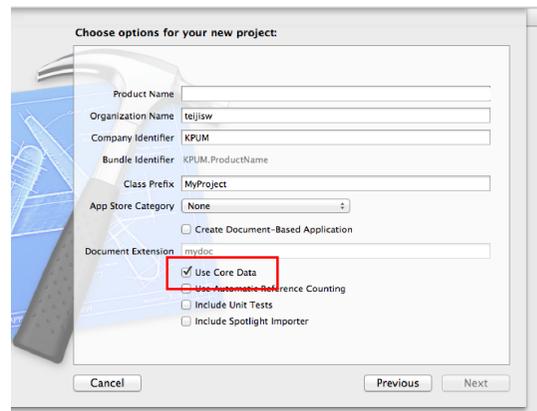


図 3 Xcode における CoreData の導入方法。

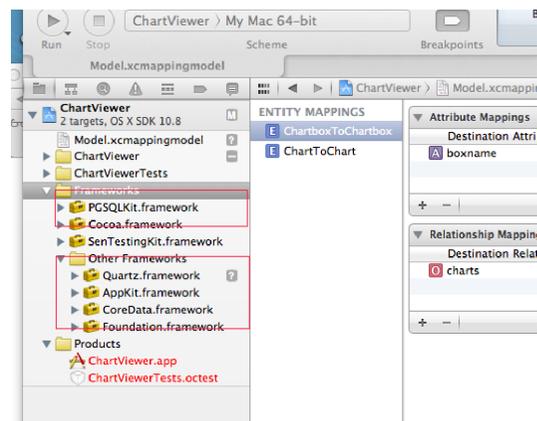


図 4 Framework(CoreData, Quartz, PGSQLKit) の確認・登録。

式で表示される Entity(エンティティ) と Attributes(属性) と Relationship(関連) を設定していく。具体的には、麻酔チャート情報を

構成する”Chart”という Entity に，症例番号(”case_no”)，患者番号(”patient_no”)，患者名(”patient_nm”)，年齢(”age”)，性別(”sex”)，病名(”dis_nm”)，手術名(”ope_nm”)を属性として登録し，チャートボックス名(”chartbox”)，ここでは科名を想定)を関連に設定する．また”Chart-box”という別の Entity を作成し，ボックス名(”boxname”)として属性を設定し，科名が一致した複数の Chart を収めるために，”charts”という関連を設定する．Xcode 右の属性設定メニューから”Chartbox”の関連”charts”には，”Chart”の関連”chartbox”へ多対 1 関連を設定する．その際には，また逆関連も一対一で設定されるようにする．

Xcode Interface Builder を用いた View の設定

ビューの設定には，Xcode に統合化された Interface Builder を用いる．具体的には Xcode 左ファイルリストメニューから MainMenu.nib を選択すれば，設定画面に移行できる．今回のアプリケーションでは，アップルの電子メールソフトである Mail や音楽アプリケーションである iTunes のようないわゆる 3 ペイン・ユーザインタフェースを持ったアプリケーションを作成する(図 6)．つまりウィンドウの左サイドには Chartbox をリスト表示するテーブルリスト，ウィンドウ中央～右の上部には個々の Chart 情報を表示するテーブルリスト，ウィンドウ中央の下には PDF を表示させる Viewer，そしてウィンドウ左下には JSA 麻酔台帳から取り込む個々の情報を一旦保持するテキストフィールドを，Xcode 右下で選択できる部品庫 Object Library へのアクセスから選択して並べておく．

モデルとビューを結びつける コントローラとの接続

Cocoa の binding 機能を用いて，各部品とコントローラプログラムを関係付けていけばよい

Core Data Model

複数の属性を持った Entity で構成される Managed Object Model

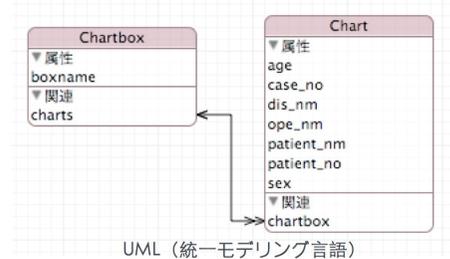


図 5 Xcode Core Data データモデリングツールを用いたモデルの作成。

Core Data View by Interface Builder

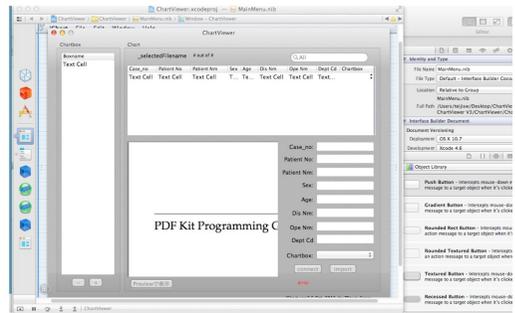


図 6 Interface Builder を用いた View の設定。

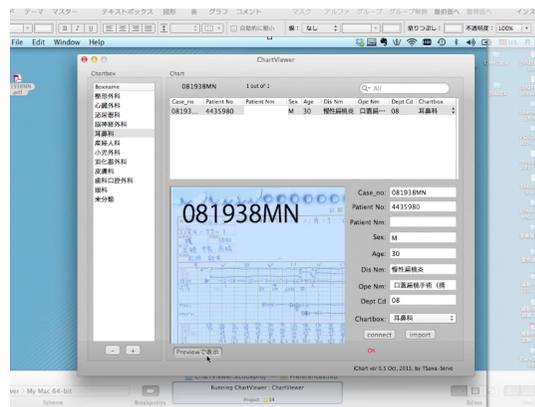


図 7 実際のプログラム完成図。

(詳しくは Xcode プログラミングの成書に譲る 3,4)．相当な部分は，簡単な記述のみで，あとは Interface Builder の Binding 機能を利用すればスムーズにビューに設定された各部品と，モデ

ルデータを収める関連性を持たせていければよい(図7)。

Core Data での全体の流れと用語

Core Data の各部分は、以下の様なかなり特別な用語で語られているために、それらについて把握しておくことが重要である(図8)³⁾。

- Managed Object Model:**
管理対象オブジェクトモデル
- Managed Object:**
管理対象オブジェクト
- Managed Object Context:**
管理対象オブジェクトコンテキスト
- Persistent Store Coordinator:**
永続ストアコーディネータ
- Persistent Store:**
永続ストア

具体的には、モデリングツールを用いて作成する複数の属性 Attributes を持ったエンティティ Entity(Object 指向におけるクラスに相当するようなもの)の集合として Managed Object Model は形成され、このモデルに沿った具体的な個々のデータは、Managed Object として登録される。この Managed Object の従うべき全体ルールとして、指定される Managed Object Context が存在する。Persistent Store は、具体的には XML ファイルもしくは SQL データベースに保存されたデータであり、その保存を司る仕組みが Persistent Store Coordinator である。わかりやすく言えば、Managed Object とは教室の管理対象である医局員であり、それを司る医局の掟が Managed Object Context、Persistent Store とは登録された医局員名簿のようなものということになる。つまりゲームなどを除く、我々の用いる多くのアプリケーションは、管理すべき対象物があり、それを収めるデータファイル(XML や SQL データベース)とそれを表示させるビュー、その間を取り持つコントローラで形成される。その典型例は Web でのショッピングサイトや、メールソフト、音楽ダウンロードソフト、写真

Core Data 用語

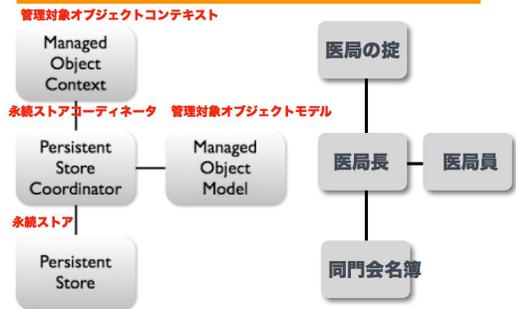


図8 Core Data の用語と医局・医局員に例えた例。

JSA-PIMS ➤ OS-X, iOS

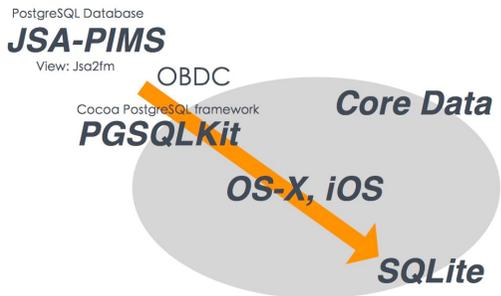


図9 PGSQLKit を利用した ODBC 連携を用いて JSA-PIMS から CoreData 内のデータ取り込み。

整理のソフトなどが例であろう。

今回は、まず昔の紙ベースでの個々の麻酔記録についてイメージスキャナーで電子スキャンし PDF 化する。その際に JSA-PIMS の症例番号(case_no)をそのファイル名とする。次に、その PDF ファイルを今回のアプリケーションのウィンドウ内のテーブルウィンドウの下に配置したドロップビューに Drag&Drop 機能を用いて落とせば、自動的にファイル名を読み取り、それを検索キーにして、JSA-PIMS の SQL データベースである PostgreSQL より、その症例の基本データを、今回導入した framework である PGSQLKit を用いた Open Database Connectivity(ODBC) 連携を利用して Core Data 内に引き込み、それを Persistent Store Coordinator を用いて、XML

ファイル形式で保存させた。PDF の表示には、PDF Kit Framework の機能を利用したが、詳細は成書に譲る(参考図書)。さらに保存されたファイル情報を Fetched Request を用いてテーブルビューに整理した形で表示させるようにした(図9)。

Core Data における実際のプログラミングの動作の流れを以下に簡単にまとめる(図10)。なお、英文の成書^{5,6)}に全体の流れは非常にわかりやすく解説されているので参考にした。

① まず、以下の様な呪文を唱えて、Managed Object Context の実体である”context”を指定し、その支配下にある Managed Object である新しい麻酔記録情報”newChart”を、Managed Object Model で設定した Entity である”Chart”の Object として生成する。

```
NSManagedObjectContext *context;
NSManagedObject *newChart
= [NSEntityDescription insertNewObject
ForEntityFoName:
@"Chart" inManagedObjectContext:
context];
```

② 次に、この Managed Object である newChart の属性を順番に Key 値コーディングを利用して以下のように入力していく。

```
NSManagedObject *newChart;
[newPateint setValue:@"佐和" forKey:
@"Pateint_nm"];
```

③ Persistent Store への保存は以下のように対象となる Managed Object Context を保存すれば自動的に指定した形式で保存される。

```
[context save:&anyError]
```

④ 一旦ファイルに保存したデータを再び画面に表示するために、Mac OS X では、FetchedRequest という機能を用いて、Store されたデータに対して指定の条件に合致するデー

Core Data Programming Work Flow



図10 Core Data のプログラムの動作の流れ。

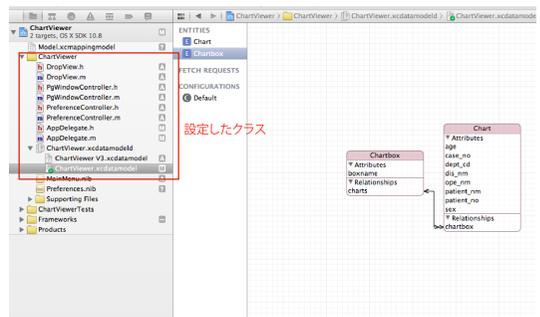


図11 設定したクラス群と Xcode でのファイルリスト

タを要求し、それを画面のテーブルにリスト表示させる。Mac OS X でのアプリケーションでは、Interface Builder の Binding 機能を用いて対応するテーブルビューの各フィールドに表示させる。一方で、iOS では、FetchedResultsController という仕組みが iPhone や iPad のリスト画面にデータを表示させる。

```
[[NSFetchedResultsController alloc]
initWithFetchRequest:request
managedObjectContext:context
sectionNameKeyPath:@"Chart.patient_nm"
cacheName:@"cache"];
```

PGSQLKit を用いた ODBC 連携と Core Data へのデータ移行

CoreData の外略は以上のものである。以下少

し難しいプログラミン領域についてのみ、本稿に整理してまとめておく。

1) Chart Viewer に設定したクラス (ファイル) 群 (図 11)

- ① AppDelegate クラス (AppDelegate.h, AppDelegate.m):
アプリケーション全体を指揮する Core Data デリゲート
- ② PreferenceController クラス (PreferenceController.h, PreferenceController.m):
ODBC 接続初期条件設定を入力するファイルメニューからの環境設定
- ③ PgWindowController クラス (PgWindowController.h, PgWindowController.m):
PostgreSQL と PGSQLKit を通じて ODBC 連携させてデータを取り込む。
- ④ DropView クラス (DropView.h, DropView.m):
PDF 化した Chart ファイルを Drag&Drop でハンドリングする部分。

2) PGSQLKit を用いた ODBC 連携

Interface Builder での MainMenu.nib ユーザ・インタフェース上の二つのボタンと連動したメソッド、

```
- (IBAction)connect:(id)sender  
- (IBAction)executeQuery:(id)sender
```

を用いて、ODBC 接続と、SQL 命令の実行とデータの受信を行った。

まず ODBC 接続では、PGSQLConnection クラスを用いて、

```
pgconn = [[PGSQLConnection alloc] init];  
[pgconn setUsername:odbcUserId];  
[pgconn setPassword:odbcPassword];  
[pgconn setServer:odbcHostName];  
[pgconn setPort:@"5432"];  
[pgconn setDatabaseName:odbcDatabaseName];
```

のようにインスタンス変数を登録し、

```
if ([pgconn connect])  
{  
    [errorMessage setStringValue:@"OK"];  
    [error setStringValue:@"OK"];  
}
```

で、データベースとの ODBC 接続を行う。次に SQL 命令の実行とデータの受信では、“query”を SQL 命令としてセットし、pgconn open: “SQL 命令”で戻り値を PGSQLRecordset クラスにする。

```
PGSQLRecordset *sqlRv = [pgconn open:  
query];
```

SQL 命令は、PostgreSQL データベースの jsa データベースの Table “ope” に対して行っている。

```
- PgWindowController.m  
- (IBAction)connect:(id)sender {  
    NSString *odbcHostName;  
    NSString *odbcDatabaseName;  
    NSString *odbcUserId;  
    NSString *odbcPassword;  
    以下省略  
}
```

2) Core Data のコード部分

Managed Object Model、Persistent Store Coordinator、Managed Object Context の生成などに関するコードは、Use Core Data にチェックを入れればほとんど自動生成されている。とくに Persistent Store Coordinator に関する記述では、XML 形式が組み込み SQL データベースである SQLite に保存するかを選択できる。

```

- AppDelegate.m
// Managed Object Model の生成
- (NSManagedObjectModel *)managedObjectModel {
    if (_managedObjectModel) {
        return _managedObjectModel;
    }
    以下省略

```

3) Core Data へのデータ登録と連携 (relationship) 登録

Core Data において生成された Managed Object "chartObject" の属性設定では, "master" として関数の引数として引き渡された Array の要素を順番取りに, キー値コーディングを用いて, セレクター "setValue: forKey:" を用いて以下のように入力していく.

```

[chartObject setValue:[master objectAtIndex:0] forKey:@"patient_no"];

```

一方で, 多対一関連の形成のためには, 生成された Managed Object "chartboxObject" の属性 "boxname" を以下のように設定し,

```

[chartboxObject setValue:dept_nm forKey:@"boxname"];

```

その chartboxObject を "chartObject" の関連 "chartbox" にセットする.

```

[chartObject setValue:chartboxObject forKey:@"chartbox"];

```

次に逆関連として, "chartboxObject" の関連である "charts" に "chartObject" を関連付けたい訳だが, 多対一であるので少し工夫が必要. MutableSet を用意して, 一旦, その今までの ChartObject を登録し, それに新しい ChartObject を addObject: でセットに加える. 最後に, その更新された ChartObject のセット "chartboxObject" の関連である "charts" に再登録する.



図 12 iOS で PGSQLKit を使用するための pqtouch と libpq の設定.

```

NSArray *chartObjectArray = [[NSArray alloc] initWithObjects:chartObject, nil];
NSMutableSet *chart_set;
chart_set = [chartboxObject valueForKey:@"charts"];
[chart_set addObject:chartObject];
[chartboxObject setValue:chart_set forKey:@"charts"];
以下省略

```

9. Core Data の iOS への応用

1) iOS での開発

iPhone や iPad で同様に JSA-PIMS と ODBC 連携で取り込んだデータを Core Data を利用して管理するアプリケーションの作成も, Xcode4 の整備された開発環境が強力に利用できる. まず, Xcode のメニューバーから File→New→Project にて iOS での Application を選択して Master Detail Application のアイコンを選んで, 次に iPhone での開発であることをプルダウンメニューで選択し, Use Core Data と Use Storyboard のチェックボックスにチェックを入れる (図 12). iOS での開発のポイントは, Mac OS X でのマルチウィンドウを利用できる環境と異なり, iPhone や iPad では, 画面ごとのシングルウィンドウでの表示となるため, 複数のウィンドウを連携させていく必要があり, Storyboard にて Segue という仕組みを利用して画面連携構築を容易にしてくれることとなる⁷⁾.

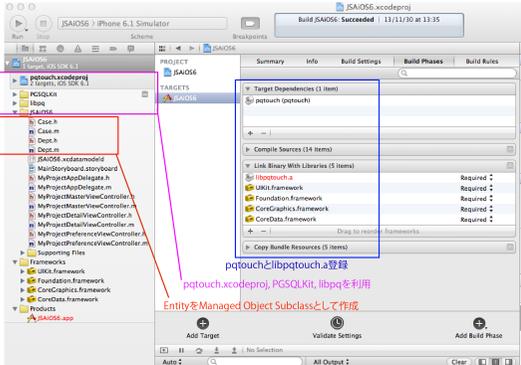


図 13 iOS で PGSQKit を使用するための pqtouch と libpq の設定。

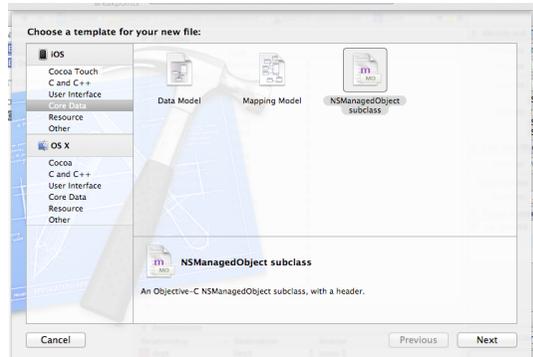


図 15 Xcode 4 での Core Data NSManaged Object Subclass の設定画面。

Core Data Model

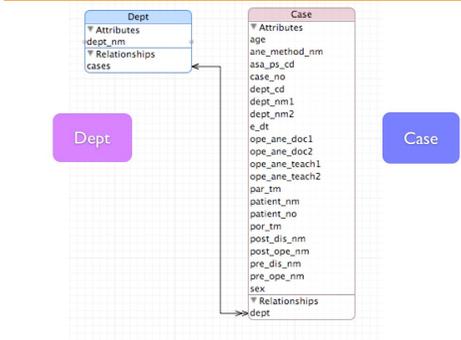


図 14 データモデリングツールでの Entity”Case”と”Dept”の設計。

2) PGSQKit の導入

PGSQKit (ver 9.1.1) for iOS を Druware Software Design の PostgreSQL for iOS (<http://www.postgresqlformac.com/lists/downloads/pgsqlkit-2/>)

よりダウンロードする。ダウンロードしたパッケージソフトを展開して得られたファイルは、Getting Started: PGSQKit on iOS (http://www.postgresqlformac.com/data_access_2/getting-started-pgsqkit-on.html) サイトの記事を参考に Xcode の開発環境に組み込む。特に注意が必要なのは、libpq と pqtouch を利用するために、ダウンロードしたファイル群を解説に沿って取り込み、さらに Project の Build Phase の Target Dependencies と Link Binary With



図 16 iPhone での 3 画面を持つビュー設計。

Libraries に登録する (図 13)。

3) Modeling Tool による Entity 作成, Managed Object Subclass の利用。

今回は JSA-PIMS から、特定の麻酔科医の情報を科ごとに整理して iPhone に取り込むプログラムを作成する。そのために Entity は、症例”Case”と科名”Dept”の二つを作成する (図 14)。さらにそれらの Entity の実体を NSManaged Object Subclass として利用できるように Xcode のメニューバー File→New→File から、Subclass を自動作成しておく (図 15)。

4) iOS における Model-Controller-View の設計

今回のアプリケーションでは、モデルは Case(症例) と Dept(科名) の 2 つとし、それらを NSManaged Object クラスのサブクラスとして登録し、ビューに関しては JSA-PIMS から取

Core Data for JSAiOS

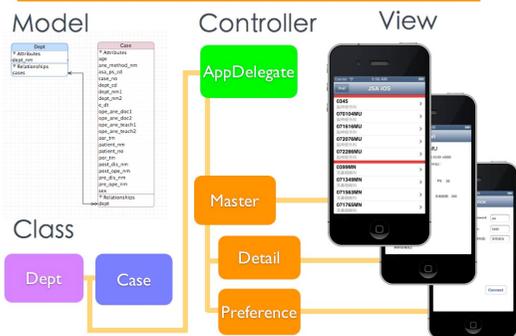


図 17. iPhone でのモデル・コントローラ・ビュー設計。

り込んだデータを科毎にリスト表示する Master 画面と、そのリストから選んだ症例の詳細を表示させる Detail 画面、さらに PGSQLKit を通じて PostgreSQL に ODBC 連携させるための接続条件と検索条件 (具体的には麻酔科医名 ope_ane_doc) を設定する設定 Preference 画面の 3 画面構成とした (図 16)。コントローラは、全体の指揮を AppDelegate に任せ、それぞれの画面のサブコントローラを設定した (図 17)。

次に 3 つの画面は、Storyboard 機能を用いて各画面に設定したボタン等と画面上の Segue 機能で繋いでいく⁷⁾(図 18)。

まとめ

Core Data を利用した Xcode4 での Mac OS X や iOS でのプログラミングにより、JSA-PIMS と ODBC 連携させて症例データを取り込むプロトタイプアプリケーションを作成した。Core Data は、特殊な用語がその開発を取り付きにくくしているが、その仕組みを理解すれば高速にプロトタイプ作成が可能となることが解った。今後、臨床の現場では iPhone や iPad などのモバイル端末やタブレット端末が一層に利用されるようになると考えるが、Xcode4 の強力な開発環境とモデル・コントローラ・ビュー概念に基づく Core Data のプログラミング環境はたいへん有用であると考えられる。

Core Data for iOS



図 18 Storyboard による Segue を用いた iPhone の画面連携構築。

参考図書

1. Core Data プログラミングガイド (TP40001075 7.0). <https://developer.apple.com/jp/devcenter/ios/library/documentation/CoreData.pdf>
2. iOS Core Data チュートリアル (TP40008305 1.6) <https://developer.apple.com/jp/devcenter/ios/library/documentation/iPhoneCoreData01.pdf>
3. 木下誠. Happy Macintosh Developing Time. Third Edition. Cocoa プログラマのための技術解説書. ビー・エヌ・エヌ新社, 東京, 2006.
4. 中村正弘. はじめての Mac OS X Cocoa プログラミング. Locus, 東京, 2003.
5. Isted T, Harrington T. Core Data For iOS. Addison-Wesley Upper Saddle River, NJ, USA, 2011.
6. Zarra MS. Core Data. Second Edition. Data Storage and Management for iOS, OS X, and iCloud. The Pragmatic Bookshelf, Dallas, TX, USA, 2013.
7. まえだひさこ, 佐藤伸吾. 初めての Xcode4 プログラミング. インプレスジャパン. 東京, 2012.

ABSTRACT

Making anesthesia-chart PDFViewer that carried out ODBC cooperation with JSA-PIMS by using the development framework Apple Core Data

Teiji Sawa, Satoru Hashimoto

Core Data introduced after Apple Mac OS X10.4 Tiger is the model view controller (MVC) architecture in Cocoa programming which is the OS X program development environment using Objective C. The modeling of data, the

automation of a user interface, the abstraction of a lower storage layer, etc. are highly attained in Core Data. Without performing program coding lots, by using Xcode that is an integrated development environment, it is easily possible to create the application software with 3 pane-user interfaces, like Apple iTunes and Mail. In this report, we summarize the outlines of the concept of Core Data programming and programming of ODBC with JSA-PIMS.

*Department of Anesthesiology & Critical Care,
Kyoto Prefectural University of Medicine*

ファイルメーカー[®]を用いた麻酔症例データベース におけるデータ入力の工夫

惣谷昌夫，吉川武樹*，土手健太郎†，萬家俊博‡，長櫓 巧‡

はじめに

データベース(以下DB)を構築する際に，入力インターフェースは，データの内容に影響する．これらは特に検索を行う際に問題となり，データの再利用に支障を来す．おそらくこれらの問題はDB構築の上では，データ構造そのものとともに，重要視されるべき点であろう．

筆者はファイルメーカー[®](以下FM)で麻酔症例DBを作成し，改良しながら15年以上，複数の施設で使用してきた．このDBにおける入力インターフェースについての問題点と対応策について検討する．なお，学会発表時の質疑応答でもご意見を頂いたようにこの問題は，すでに諸先輩方の苦心されてきたものであり今回提示した工夫も筆者のオリジナル，と呼べるものはないのかもしれないが，筆者自身のまとめの意味合いもあり，学会発表としたものである．

データ入力の問題点

複数の人間が自由に入力するとデータは多様化し，検索などに不都合を生じる．この場合，数字や記号で構成されるデータは多くの場合問題にならない．数字(小数点を含む)データは，強制的に変換することが容易であるし，限られた記号データであれば(血液型など)ラジオボタンやチェックボックスによる選択肢を示すこともできる．全角，半角での入力の問題はあるものの，これも入力後に強制変換したりアプリケーションによっては入力インターフェースを設定によって固定したりすることもできる．(実際，

FMはそうした設定をレイアウト上の入力フィールド毎に設定可能である)しかし，フリーテキストのデータ項目の場合，ユーザに自由に入力させると，同じ内容にもかかわらず異なるテキストを入力することや，全角・半角，平仮名・片仮名の混合等も起こる．これを避けるには，限定した候補を挙げてメニュー化し，その中から選択入力させるのが効率的である．しかし，疾患名や手術術式のようなデータでは多岐にわたる語句が入力され，過去の入力内容をそのまま入力候補とすると冗長になる恐れがある．FMには，プルダウンやポップアップなどのメニューがレイアウト上に構成可能で，いわゆる補充入力との組み合わせの機能があるが，これらの機能を使うだけでは上記の問題点は解決できない．その理由は，1．DBの規模にもよるが，単純に過去に入力されたデータを候補としてメニューを構成すると長大なメニューが生成される，2．全データを候補とすると関係のない項目まで表示される，3．ごく一部が異なる内容でも別候補として表示される，と言ったものがあげられる．

工夫

基本的な入力候補を過去に入力されたデータとした上で以下の工夫を行っている．

- 1: 診療科や疾患・術式の分類により候補を限定．DB入力時，診療科や疾患・手術の種類などを入力させている．FM上で，そのデータをキーにしたリレーションを利用して表示する候補を限定する．
- 2: 期間で限定．1と同様に手術が行われた日付

愛媛県立新居浜病院麻酔科

*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集中治療部

‡愛媛大学大学院麻酔・周術期学

によって候補を限定する。術者が転勤などで入れ替わった場合、それまで行われていた術式が行われなくなったりする場合、表示しないようにすることができる。

3: 入力候補が既定値である場合もその既定値の数が多い場合は、過去(全て、もしくは特定の期間)に入力された項目のみ表示し、それ以外を入力する時は、別画面で選択・入力する。これはできるだけメニュー項目を減らして、見やすいメニューを構成するための工夫である。特にレイアウトの大きさや文字の大きさの関係からメニュー項目数が制限されるようなレイアウトで有効と考えられる。

考 察

これらの工夫は運用上注意が必要な点がある。工夫1: 入力候補を少なくすることができるが分類の選択を誤ると候補にたどり着けないことがある。すべての利用者が間違えない分類を作るとは難しい。特に研修医などが入力するDBでは問題となる。たとえば、鼠径ヘルニアを腹

壁とするのか下部内臓とするのか、と言った例が挙げられる。(通常は腹壁であろうが、腹腔鏡を使用する場合は内視鏡下手術を選択するために下部内臓として入力する、等)

工夫2: 期間の設定が問題である。手術件数の少ない施設等でデータによっては期間を長く設定したり、可変にする必要も生じる。

工夫3: 可変入力候補を必要とする項目には応用しにくい。また、これらの工夫をしてもATと子宮全摘のような英字略号の問題は対応できない。また、これはDB構築の問題であるが、複数の術式をセットのように扱う場合に、どのような入力にするかという点も未解決である。(例: AVR+MVR, AT + BSO等)

結 語

多施設でDBを運用し、入力方法に関する問題点は施設によって異なると思われた。一部には、DBの構築自体の問題も関わっており、十分な検討の元にDB再構築も視野に運用を考えていきたいと考えている。

紙モデルを使った注射針の針先ベベル面と 穿刺軸とのシミュレーション

野上 俊光 , 東 兼充*

はじめに

針先は切れ味を優先して設計されているため、針先ベベル面を上にして穿刺するのが一般的である。ベベル面を上にする、と、切れ味がよく皮膚や血管を穿刺しやすい利点がある反面、刃先の「あご」部に組織が当たり針穴に削りとられて問題を生じているのではないかと考えられる事象がある。硬膜穿刺後頭痛、医原性の脊髄類表皮嚢腫やゴム栓のコアリングなどの問題である。

そこでベベル面の向きと穿刺角度が穿刺孔にどのような影響を与えるのか、伸展性のない紙を硬膜モデルとして採用しシミュレーションした。

方法

紙はコピー用紙によく用いられている A4 の PPC 用紙を使用した。紙の両面を黒色（コピー機のトナーを使用）で印刷し光の反射や透過を防いだ。

注射針はニプロの 18G × 38mm、ショートベベル (S.B.) をもちいた。気泡緩衝材プチプチの上に紙を置き、穿刺角度を 10 度から 90 度まで 10 度おきに変え、ベベル面は上と下方向で穿刺した（穿刺方向は針軸方向）。同一角度で各々 10 回穿刺し、穿刺方法を変えるときは新しい針を使用した。穿刺後「そのままの状態」と「めくれた紙を戻し平坦化した状態」で光の漏れを 300 dpi で計測した。

透過原稿対応のスキャナー（エプソン GTX820）を使用した。NIH のフリーソフト imageJ で、針孔の数と各々の針孔から漏れた光の面積をドット数として計測した。統計処理は

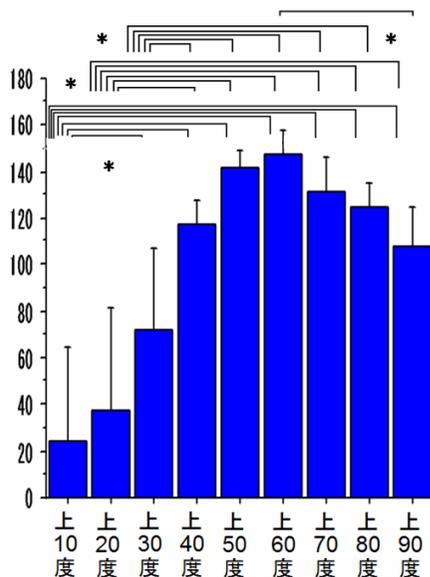


図 1 ベベル面上での穿刺
平均値 ± 標準偏差 *P < 0.05

一元配置分散分析法 (One-factor ANOVA) を用い、Turker-Kramer 法にて $p < 0.05$ を有意とした。

結果

ベベル面上では 10 度から 90 度までの穿刺がすべて可能であったが、ベベル面下では 10 度と 20 度では穿刺できず 30 度以上で穿刺できた。

紙を穿刺し抜針後にそのままの状態では針孔から漏れた光面積の計測値を平均値 ± 標準偏差で示す。ベベル面が上の時には、穿刺角度 10 度の時に 24.7 ± 39.8 、20 度では 37.1 ± 44.7 、30 度では 72.5 ± 34.3 、40 度では 116.8 ± 10.5 、50 度では 142.0 ± 7.0 、60 度では 147.4 ± 10.1 、70 度

成尾整形外科病院 麻酔科

*くまもと麻酔科クリニック

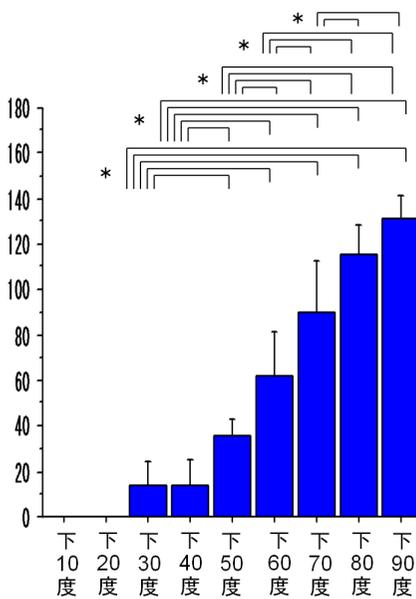


図2 ベベル面下での穿刺
 平均値 ± 標準偏差 *P < 0.05

では 131.1 ± 15.6 , 80 度では 124.5 ± 10.3 , 90 度では 108.0 ± 16.4 であった (図1) . 上 10 度の穿刺群との ANOVA による有意差は , 上 30 度から上 90 度までの各々の群に対して認められた . 上 20 度穿刺群との有意差は , 上 40 度から上 90 度までの各々の群に認められた . 上 30 度穿刺群との有意差は , 上 10 度群に加え上 40 度から上 80 度までの各群に認められた . ほかの有意差は上 60 度と上 90 度群間に認められた .

ベベル面が下の場合 , 穿刺角度 10 度と 20 度では穿刺できなかった . ベベル面下 30 度で穿刺後の孔の面積は 14.4 ± 10.4 , 40 度では 14.0 ± 11.2 , 50 度では 35.2 ± 7.8 , 60 度では 61.7 ± 19.6 , 70 度では 90.4 ± 21.9 , 80 度では 115.1 ± 13.2 , 90 度では 131.4 ± 10.1 であった (図2) . 下 30 度群との ANOVA による有意差は下 50 度 , 下 60 度 , 下 70 度 , 下 80 度 , 下 90 度群との間に認められた . 下 40 度穿刺群との有意差は下 50 度 , 下 60 度 , 下 70 度 , 下 80 度 , 下 90 度群との間に認められた . 下 50 度穿刺群との有意差は他のすべての群に対して認められた . 下 60 度群との有

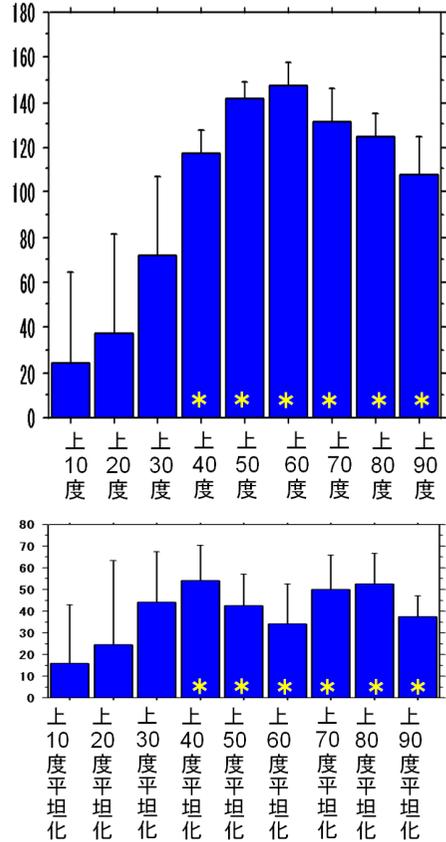


図3 ベベル面上での穿刺直後と平坦化した後の比較
 上は穿刺直後 , 下は平坦化した後
 平均値 ± 標準偏差 *P < 0.05

意差は他のすべての群に対して認められた . 下 70 度群との有意差は他のすべての群に対して認められた . 下 80 度群と下 90 度群の間には有意差はなかった . 下 80 度群と下 90 度群は , 共に下 30 度から下 70 度群との間に有意差があった .

ベベル面の上下で比較すると , 同じ穿刺角度でも穿刺角度が 10 度から 70 度の間では , 有意差が見られた .

ベベル面上で穿刺後の針孔を平坦化し , 針孔から漏れた光面積を計測した値 (平均値 ± 標準偏差) を示す . 針孔を平坦化後はベベル面が上 10 度の時に 16.0 ± 26.7 , 20 度では 24.7 ± 38.5 , 30 度では 44.0 ± 23.3 , 40 度では 54.3 ± 15.9 , 50 度では 42.4 ± 14.7 , 60 度では 34.2 ± 18.3 , 70

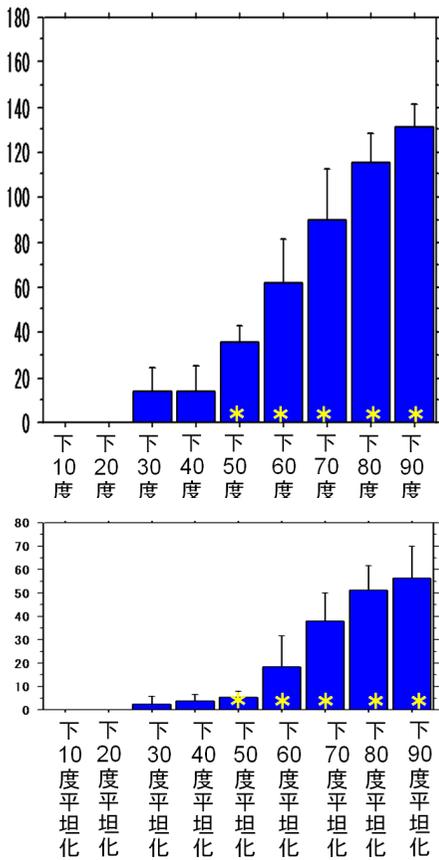


図4 ベベル面下での穿刺直後と平坦化した後の比較
 上は穿刺直後、下は平坦化した後
 平均値 ± 標準偏差 *P<0.05

度では 49.8 ± 16.0 , 80 度では 52.3 ± 14.2 , 90 度では 37.4 ± 9.8 であった (図3) . 平坦化前後で比較すると、ベベル面上の穿刺で 40 度から 90 度の間では有意差が見られた .

ベベル面下での針孔を平坦化後に光の漏れたドット数は、下 30 度では 2.5 ± 3.1 , 40 度では 3.9 ± 2.6 , 50 度では 5.4 ± 2.7 , 60 度では 18.3 ± 13.3 , 70 度では 37.9 ± 11.9 , 80 度では 51.3 ± 10.5 , 90 度では 56.2 ± 13.6 であった (図4) . 平坦化前後ではベベル面下の穿刺で 50 度から 90 度の方に有意差が見られた .

考 察

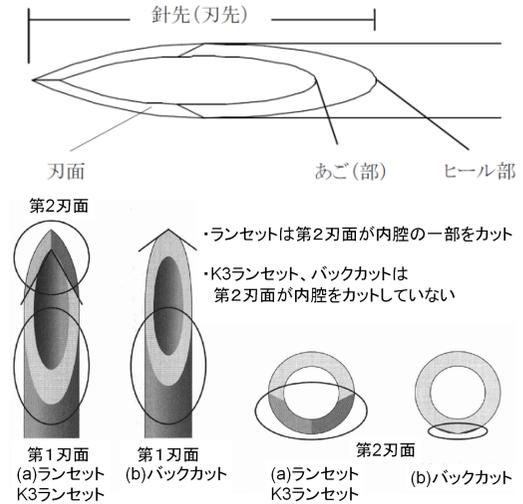


図5 針・刃先の名称

上部は：日本医療器材工業会における 規格・基準関連用語のあり方

用語統一のためのガイドライン から引用 (文献 1)

下部は：侵襲的手技に対する正しい器材の知識

低侵襲的中心静脈穿刺針を中心に 鈴木利保氏 (文献 2) から許可を得て引用

なぜ同じ角度でもベベル面の上下で差がでるのか? :

針・刃先の名称を図5に示す^{1,2)} .

野上らが従来行ってきた紙モデルやゴム管モデルでは、穿刺角度がおおまか (30 度, 45 度, 60 度, 90 度など) だったので^{3,4)} , 今回は 10 度刻みで行った . ランセット針の刃面は、両刃ではなく片刃なので、穿刺方向に対して刃面 (ベベル面) の角度が大きな影響を持つ . ショートベベルの刃面角度は 18 度といわれており、ベベル面が上の場合と下の場合では刃面に 36 度の違いがある . そこで穿刺方向とベベル面のどちらが穿刺後の針孔に大きな影響を与えるのかシミュレーションしようと試みた .

ベベル面が上の時、穿刺角度が 10 度から 70 度までは、ベベル面をプラス 18 度で換算すると、紙に対するベベル面の角度は 28 度から 88 度と増加していく . これ以上の穿刺角度となる 80 度と 90 度では、ベベル面は 98 度と 108 度となる .

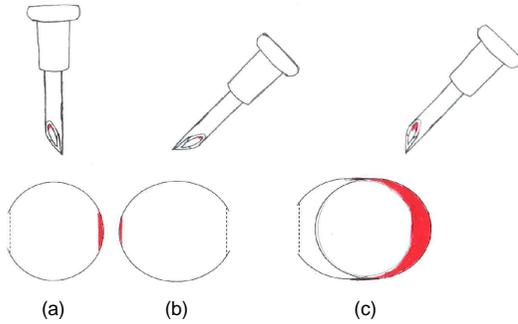


図 6 ベベルの向きによるコアリングの違についての考察

- (a) : 紙に垂直に刺すと針先端から切断力を受け円形の穿刺孔ができる．最初に切断された部分が針のあご部でコアリングを受ける (着色部)．最後の針先ヒール部分では切断されにくく破線で示すように切られずに残る．
- (b) : ベベル面を下にして穿刺すると楕円形 () 型の穿刺孔が残る．針側面の切断力は弱い．あご部でわずかにコアリングを受ける．
- (c) : ベベル面を上にして穿刺すると針側面や第 2 刃面の剪断力を受けやすく、矢印のように進行方向に進み横長に伸びた楕円形 () 型になる．あご部に多くの切断片が入りコアリングを受けやすい．

このベベル面角度はベベル面を下にした 82 度 (180-98=82) や 72 度 (180-108=72) での穿刺に似てくるのではないかと考えられる．

ベベル面上での穿刺データ (図 1) をみると光の漏れた面積は 60 度でピークをつけたあと、70 度、80 度、90 度と低下傾向を示した．相互の統計的な有意差は見出せなかったものの、穿刺軸よりプラス 18 度となるベベル面の影響による減少傾向が読み取れる．ベベル面上 60 度穿刺での面積がピーク値となったのは第 2 刃面による剪断力の影響が加わっているのかもしれない．ベベル面上 70 度穿刺ではベベル面は紙に対し 88 度 (ほぼ 90 度) となり、第 2 刃面の剪断力は垂直にしか働かなくなるため進行方向へのベクトル力による穿刺孔の拡大が生じにくいと 60 度よりも減少したのではないかと考えられる．

ベベルの向きによるコアリングの違いについて：

紙に垂直に刺すと針先端から切断力を受け円形の穿刺孔ができる (図 6(a))．最初に切断され

た部分が針のあご部でコアリングを受ける．最後の針先ヒール部分では切断されにくく破線で示すように切られずに残る．針を右から左へ進め、紙を斜めに刺すと、その針跡は、針のベベルが下向きであれば ()、針のベベルが上向きであれば () の如く対称形になりそうだが、少し違っていた．この差がコアリングを解析する上で重要な点である．

コアリング発生には 4 つの因子を考えた．

一つは針を進める方向に向かう水平のベクトル、二つめは針が切断する垂直のベクトル．三つめは水平向きのベクトルによる針の側面の切断力、4 つめは針内筒あご部によるコアリングリスクの 4 因子である．針を右から左に刺すとすると、針を進める力は紙への垂直な下向きと進行方向へ水平の 2 つのベクトルに分解できる．

$$(\text{針}) = (\text{針}) + (\text{針})$$

針の方向が紙に垂直・直角であれば、下向きのみのベクトルとなり、針の通ったあとは、理論的には正円となる (図 6(a))．角度をつけて穿刺すると、針の通ったあとは、角度に応じた類楕円形となる．

ベベルを上向きに刺すと (図 6(c))、針の側面や第 2 刃面の剪断力が働きやすくなるため、針跡は傾きによる計算上の類楕円形に加えて、上下の切断線を左に伸ばした横長類楕円形になる．

このため、針の側面で切断されて針が進行方向へ進むほど、針穴に紙 (硬膜や組織) が引っかかりやすく、コアリングを生じやすくなる．針の加工や側面のカッティングが針の製造会社によって異なるため、コアリングの頻度にいくばくかの差が出る可能性が考えられる．

ベベルを下向きに刺すと、前方へ向かうベクトルは円筒形の広い針軸の曲面で受けとめられ分散されるため、針の側面の剪断力は作用しにくくなる．そのため針穴は広がりにくい．穿刺方向のベクトルで針が前方へ進んだとしても、それに応じて針内筒あご部に紙 (硬膜や組織) が引っかかる頻度も減少する．針跡は傾きによる計算

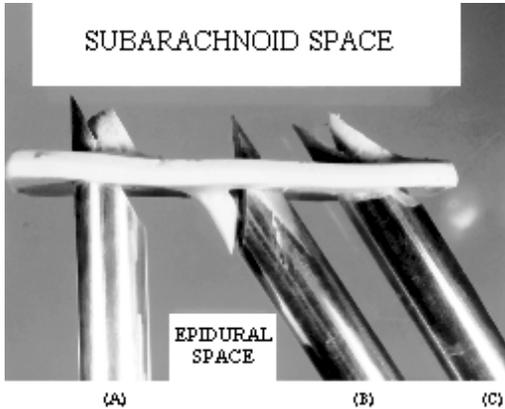


図7 ベベル面の違いによる穿刺フラップの違い (Hatfalvi 博士の文献 5, 6 より引用)

ベベル面を (A) のように垂直にして穿刺すると、ドアのような穿刺孔ができ、圧の勾配によって脳脊髄液が硬膜から外にでて頭痛を起こす。

ベベル面を (B) のように上にして穿刺すると穿刺片が上 (外側) に向くため液が硬膜の外に漏れやすく頭痛がおきる。

ベベル面を (C) のように下にして穿刺すると穿刺片フラップが孔を塞ぐようになるため、針を抜いた後塞がりやすく、脳脊髄液が硬膜の外に漏れるのを最少にでき頭痛がおきにくい、という。

上の類楕円形に近いままで、針穴で切断されるコアリング現象は少なくなる (図 6(b))。

シミュレーションの動機と今回の結果：

ベベル面 (刃面) の違いによるシミュレーションをしようとして最初に考えたのは、American Society of Anesthesiologists (ASA) のホームページに PDPH を減らすための方法として、針先ベベル面を下にして穿刺する方法が紹介されているのを見た時であった^{5,6)}。この方法を推奨した Hatfalvi 博士のホームページには掲載論文の全文が紹介されている。硬膜内の圧は脳脊髄液の産生で高く、硬膜外は陰圧なので圧の差があり、この圧差は穿刺孔の閉鎖・治癒には重要な因子であるという。

彼のホームページでは、針先ベベル面を上にして穿刺すると削られたフラップが上に向き、ベベル面が下だとフラップは下に向いている (図 7)。硬膜内のほうが脳脊髄液の圧が高いので、ベベル面を下にして穿刺したほうが、削られたフラッ

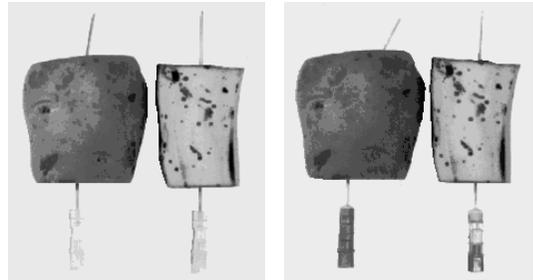


図8 針の太さとベベル面による偏位のちがい (Hatfalvi 博士の文献 6 より引用)

左の 2 本は 20G の Quincke 針でポテトとバナナを刺したとき、右の 2 本は 26G の Quincke 針でポテトとバナナを刺したとき。

ベベル面は全て左を向いている。細い針ほどベベル面の抵抗による背面 (右側) へ偏位する影響を受けやすい

プが元の位置に戻りやすいという。そこで PPC の紙モデルを作り簡単な穿刺実験を行った。

Hatfalvi が示しているような「ベベル面が上だとフラップが上に向く」という観察はできなかったが、「ベベル面が上だとフラップが針内筒のアゴ部で削り取られ、大きな欠損部を生じやすい」結果がでた。いいかえれば穿刺後の孔はベベル面を下にしたほうが小さかった。Hatfalvi の示した写真では紙よりも厚手の材料を使用しているので、フラップの向きは穿刺材料の性状によって変化するのであろう。PPC 紙ではなく感熱紙を使うと Hatfalvi の示した写真のような状態が再現できるので今後検討していきたい。

Hatfalvi 氏は PDPH を減らすためにベベル面を下にした穿刺方法を推奨している⁶⁾。彼の論文全文を載せたホームページには、軟部組織と仮定したジャガイモやバナナに針を刺し、針の太さ、組織の抵抗やベベル面の向きによって針先の曲がり方が異なる様子が記載されている (図 8)。太い針のほうが曲がりにくいので目的部位への穿刺の成功率は高まるが、穿刺孔は大きくなる欠点がある。逆に細い針では穿刺孔は小さくなるが、軟部組織を通過する過程でベベル面の反対側に曲がりやすく、針先のコントロールに熟練を要する。診断目的でのくも膜下穿刺で

は脳脊髄液を抜き取る必要もあり大きめの針を使う場面が増える。穿刺孔が大きくなると頭痛が生じやすい。Hatfalvi 博士は 2008 年に 95 歳で逝去された。

硬膜モデルとしての紙について：

硬膜はその名のとおり硬い膜で脊柱管の方向に弾性繊維が走っているとされ、PDPH を減らすためこの繊維に並行に穿刺する手技が推奨されている。紙にも繊維方向がわずかながらあるものの、ほぼランダムと考え今回は繊維方向を考慮しなかった。ただし同じ紙を使用し、穿刺方向は一定の状況で穿刺した。

最近の硬膜の電子顕微鏡や光学顕微鏡の研究では、硬膜に特定の繊維方向があることに異論が唱えられ、旧来の長軸方向に繊維が並んでいるという説との合意は得られていない^{7,8)}。しかしながら PDPH に関するガイドラインの元となった論文では「硬膜の長軸方向に並行に穿刺したほうが PDPH が少ない」という点での合意は得られている^{9,10)}。長軸方向に並行な穿刺方法による PDPH 減少には、硬膜だけでなく硬膜下のくも膜や硬膜外の脂肪組織など周囲の組織の関与も考えられる。ただし硬膜よりも強度の弱い脂肪組織やくも膜などに、特定の方向への繊維の並びや強度の因子は求めにくい。脊椎の動きは前後屈のほうが側屈より大きく長軸方向に牽引力がかかりやすい。したがって穿刺孔が広がりにくいように穿刺する方法としては、長軸方向に垂直ではなく平行に穿刺するほうが理にかなっており、PDPH 予防に良いのであろうと考えている。この点については今後検討していきたい。

ランセット針について：

硬膜穿刺後の頭痛を減らすため、麻酔科領域では近年 25G や 27G などの細い針が用いられるようになっている。さらにランセット針であるクインケ針よりも、先端に穴のないペンシルポイント針、whiteacre 針、sprotte 針などが穿刺後の頭痛が少ないと言われ広く使用されている

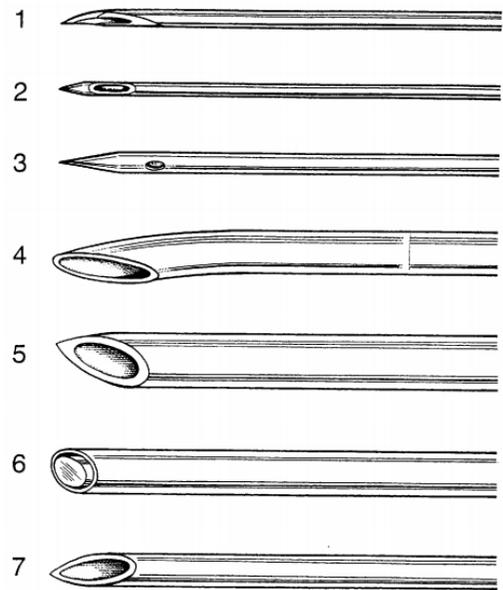


図 9 脊椎麻酔および硬膜外針 (4) の針先図
(文献 8 から引用)

- 1, 26G 組織傷害の少ないダブルベベルデザインの Atraucan(商品名) 針,
 - 2, 26G 円錐状の針先と大きな側口の Sprotte(商品名) ペンシルポイント針,
 - 3, 22G ダイヤモンド状の針先と小さな側口の Whitacre(商品名) ペンシルポイント針,
 - 4, 硬膜外用 16G Tuohy 針,
 - 5, 17G Barkers Spinal Needle 脊椎麻酔針,
 - 6, ラージゲージ脊椎麻酔針,
 - 7, 18G Crawford 針
- (5, 6, 7 は Sheffield Anaesthetic Museum からのもので過去に使われていた)

(図 9)⁸⁾。しかし脳外科領域、脊髓造影、脳炎や頭蓋内出血の診断目的などでは 23G よりも大きい 22G や 20G などのランセット針が用いられることが多い^{11,12)}。太い針のほうが細い針より針先のコントロールがしやすいので、穿刺困難な場面ではより太目のランセット針が使われることもある。ランセット針による硬膜の穿刺は現在でも施行されているので今回のシミュレーションは意味がある。

ランセット針は長いあいだ使われてきており、そのベベルの長さにより、Regular Bevel (RB)、Short Bevel (SB) の 2 種類が日本ではよく使われている。RB はベベル面の角度が 12 度(メー

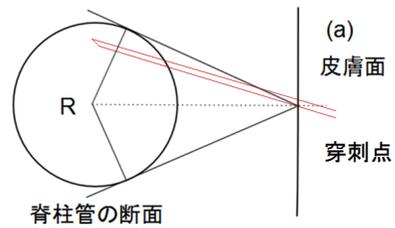
カーや国によっては14度)前後でベベル長が長いが穿刺痛が少ないため、皮下注射、筋肉注射などに使われる。SBはベベル面の角度が約18度で血管壁を貫通しにくいようにベベル長を短くしたもので、血管穿刺が主な用途である¹³⁾。さらに、神経ブロック用のブロック針は鈍針と呼ばれ、ベベル面の角度が30度から45度程度と大きく、神経を穿刺しにくいようにデザインされている。鈍針は抵抗感覚がわかりやすいので、神経膜を破りにくい利点がある一方、いったん神経膜を破った場合には、むしろ傷害が大きくなり欠点とも指摘されている^{14,15,16,17,18)}。今回のシミュレーションではSBの針を採用し、違いが出やすいよう18Gの大きなものとした。

神経ブロックでは神経周囲の同一組織層内に薬液を広げる目的のため、薬液注入時にはベベル面を下にして使用することが多い。メイヨークリニックのテキストなどベベル面下で注入しているイラストが多い¹⁹⁾。

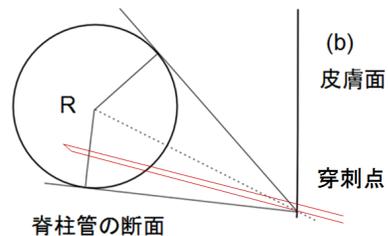
ランセット針では針内筒のあご部(図5)がコアリングにかかっているため、内筒針(スタイルット)をそなえた脊椎麻酔用の針のほうがPDPH予防には良い。スタイルットは穿刺時のみでなく、抜針時にも挿入しておくことでPDPHが減るという報告がある^{9,10)}。抜去時に内筒針を入れれば、針孔に紛れ込んでいる可能性があるくも膜を追い出すことになり、硬膜の孔にくも膜が引っかかる頻度が減り、PDPHが減少すると考えられる。

硬膜のみでなく、くも膜も考慮したが良い? :

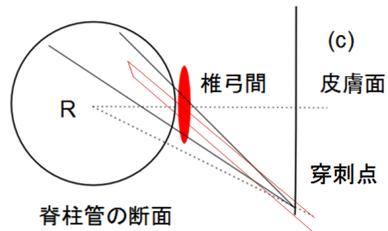
最近の研究ではPDPHは硬膜のみでなく、さらに内部にあるくも膜の破綻により生じる可能性が示されてきている²⁰⁾。略語もPSPH(Post Spinal Puncture Headache)とする表記が増えている。自験例でもミエログラフィーの失敗例で、硬膜下・くも膜上に注入された造影剤は長時間硬膜下に留まることが多く、くも膜下に移行する様子がなかなか認められない。腰部から硬膜下注入となってしまった造影剤を頸部の撮影の



(a) : 正中アプローチ : 円の中心 R より上方で円周部を穿刺すると皮膚面のベベル面が下なら硬膜でのベベル面も下になり同じ向きの位置関係になる。R より下で穿刺すると皮膚面のベベル面が下なら硬膜でのベベル面は相対的に上になり反対向きの位置関係になる。針は円弧まで延ばした2つの接線の範囲内で穿刺可能。



(b) : 正中より下からの傍正中アプローチ : 円の中心 R までの線より上で円周部を穿刺すると皮膚面のベベル面が下なら硬膜でのベベル面も下になり同じ向きの位置関係になる。R より下で穿刺すると皮膚面のベベル面が下なら硬膜でのベベル面は相対的に上になり反対向きの位置関係になる。図(a)と似ている。



(c) : 脊柱管を穿刺するには腰椎の椎弓間からしかアプローチできないため、上図の(a, b)のような自由なアプローチはできない。正中アプローチでは針先ベベル面の向きの影響は(a)と同様であろう。この(c)のように傍正中アプローチではレンズ状にマークをつけた椎弓間を通る穿刺しかできない。そのため円の中心 R までの線より上部で穿刺する頻度が多くなる。したがって皮膚面でのベベル面の向きのまま硬膜を穿刺する確率が高くなる。

図10 腰椎穿刺の模式図

ため移動させようと試みたことを数回経験したが、造影剤は硬膜下のまま頸部まで移動するのみで、くも膜下にはなかなか移行しない。また脊柱管内腫瘍の手術時に硬膜切開し、手術用顕微鏡下にくも膜をみる機会があったが、くも膜は薄く透明ながらも、しっかりとした膜との印象を受けた。今回の紙モデルでは単純化のためくも膜を想定していないが、PDPH 減少には有用な因子であろう。Hatfalvi や Ready らは屍体からの硬膜を使用して穿刺実験を行っているものの詳細な実験ではない^{6,7)}。くも膜を含めた人体の硬膜を使用したシミュレーションと詳細な解析ができれば理想的と考えられる。今回の紙モデルではくも膜を想定していないし、スタイレットの有無での測定をしていないが、臨床での硬膜穿刺時には注意を払ったがよい。

円柱状の脊柱管と平面の紙：

円柱状の硬膜と平面状の紙とでは形状が異なっているものの、今回の紙モデルでの穿刺シミュレーションから円柱状の硬膜の穿刺状態を類推すると興味深い(図 10)。脊柱管の矢状面にベベル面を並行に穿刺した状態で、ベベル面の上下について検討してみよう。位置関係をみるトポロジーの面から考察する。図 10(a) のように正中アプローチをする場合、皮膚面から脊柱管を想定した円の中心 R まで線を延ばす。この線より上で円周部を穿刺すると皮膚面のベベル面が下なら硬膜でのベベル面も下になり、同じ向きの位置関係になる。R までの線より下で穿刺すると皮膚面のベベル面が下なら硬膜でのベベル面は相対的に上向きになり反対向きの位置関係になる。針は円弧まで延ばした 2 つの接線の範囲内で穿刺できる。

図 10(b) のように正中より下からの傍正中アプローチでも、円の中心 R までの線より上で円周部を穿刺すると皮膚面のベベル面と硬膜でのベベル面は同じ向きの位置関係になる。R までの線より下で穿刺すると皮膚面でのベベル面と硬膜でのベベル面の位置関係は逆になり、図 (a)

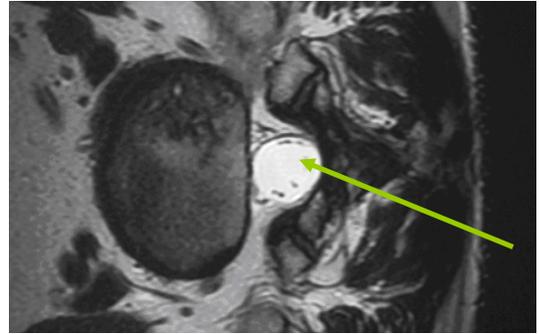


図 11 MRI 画像に重ねた腰椎 (脊椎) 穿刺のイメージ

側臥位にして傍正中法で皮膚面から脊柱管を穿刺したイメージ図。椎弓間の狭い範囲を通過できないと穿刺できないので、脊柱管の円の中心までの線より上部で穿刺する頻度が多くなるため、皮膚面でのベベル面の向きのまま硬膜を穿刺する確率が高くなる。

と似た状況と考えられる。

これに脊椎骨の情報を加えると、図 10(c) に示すように、脊柱管を穿刺するには腰椎と腰椎間の狭い椎弓間からしかアプローチできないため、図 10(a,b) のような自由なアプローチはできない。椎弓間を通れる範囲での傍正中アプローチに制限すると、円の中心 R までの線より上部で穿刺する頻度が多くなるので、皮膚面でのベベルの向きのまま硬膜を穿刺する確率が高くなる。

針先ベベル面の向きは、硬膜穿刺時に下向きのほうが穿刺後の孔は小さくすると予想できるので、正中法より傍正中法でベベル面下のほうが利点が多いと考えられる。側臥位で穿刺したイメージ画像を MRI で図 11 に示す。

紙にあいた孔の評価について：

硬膜の針孔は、硬膜の弾性繊維や産生される脳脊髄液の流れや圧によって平坦化され修復を促進すると考えられている⁶⁾。そこで穿刺後の孔の評価には、穿刺したままの状態と用手的に平坦化したあとの状態の両者を採用した。

使用ソフトについて：

今回解析に使用した ImageJ は NIH で開発された public domain のフリーソフトであり、Macintosh、Linux、Windows で利用できる^{21,22)}。当

初はマッキントッシュ用の NIH image から発展し現在に至っている。穿刺後の針孔から漏れる流量は、断面積と流速の積になる。流速の代用として漏れた光の平均値 mean density を使用できる。ImageJ にも漏れた光の平均値を測定できる機能がある。流量の代用として、各々の穴ごとに、(光のもれたドット数×光の平均値)を計算して加算するのがよいかもしれない。断面積の大小のみで比較しても大小関係は変わらないので、今回は孔の面積を比較の対象とした。

シミュレーションから推奨される穿刺方法：

穿刺した穴からの光の漏れが少なくなる穿刺方法は、穿刺時のコアリングを少なくする方法につながる。コアリングには穿刺される材質、針の性状、穿刺スピードなども関与する。従来の研究でのコアリングと針先のベベルの向きや角度についての検討は、硬膜の長軸方向に並行か垂直かの検討がなされているのみであった。本研究のように長軸に並行に穿刺しながらも、ベベル面の上下や角度を系統的に変化させて検討した報告は他に見当たらない。本研究は針先ベベル面を一定にたもち、0度から180度の範囲で変化させて穿刺の影響を検討したものと考えることもできる(図12)。

コアリングが引き起こしているのではないかと疑われているもののひとつに、医原性の脊髄類表皮嚢腫がある。脊髄くも膜下穿刺のときに表皮の細胞を削り取り脊髄腔に植えつけたことによる発生が疑われている^{23,24)}。コアリングを減らす穿刺技術の開発、知識の普及が望まれる。

バイアルトップのコアリングについては、厚みがあり、伸展性のない紙と違って弾性もあるので異なったモデルが必要であろう。バイアルトップではないが、ゴム管をモデルとして針孔の比較シミュレーションしたものを、2013年の麻酔と集中治療テクノロジー学会で野上らが発表している⁴⁾。

我々の結果から導かれる方法は、コアリングを減らすためには、毎日使用し習慣となってい

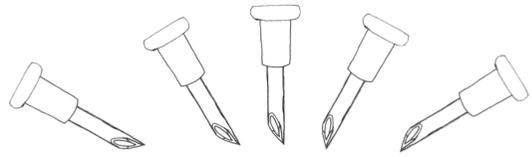


図12 針先ベベル面を一定にしたまま
穿刺角度を変えて穿刺したイメージ図
この図では30度、60度、90度、120度、150度などを示している。針孔が見えるように、やや斜めにデフォルメ表示している

る「ベベル面を上にして刺す方法」から「針先ベベル面を下にして穿刺する方法」に変更すること。この方法は穿刺の習慣を180度転換することになる。ベベル面を下にしての穿刺では穿刺抵抗が大きくなるので、穿刺しづらい場面は増える。針の刺入時には針を立てるようにし、目的の血管や硬膜部では寝せるような穿刺のイメージで行う慣れが必要であろう。コアリングを減らす視点からの理解や追試、導入を検討していきたい。

まとめ

PPC用紙を伸展性のない硬膜のような組織モデルとし、針孔への影響をベベル面と穿刺角度を変えて検討した。ランセット針で紙状のものを穿刺するとき、ベベル面を上にするると穿刺しやすいもののコアリングを生じやすい。ベベル面を下にして穿刺すると穿刺しにくい場面が出るもののコアリングを減らすことができる。

参考文献

1. <http://www.jmed.jp/jp/images/info/20100402.pdf>
日本医療器材工業会における規格・基準関連用語のあり方
用語統一のためのガイドライン
2. 鈴木利保. 侵襲的手技に対する正しい器材の知識.-低侵襲的中心静脈穿刺を中心に-.
麻酔 59(増刊): S181-S195, 2010
3. 野上俊光, 東 兼充. 紙を硬膜モデルとしてシミュレーションした針先ベベル面の向きによ

- る穿刺孔への影響．麻酔・集中治療とテクノロジー 2013, 59-68, 2014.
4. 野上俊光, 東 兼充: ゴム管を血管モデルとしてシミュレーションした針先ベベル面の向きによる穿刺の影響．麻酔・集中治療とテクノロジー 2013, 69-74, 2014.
 5. <http://www.go-aps.com/spinal/index.htm>
http://www.go-aps.com/spinal/full_article.htm
 6. Hatfalvi BI. Postulated Mechanisms for Post Dural Puncture Headache: Clinical Experience and Review of Laboratory Models. *Reg Anesth.* 20(4):329-36. 1995
 7. Ready LB, Cuplin S, Haschke RH, Nessly M. Spinal needle determinants of rate of transdural fluid leak. *Anesth Analg.* Oct;69(4):457-60. 1989
 8. Turnbull DK, Shepherd DB. Post-dural puncture headache: pathogenesis, prevention and treatment. *Br J Anaesth.* Nov;91(5):718-29. 2003
 9. Armon C, Evans RW. Addendum to assessment: Prevention of post-lumbar puncture headaches: report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology.* Aug 23;65(4):510-512. 2005
 10. Evans RW, Armon C, Frohman EM, Goodin DS. Assessment: prevention of post-lumbar puncture headaches: report of the therapeutics and technology assessment subcommittee of the American academy of neurology. *Neurology.* Oct 10;55(7):909-914. 2000
 11. Arendt K, Demaerschalk BM, Wingerchuk DM, Camann W. Atraumatic lumbar puncture needles: after all these years, are we still missing the point? *Neurologist.* Jan;15(1):17-20. 2009
 12. Frank RL. Lumbar puncture and post-dural puncture headaches: implications for the emergency physician. *J Emerg Med.* 35(2) 149-157. 2008
 13. http://www.terumo.co.jp/medical/products/02_chusya/chusya_04.html
 14. Selander D, Dhuner KG, Lundborg G : Peripheral nerve injury due to injection needles used for regional anesthesia. An experimental study of the acute effects of needle point trauma. *Acta Anaesthesiol Scand* 21 : 182-188, 1977
 15. 鈴木利保. 麻酔科医がもっておくべき針の知識 : 日臨麻会誌 26(1):92-107, 2006 (https://www.jstage.jst.go.jp/article/jjsca/26/1/26_1_92/_pdf)
 16. Brendan T. Finucane - Springer, Jan 1, google ebook *Complications of Regional Anesthesia* - Page 74-86. 2007 mechanism of neurologic complication with peripheral nerve blocks books. [google.co.jp/books?isbn=0387689044](http://books.google.co.jp/books?isbn=0387689044)
 17. <http://cadenceinc.com/technology-design-center/faq/needles-faq/#Bevel>
 18. <http://www.cookcountyregional.com/Chapter5.pdf>
 19. 岡本健志 監訳. メイヨー・クリニック超音波ガイド下神経ブロックの手引き. 東京 : MDSI メディカル・サイエンス・インターナショナル ; 2011
 20. Bernards CM. Sophistry in medicine: lessons from the epidural space. *Reg Anesth Pain Med.* Jan-Feb;30(1):56-66. 2005
 21. <http://rsb.info.nih.gov/nih-image/about.html>
 22. 沼原利彦, 小島清嗣. 医学・生物学のための画像解析ハンドブック 実践 NIHImage 講座. 東京 : 羊土社 ; 1995
 23. Per H, Kumanda 濮 S, Gümü 濮 H, Yikilmaz A, Kurtsoy A. Iatrogenic epidermoid tumor: late complication of lumbar puncture. *J Child Neurol.* Mar;22(3):332-326. 2007
 24. Refai D, Perrin RJ, Smyth MD. Iatrogenic intradural epidermoid cyst after lumbar puncture. Case illustration. *J Neurosurg.* Apr;106(4 Suppl):322. 2007

ABSTRACT

Simulation of the needle hole sizes changing bevel orientation and piercing axis using the paper model

Toshimitsu Nogami, Kanemitsu Higashi*

Post Dural Puncture Headache (PDPH), vial top coring and iatrogenic spinal epidermoid cyst are medical concern. Incidence of these problems decrease as the size of the hole after puncture becomes smaller. We measured needle pore size after puncturing paper using a

18G Lancet needle and changing the axis angle and bevel surface direction. Paper printed both sides with black is punctured by a 18G Lancet needle. The needle bevel direction is either bevel side up or down. Puncture angle changed from 10 degrees to perpendicular to the paper.

With bevel direction up, transmitted light from the needle hole was increased when the puncture was applied from 10 to 60 degrees and showed some decrease from 70 to 90 degrees.

With bevel direction down, needle could not penetrate paper at 10 and 20 degrees. Transmitted light from the needle hole was increased when the puncture was applied from 30 to 90 degrees.

A needle tip bevel direction down of a low an-

gle on insertion created the best result. Since the conventional approach for needle puncture is bevel up, it is recommended to adapt the needle puncture method with bevel down at a shallow angle in order to reduce coring.

Key Words:

Post Dural Puncture Headache (PDPH), vial top coring, needle bevel direction, coring, iatrogenic spinal epidermoid cyst

*Division of Anesthesia, Naruo Orthopedic Hospital,
12-24 Okada-machi, Chuo-ku, Kumamoto,
862-0958*

**Kumamoto Masuika Clinic,
1st F Sanse-ru, Kengunhigashi 1-3-1 Nuyamazu,
Higashi-ku, Kumamoto, 861-2102*

静脈留置針の穿刺時の刃面の向きによる検討

高橋マキ，齋藤啓一郎，鈴木利保

はじめに

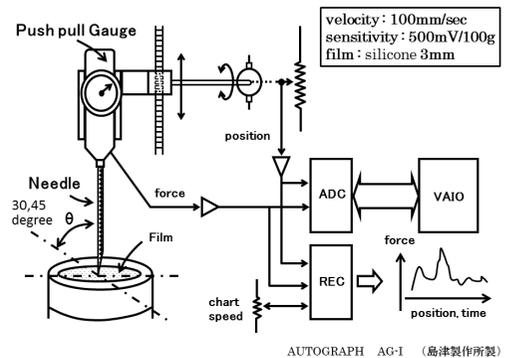
静脈路を確保する際に，通常は静脈留置針の刃面を上向きにして穿刺することが一般的であるが，下向きで穿刺すると成功率が上昇するとの報告もある．そこで自作の装置を用いて，血管穿刺に用いる金属針の刃面を上向きにして穿刺した場合と下向きで穿刺した場合の刃面の方向の違いが穿刺に与える影響を調べた．

対象と方法

実験に用いる穿刺針はBD社製静脈留置カテーテル (Insyte 18G) の内針を使用した．この穿刺針はLancetと呼ばれる方法で研磨されており，刃面の前面のみが研磨されている^{1,2)}．Insyte 18Gの内針の刃面を上向きにした場合と下向きに穿刺した際の穿刺力を測定するために図1に示すような装置を用いた (万能試験機 AUTOGRAPH AG-I (島津製作所製))．プシュプルゲージがモーターによって移動し，100 mm/min の速度で先端に取り付けた穿刺針が対象とする膜 (3 mm のシリコンラバー) を 30°，45° で穿刺した時の穿刺針が貫通するまでの力 (Newton) の変化を観察した．穿刺針の最大穿刺力やその穿刺パターンを調査し，その特性を比較検討した．上記の試験を (30° 上向き，下向き，45° 上向き，下向き) の4つのパターンを各5回ずつ施行した．データは平均値 ± 標準偏差で表し，統計処理は対応のないT検定とし P<0.01 を有意差ありとした．

結果

図2は刃面の向きを変えた時の穿刺力及び穿刺パターンを示す．左が45°，右が30°で穿刺



AUTOGRAPH AG-I (島津製作所製)

図1 実験装置 AUTOGRAPH AG-I

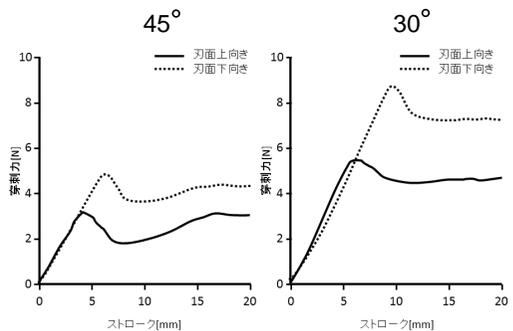


図2 穿刺パターン比較

左 45°，右 30° で穿刺した時のパターンいずれの角度でも最大穿刺力は刃面が下向きのほうが穿刺力の増加を認め，最大穿刺力に達するまでの時間も長い．

した際の穿刺力パターンである．実線が上向き，点線が下向きに穿刺したパターンである．横軸に時間，縦軸に穿刺力 (N) を示す．穿刺針は膜に接すると，その穿刺力はなだらかに上昇し，針が通過した後に急激に下降するパターンとなる．45° で穿刺した時の最大穿刺力は刃面を上向きに穿刺した時には約 3N，下向きで約 5N であり，下向きで穿刺した場合にはその穿刺力の増加を

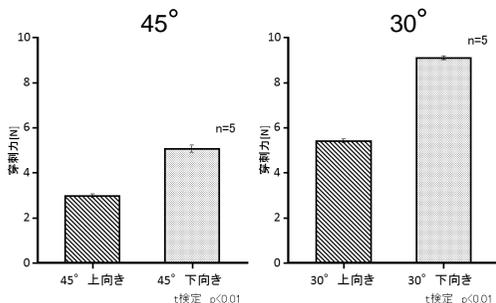


図3 最大穿刺力比較 (n=5)

左 45° 上向き, 下向き, 右が 30° 上向き, 下向きの最大穿刺力. いずれの角度でも下向きで穿刺した場合, 有意に穿刺力の上昇が見られる (P < 0.01).

認めた. また下向きに穿刺した場合にはピークに達するまでの時間も延長していることも明らかになった. 30° で穿刺した場合も 45° と同様の結果が得られ, その傾向はより顕著にみられた.

図3は 45° 上向き, 下向き, 30° 上向き, 下向きの4つのパターンを各5回ずつ施行した際の最大穿刺力の比較を示す. 左が 45°, 右が 30° の最大穿刺力である. 45° ではベベルが上向きで約 3.0 ± 0.1N, 下向きで約 5.1 ± 0.2N, 30° ではベベルが上向きで約 5.2 ± 0.1N, 下向きで約 9.1 ± 0.1N, いずれの角度でも下向きで穿刺した場合, 有意に穿刺力の上昇が見られた (P < 0.01).

考 察

今回の実験より穿刺針の刃面を下向きに穿刺するといずれの穿刺角度でもその穿刺力が大きくなることが明らかになった. Kinast は実験的穿刺力と痛みとの関係について静脈穿刺中に患者の受ける疼痛の頻度は 0.4 mm の PVC 膜を貫通させる穿刺力と強い相関があり 2N 以上で強い痛みを感じると報告している³⁾. つまり穿刺力が小さいほど痛みが少ないといえる. 末梢静脈穿刺や中心静脈穿刺では穿刺に要する力が大きいと, 血管の前後壁を貫通する可能性があり, 穿刺力の大きい穿刺針は, 患者に苦痛を与えるばかりでなく, 穿刺失敗や合併症の頻度も増加

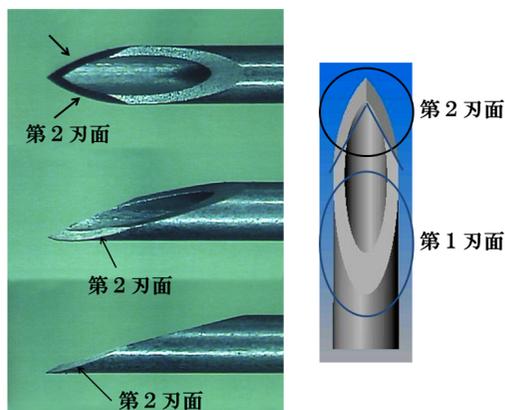


図4 穿刺針の研磨法 (Lancet)

させる可能性がある^{4,5)}. 刃面を上向きに穿刺した場合にその穿刺力が上昇する理由は, 金属針の研磨法と穿刺孔の形状から説明可能である⁶⁾. 図4に静脈留置針の研磨法を示す. 今回は Lancet と呼ばれる方法で研磨された金属針を用いて実験を行った. Lancet は第一刃面と第二刃面が同側に存在しているのが特徴である. 刃面を上向きに穿刺した場合の穿刺孔の形状は, 針先で開けられた穿刺孔を前方の2つの刃面で押し広げられ, その形状は楕円形である. 外套は内針をイントロデューサとして, 内針によって開けられた孔を広げるようにして通過していくので, 楕円形が大きくなり, 更に周囲は若干の挫滅が生じる (図5). 一方穿刺針の刃面を下向きにすると穿刺針の進行方向に刃面がないので, 刃面を上向きにしたときと比べてより挫滅が大きくなる (図6). 加えて図2に示したように最大穿刺力に達するまでの時間も長くなることは, 刃面が有効に作用していない事を示唆している. この傾向は穿刺角度を浅くするほど顕著であり, 末梢静脈穿刺にこの方法を用いることは勧められない. 今回は金属針のみのデータであるが, 静脈留置針は外套が通過する際に最大の穿刺力になるために, 挫滅が大きい下向き穿刺は外套挿入時の外套の挫滅も予想され, 失敗の頻度も更に増すと考えられる.

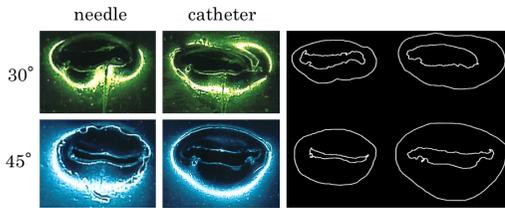


図5 刃面を上向きに穿刺した場合の穿刺孔の形状 (静脈留置針)

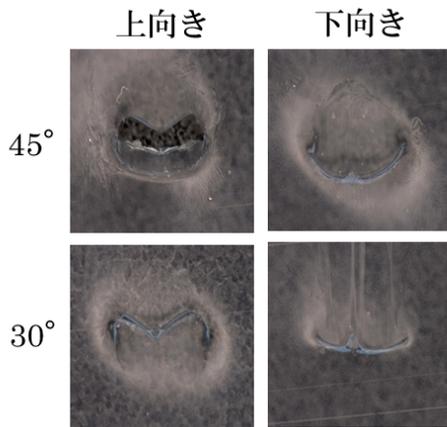


図6 上向き, 下向きに穿刺した時の
穿刺針の形状と挫滅
いずれの角度でも下向きで挫滅が大きい。

まとめ

今回の結果から、いずれの角度においても穿刺針の刃面を下向きに穿刺するとより穿刺力が高くなる事が明らかとなった。静脈留置針は、内針の研磨によって皮膚を切開しその穿刺孔を外套が広げることによって血管に留置される。刃面の前面もしくは後面に研磨がなければ鈍的な穿刺となり、穿刺力は高くなり不成功になるばかりでなく、患者に与える苦痛も大きくなると考えられる。

結論

静脈留置針は通常どおり、刃面を上向きにして穿刺を行うべきであると思われる。

参考文献

1. 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 福山東雄 他: 穿刺力パターンからみた静脈留置針の使いやすさの評価法. 麻酔・集中治療とテクノロジー:66-70, 1997.
2. Suzuki T, Tanaka A, Fukuyama H, et al: Differences in Penetration Force of Intravenous catheters: Effect of Grinding Method on Inner Needles of Intravenous Catheters. Tokai J. Exp.Clin.Med. 29:175-181, 2004.
3. Kinast P: Einstechkräfte Medizinischer Kanülen in Labor und Praxis. Feinwerktechnik & Messtechnik 91:109-110, 1983.
4. 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 竹山和秀, 他: 内頸静脈穿刺の工夫: 超音波診断装置の応用 循環制御 14:313-320, 1993.
5. 金沢正浩, 鈴木利保, 杵淵嘉夫, 他: 試験穿刺を生かした内頸静脈挿入法 循環制御 15:152-155, 1994.
6. 鈴木利保: 静脈留置カテーテルの歴史と評価 臨床麻酔 28: 45-55, 2004.

ABSTRACT

Penetration force of venipuncture needle (bevel facing up VS down.)

Maki Takahashi, Keiichiro Saito and Toshiyasu Suzuki

This article describes a comparison of needle penetration force measured with a self-made device by inserting a venipuncture needle either with the bevel facing up or down. Results showed that the penetration force was significantly greater when the needle was inserted with the bevel facing down compared with the bevel facing up at an insertion angle of either 45 or 30 degrees. Therefore, an indwelling intravenous needle should be inserted with the bevel facing up, as per normal practice.

Key words: Venipuncture needle, Penetration force, Bevel facing

Department of Anesthesiology School of Medicine, Tokai University

第 31 回日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

プログラム・抄録集

会長：坂本 篤裕（日本医科大学大学院疼痛制御麻酔科学分野 教授）

会期：2013 年 11 月 30 日（土）

会場：東京国際フォーラム

プログラム

8:50～9:00

開会の挨拶

9:00～9:50

一般演題 Session 1 (1～5)

座長：岩瀬良範（埼玉医科大学病院麻酔科）

01 「経静脈一時ペーシングでの右心室心波形の解釈」

草津総合病院 麻酔科

田中 義文

02 「声門上デバイスの位置確認のための汎用工業用ファイバースコープ利用の検討」

手稲深仁会病院 麻酔科・集中治療室

片山 勝之

03 「V/Q diagram をもちいた肺胞死腔・肺内シャントの推定」

1 名古屋市立大学看護学部 病態学（麻酔学）

2 名古屋市立大学大学院医学研究科 麻酔・危機管理医学分野

薮 隆文 1, 祖父江 和哉 2, 播磨 恵 2

04 「BCI 用機器を用いた安価な脳波計測システムの構築について」

1 大阪大学大学院医学系研究科 麻酔・集中治療医学

2 大阪大学医学部附属病院 手術部

3 大阪府立急性期・総合医療センター 医療情報部

萩平 哲 1, 高階 雅紀 2, 内田 整 1, 森 隆比古 3, 藤野 裕士 1

05 「パソコンのムダと有用なもの：自身の経験から」

帝京短期大学 ライフケア学科臨床工学専攻

諏訪 邦夫

一般演題 Session 2 (1～5)

座長：佐和貞治（京都府立医科大学麻酔科学教室）

06 「キャリブレーション不要な動脈圧波形解析心拍出量測定システム LiDCOrapid の紹介」

鹿児島大学医学部 麻酔・蘇生学

今林 徹, 松永 明, 鶴丸 健士, 上村 裕一

07 「フリーの 3DCG アニメーションツールを用いた経食道心エコー学習用ソフトウェアの開発」

1 兵庫県立尼崎病院 麻酔科

2 兵庫県立尼崎病院 心臓血管外科

前川 俊 1, 進藤 一男 1, 大野 暢久 2

08 「ラグランジュ力学（解析力学）の動脈系への適用，及び微分可能多様体と

3 次元多様体の，動脈壁と動脈内腔への対応」

金沢医療センター 麻酔科

横山 博俊

09 「平均血圧，拡張期血圧，等容量収縮時間，駆出時間から算出した左心室大動脈結合 状態の有用性と問題点」

1 福井大学医学部医学科 3 年次生

2 福井大学医学部附属病院 麻酔科蘇生科

3 福井大学医学部附属病院 検査部

4 福井大学医学部 医用統計学・数学領域

高久 明子 1, 小畑 友里江 2, 浜田 敏彦 3, 三上 俊介 4, 藤岡 沙織 2,

本定 侑子 2, 佐上 祐介 2, 安田 善一 2, 高倉 康 2, 重見 研司 2

10 「表面筋電図とモーションセンサを用いた挿管の生体力学的検討」

1 東京女子医科大学 麻酔科

- 2 早稲田大学大学院先進理工学研究科 生命理工学専攻
 - 3 早稲田大学 理工学術院
 - 4 早稲田大学 理工学研究所
 - 5 早稲田大学 理工学術院ヒューマノイド研究所
- 永井 美玲 1, 糟谷 祐輔 1, 松岡 優典 2, Bartolomeo Luca3, 石井 裕之 4, Sessa Salvatore3, Zecca Massimiliano5, 高西 淳夫 5, 尾崎 眞 1

10:00~10:50

招待講演 1(共催:日本 BD)

座長:鈴木利保(東海大学医学部外科学系麻酔科)

- 「雌蚊を模倣した無痛針を有する健康監視システムの開発」
- 榎谷和義(東海大学工学部精密工学科)

11:00~11:50

教育講演(共催:大塚製薬工場)

座長:橋本 悟(京都府立医科大学附属病院集中治療部)

- 「人工臓臓を用いた外科周術期血糖管理:最近の話題と将来展望」
- 花崎和弘(高知大学医学部外科学講座外科)

12:00~12:30

ランチョンセミナー(共催:マシモジャパン)

座長:上村裕一(鹿児島大学大学院医歯学総合研究科侵襲制御学分野)

- 「Acoustic Respiration Rate」
- 大和利江子(マシモジャパン)

12:40~13:30

特別講演 1(共催:マシモジャパン)

座長:上村裕一(鹿児島大学大学院医歯学総合研究科侵襲制御学分野)

- 「呼吸音による換気モニタリング」
- 中野 博(国立病院機構福岡病院呼吸器科)

13:35~13:50 総会

14:00~15:20

特別講演 2

座長:田中義文(草津総合病院麻酔科)

- 「産科医療の革新を目指す胎児心電図の原理」
- 木村芳孝(東北大学大学院医学系研究科融合医工学分野)
- 「胎児心電図の臨床応用 - 胎児心拍数モニタリング (short term variability の観察) および胎児不整脈の解析 -
- 田中 守(聖マリアンナ医科大学産婦人科)

15:30~16:20

招待講演 2(共催:アッヴィ合同会社)

座長:尾崎 眞(東京女子医科大学麻酔科学講座)

- 「宇宙における循環調節障害の研究と臨床応用の可能性」
- 岩崎賢一(日本大学医学部社会医学系衛生学分野)

16:30~17:30

一般演題 Session 3(1~6)

座長:重見研司(福井大学医学部麻酔蘇生学)

- 11 「手術室ビデオシステムと ORSYS-iPad の連携」
- 1 広島大学病院 麻酔科

- 2 フィリップスエレクトロニクスジャパン
- 3 ドゥエル株式会社
 - 讃岐 美智義 1, 河本 昌志 1, 久保 徳人 2, 菊地 武治 3
- 12 「paperChart による自動麻酔記録：継続的な運用上の工夫」
 - 1 埼玉医科大学病院 麻酔科
 - 2 明海大学歯学部 歯科麻酔科
 - 3 埼玉医科大学病院 ME サービス部
 - 岩瀬 良範 1, 今村 敏克 2, 樺澤 寛二 2,3, 前山 昭彦 1
- 13 「手術室運営のテクノロジーはあるか?時間軸の概念を導入した状況認識」
 - 埼玉医科大学病院 麻酔科
 - 岩瀬 良範
- 14 「USB 接続赤外線リモコン KIT を利用した手術・麻酔タイマーの製作と自動麻酔記録 paperChart との連携」
 - 南岡山医療センター 麻酔科
 - 斎藤 智彦
- 15 「開発フレームワーク Apple Core Data を用いた JSA-PIM と ODBC 連携させた麻酔チャート PDF Viewer の作成」
 - 1 京都府立医科大学 麻酔科学教室
 - 2 京都府立医科大学附属病院 集中治療部
 - 佐和 貞治 1, 橋本 悟 2
- 16 「ファイルメーカーを用いた麻酔症例データベースにおけるデータ入力の工夫」
 - 1 愛媛県立新居浜病院 麻酔科
 - 2 愛媛大学医学部附属病院 麻酔科蘇生科
 - 3 愛媛大学医学部附属病院 集中治療部
 - 4 愛媛大学大学院 麻酔・周術期学
 - 惣谷 昌夫 1, 吉川 武樹 2, 土手 健太郎 3, 萬家 俊博 4, 長櫓 巧 4

一般演題 Session 4(1~5)

座長：北村 晶（埼玉医科大学国際医療センター）

- 17 「紙モデルを使った注射針の針先ベベル面と穿刺軸とのシミュレーション」
 - 成尾整形外科病院 麻酔科
 - 野上 俊光
- 18 「静脈留置針の穿刺時のベベルの向きについての検討」
 - 東海大学医学部医学科 外科学系麻酔科
 - 山口 マキ, 齋藤 啓一郎, 鈴木 利保
- 19 「全身麻酔中の経皮的酸素飽和度から動脈血酸素分圧が予測できるか?」
 - 香川大学医学部 麻酔学講座
 - 澤登 慶治, 白神 豪太郎
- 20 「頰部体表で聴取した呼吸音の解析による呼吸状態モニタシステム開発のための基礎的検討」
 - 独立行政法人国立がん研究センター中央病院 麻酔・集中治療科
 - 川口 洋佑
- 21 「国際医療協力における iSpO2TM の使用経験」
 - 昭和大学医学部 麻酔科学講座
 - 大塚 直樹, 樋口 慧, 中川 元文

17:30 ~ 17:40

閉会のあいさつ

抄録抜粋

一般演題

声門上デバイスの位置確認のための汎用工業用ファイバースコープ利用の検討

手稲溪仁会病院 麻酔科・集中治療室

片山 勝之

ラリンジアルマスクに始まった声門上デバイスは沢山種類が増え適用範囲も広がっているが、ベストポジションに位置しているという確認はどのデバイスであっても最終的にはファイバースコープに頼らざるを得ない。しかし、従来のハンディータイプの気管支ファイバースコープでは記録がしづらく、電子スコープタイプでは光源などの装置の移動が困難である。エアウエイスコープのファイバースコープはハンディーだがファイバーの長さが若干短い。オリンパスのエアウエイ・マネージメントモバイルスコープ (MAF) は、単体で光源とデジカメ機能を兼ね備えファイバー先端コントロールが可能であるが、記録媒体が xD ピクチャーカードという特殊なメディアで残念な欠点をもつ。現在ファイバースコープの利用は医学領域だけでなく、配管や狭いエンジンルーム内での点検作業など様々な工業分野でも広まっているが、医学用のものに比べて多くの機種では先端コントロールがなく予めファイバースコープ部分の形を整えて目的の視野を得るという方式が取られている。今回、声門上デバイス内から声帯部分だけを覗き見る目的であれば先端コントロールの無い汎用工業用ファイバースコープが利用できるのではないかと考え、インターネットから検索できた工業用ファイバースコープの中からファイバー直径が比較的細く、液晶表示が可能で、ビデオ録画も可能な株式会社カスタム社製汎用工業用ファイバースコープ「スネークスコープ SS-02S」を選定し、実用性を検討したので、報告する。スネークスコープ SS-02S は、焦点距離 30 60mm, 直径 6mm, 長さ 100cm, IP67 準拠の交換可能なファイバー部分と、2.4 インチ (320 × 240 ピクセル) 液晶とマイクロ SD カードスロットを備える本体部分から成っている。単三電池 4 本で 8 時間駆動し、LED 照明により先端照明が得られる。重量はファイバー部分を含めて 450g と一般の BF にカメラヘッドを付けたものより軽量である。

表面筋電図とモーションセンサを用いた挿管の生体力学的検討

1 東京女子医科大学 麻酔科

2 早稲田大学大学院先進理工学研究科 生命理工学専攻

3 早稲田大学 理工学術院, 4 早稲田大学 理工学研究所

5 早稲田大学 理工学術院ヒューマノイド研究所

永井 美玲 1, 糟谷 祐輔 1, 松岡 優典 2, Bartolomeo Luca 3, 石井 裕之 4

Sessa Salvatore 3, Zecca Massimiliano 5, 高西 淳夫 5, 尾崎 眞 1

【目的】表面筋電図 (sEMG) とモーションセンサを用いて挿管操作を生体力学的に解析するためのシステムを構築し、異なる挿管デバイスによる挿管動作の違いを検討する。

【方法】sEMG を左短拇指外転筋, 左尺側手根伸筋, 左橈側手根屈筋, 左上腕二頭筋で測定, 手関節, 肘関節の動きの測定のためにモーションセンサを左手背, 左前腕, 左上腕, 左肩に装着した。を比較した。麻酔専門医が直接喉頭鏡 (Welch Allyn, ブレード 3: DL), McGrath ビデオ喉頭鏡 (Aircraft Medical Limited, ブレード 3: Mc), エアウエイスコープ-S100 (Pentax, イントロック ITL-S: AWS) の 3 種類の挿管デバイスを用いてマネキンに挿管した。各デバイスにつき 6 回挿管し、挿管操作中の sEMG と関節の動きを測定した。挿管操作を第 1 相 (P01): 開口から喉頭鏡挿入まで, 第 2 相 (P02): 喉頭展開から気管チューブ挿管まで, 第 3 相 (P03): 挿管後から喉頭鏡を抜くまでに分割した。関節の運動は動きの角速度をまとめて $\left| \frac{d\theta}{dt} \right|$ とし, sEMG を $\left| \frac{sEMG}{\left| \frac{d\theta}{dt} \right|} \right|$ を収縮インデックス (CI) とした。

【結果・考察】P02 において橈側手根屈筋と尺側手根伸筋の CI が重要な指標であった。DL は 2 種類のビデオ喉頭鏡よりも特に喉頭展開後 気管チューブ挿管において sEMG, CI 共に高値を示した。Mc は DL や AWS と比較して EMG が低く, 筋力を要しない挿管デバイスであることが示唆された。本研究は専門医 1 名の手技を測定したデータであるので, 今後は複数名の計測を行うことで, デバイスの特徴を定量評価することが可能になると考えられる。

【結論】挿管の動作は sEMG, モーションセンサによる検討ではデバイスにより差があることが示された。

手術室ビデオシステムと ORSYS-iPad の連携

1 広島大学病院 麻酔科

2 フィリップスエレクトロニクスジャパン

3 ドウエル株式会社

讃岐 美智義 1,2,3, 河本 昌志 1, 久保 徳人 2, 菊地 武治 3

AIMS は従来のモニターからの数値や波形の自動記録にとどまることなく, 麻酔科医のサポート機能で進化を

続けている。今回、術中ビデオ記録システムと ORSYS(PHILIPS 社製 AIMS) を連携し iPad で活用するシステムを構築したので報告する。

【手術室ビデオシステム】全手術室 (18 室) の全景画像、術野画像、生体情報モニター画像、および任意のモニターあるいはビデオ画像 (4 チャンネル) を、ネットワーク経由でサーバーに記録するビデオ記録システムを構築した。手術室への患者入室およびイベント情報を ORSYS と連動し手術開始～手術終了まで (全景画像は入室時刻まで) を記録する。術野画像は外科医の記録用として 1920 × 1080 で 3 ヶ月、以降は 1280x720 で 3 年保存が可能である。iPad および ORSYS へ配信用の 4 チャンネルのストリーミングサーバを持つ。ORSYS 上の各種イベントと連携し任意の時刻の動画および静止画保存が可能である。

【iPad と無線 LAN】ストリーミングサーバーへのアクセスが各々の手術室および手術室廊下で可能なように無線 LAN アクセスポイントを配置した。それにより手術部内のいずれの場所からも、全手術室の 4 チャンネルすべての画像が参照可能である。

【iPad アプリ】iPad アプリケーションはネイティブアプリで、無線 LAN によりバージョンアップが行われる。ビデオシステムの連携による画像ストリーミングの他、手術予定一覧や手術進行のリアルタイムステータス表示機能を持つ。ステータス表示から各手術室の映像の参照が可能である。緊急呼び出し機能として各手術室の ORSYS からのハリーコールを発行すると、iPad ではアラーム音とともに手術室の様子とモニター画面、術野画像およびメッセージが表示される。

【結語】手術室ビデオシステムと ORSYS-iPad の連携により、手術部内のいずれの場所からも全手術室の様子が把握できるようになった。本システムは、手術室内での麻酔科診療をサポートする新たなモニターとなる。

USB 接続赤外線リモコン KIT を利用した手術・麻酔タイマーの製作と自動麻酔記録 paperChart との連携
南岡山医療センター 麻酔科

齋藤 智彦

南岡山医療センターは 2013 年手術室が移転・更新された。移転に際し、従来の時計に連動した手術・麻酔時間表示を廃止、手術室内に時刻表示を制御する PC と液晶ディスプレイを設置した。時刻表示するソフトウェアはネットワークを担当する業者へ依頼、入室・退室時刻、麻酔・手術開始終了時刻のほか、体位変換や血管遮断時間などのストップウォッチ機能を実装した。ソフトウェアは、マウス操作のみでなくファンクションキーで操作できること、操作イベント発生時には外部プログラムを起動し入力されたキー情報をパラメータとして渡すことができること、を条件に作成を依頼した。タイマー操作は PC だけではタイムリーに入力を行うことが難しいと考え、当初からリモコンによる操作を検討した。株式会社ビット・トレード・ワンから発売されている「USB 接続赤外線リモコン KIT」は ¥1,680 と安価であり、汎用赤外線リモコンの送信データをキーボード入力としてエミュレートできるため簡単に PC を制御することができる。キートップが大きい安価な汎用リモコンを時刻入力装置として使用することで、移動しながらでも簡単にタイマー操作を行うことが可能となった。イベントデータは液晶ディスプレイへの表示だけでなく麻酔記録とも連動させるため、インターフェースプログラムを Visual C++/C# を用いて作成した。タイマー制御プログラムからイベントデータを受け取り、ソケット通信で麻酔記録用端末へデータを送信、麻酔記録用端末で動作する受信プログラムから麻酔記録 paperChart データ登録を行い、イベントデータの連携を実現した。赤外線リモコンを入力装置として使用することで、手術・麻酔開始終了時刻などのイベントデータを簡単・正確に表示することができ麻酔記録との時刻同期も可能となった。現在は時刻表示タイマーから麻酔記録への一方向連携であるが、今後麻酔記録端末から時刻表示タイマーへの連携も実現してゆきたい。

全身麻酔中の経皮的酸素飽和度から動脈血酸素分圧が予測できるか?

香川大学医学部 麻酔学講座

澤登 慶治, 白神 豪太郎

ヘモグロビン酸素解離曲線上、動脈血酸素分圧 (PaO₂) > 90Torr の場合、経皮的酸素飽和度 (SpO₂) は小さな変化にとどまる。従って SpO₂ 値が 100 に近いほど、その値から PaO₂ 値を予測するのは困難と考えられる。全身麻酔中は、吸入酸素濃度を空気より高く保つことが多いため、SpO₂ 値が 100 に近いことが多く、その変動が PaO₂ の変動を反映したものが、誤差によるものかを見分けることは難しい。

【目的】全身麻酔中、SpO₂ 値から、PaO₂ 値が予測できるのかを検討した。

【方法】30 秒ごとに血圧、SpO₂ が記録された自動麻酔記録を閲覧して、本年 7 - 9 月の全ての全身麻酔症例から、血液ガス分析を施行した全採血ポイント (P) を後ろ向きに抽出した。収縮期および拡張期血圧が欠落している時間を採血期間として、人工心肺などで採血期間の不明瞭な P、採血期間の 1 分前から採血期間にかけて 1 以上の SpO₂ 値の変動がある P、SpO₂ 値に影響を与える色素を投与した後の P は調査対象から除外した。対象となる P を SpO₂ 値 = 100, 99, 98, ... 毎に群分けして、各群で PaO₂ 値に差があるかどうかを比較し

た．統計学的検定は一元配置分散分析，Tukey の多重比較検定を用い有意水準は $p=0.05$ とした．

【結果】608P を抽出，調査対象は 375P だった．SpO₂ = 100 % が 197P あり，その群の PaO₂ 値は (201 ± 63Torr，平均 ± SD)，同じく 99 % は 84P(196 ± 51)，98 % は 61P(179 ± 74)，97 % は 24P (164 ± 73)，96 % は 5P(161 ± 95)，95 % は 3P(96 ± 25)，89 % は 1P(75) だった．SpO₂ が 100 %，99 %，98 % の 3 群で PaO₂ には差がなかった．SpO₂=97 % を加えた 4 群での比較では 100 % と 97 % の 2 群間に有意差があった．

【結語】SpO₂ 値が 98-100 のとき PaO₂ 値に差はないので，SpO₂ 値から PaO₂ 値を予測出来ないことが示された．SpO₂ 97 では 100 であるときに比べ，PaO₂ も低下していると予測でき，その平均は 164Torr だった．

頸部体表で聴取した呼吸音の解析による呼吸状態モニタシステム開発のための基礎的検討
独立行政法人国立がん研究センター中央病院 麻酔・集中治療科

川口 洋佑

内視鏡の処置に伴い鎮静薬の投与を行っている場合など，気道確保がされていない患者においては呼吸状態の評価が問題になる．上気道狭窄を検知するために頸部周囲での呼吸音聴取を行うことがあるが，この時に聴取できるのは呼気・吸気の際に発生する乱流である．この呼吸音を頸部体表より聴取することが患者の呼吸状態を判断する指標となるのであれば，呼吸状態ひいては患者の全身状態を把握するモニタリングの一手段となりうることを期待される．具体的には，頸部体表よりマイクで呼吸音を收音，デジタル化し，その音声の周波数スペクトラムを解析し，音響学的な特徴量を分析することによって，気道の開存性を自動的に識別することが可能となると考えられる．そのプロトタイプとなる Windows 上で稼働するソフトウェアを共同開発したので報告する．

国際医療協力における iSpO₂TM の使用経験

昭和大学医学部 麻酔科学講座

大塚 直樹，樋口 慧，中川 元文

iSpO₂TM は，SpO₂ プローブのケーブルに 30 ピン Dock コネクタが付いているデバイスである．これに専用アプリケーション (App) をダウンロードした iPhone や iPad などの iOS5.0 以上が作動するデバイスに接続すると，酸素飽和度 (SpO₂)，脈拍数 (PR)，Perfusion Index (PI) を測定することができ，波形とともに画面に表示できる．非常に軽量で小さく携帯性に優れている．今回我々はこの優れた携帯性が国際医療協力プロジェクトに有用ではないかと考え，本製品を現地に持参し，そこで使用した経験に若干の考察を加えて報告する．

【方法】予め App をダウンロードした iPad2 (iPad) と iPod touch 5th (iPodt) を持参し，5 ヶ月から 13 歳まで (平均 3.3 歳) の小児 21 症例 (iPad:iPodt=14:7) の全身麻酔中に iSpO₂TM を用いてモニタリングした．使用中のデバイスのバッテリーの消耗度を記録し，SpO₂ と PR の測定結果の 1 秒毎のデータを CSV ファイルにしメールで送信する App の標準機能を用いて測定時間を記録した．

【結果】プローブは主に母趾に装着し全例で問題なく測定でき，同時にモニタリングしていた他の機器の測定結果と乖離することはなかった．測定時間は 41 分～3 時間 52 分 (平均 2 時間 5 分) で，バッテリーの平均減少率は iPad では 8.6 %/時間，iPodt では 22.7 %/時間であった．

【考察】iSpO₂TM の携帯性は持参時に全く邪魔にならなかった．バッテリーの持続時間は iPad を用いる限り終日不安なく使用できた．しかし，プローブがクリップ式であること，データの保存が 12 時間なのでネット環境のないところではデータの保存が難しいこと，PI が記録されないことが問題点として挙げられる．また，デバイスの充電に問題のある環境では使用が難しい．

【結語】iSpO₂TM は，国際医療協力のような持参できる機器に制限のある環境において，有用なデバイスの一つであることが示唆された．

編集後記

2013年、東京での第31回日本麻酔・集中治療テクノロジー-学会冊子発行が、大変遅れたことをお詫びいたします。

他の学会と同様に本誌も電子版公開しています (<http://www.jsta.net>)。公開日は2015年9月26日にしてください。ページは確定しております。業績、引用文献などにご利用ください。印刷本では経費の都合上カラーが出来ませんので御了解ください。印刷までに若干の時間があります。投稿される方は至急ご連絡下さい (tanaka@koto.kpu-m.ac.jp)。追加投稿のページは抄録抜粋の前からになります。

例年、100ページ以上の冊子の発刊を目標に努力しておりますが、原稿が少なく苦労しているのが実状です。学会員のみならず、そうでない方も発表の有無にかかわらず、気楽に編集長までマイクロソフト Word で記述いただき、メール投稿していただければ有りがたく存じます。段組み、印刷 PDF 原稿は当方で行います。掲載および印刷費は無料です。

1ページの報告だと4~6p程度になります。少しまとまった総説だと、6~10p程度が適当、系統だった内容だとそれ以上のページになります。冊子は全てPDFでウェブ公開しております (<http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm>)。それを利用すると、カラーで詳細な図を入手することも可能ですし、また、必要な別冊を独自にカラー印刷することも可能です。

どうぞよろしくお願いいたします。

本冊子発行に際して、株式会社三笑堂ならびに株式会社増富からの御支援をいただきました。ここにお礼を申し上げます。

2015年9月26日

日本麻酔・集中治療テクノロジー-学会事務局
編集長 田中 義文
tanaka@koto.kpu-m.ac.jp
京都府立医科大学麻酔科学教室
〒602-0841
京都市上京区河原町広小路梶井町 465

You live and breathe excellence. So do we.

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

Puritan Bennett™



TaperGuard™



Nellcor™



Capnostream™



コヴィディエン ジャパン株式会社

RMS (Respiratory & Monitoring Solutions) 事業部

www.covidien.co.jp



COVIDIEN

positive results for life™

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

Smart⁺ Infusion System

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

薬剤投与を、スマートに。

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

※ IT 機能を省いたよりシンプルなスタンダードポンプも用意しています。

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

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

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

Portable Clinical Analyzer
POCT血液分析器

i-STAT[®] 1



大切な命。
その一秒のために!!

i-STAT[®]は省メンテナンス設計

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

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

*は体外診断用医薬品のセンサーを含むカートリッジです。

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



販売業者
扶桑薬品工業株式会社
大阪市城東区森之宮二丁目3番11号

製造販売業者
アボット ジャパン株式会社
千葉県松戸市松飛台 278

2015年2月作成

Root[®]

Patient Monitoring and Connectivity Platform Designed to Transform Care



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

DSA 表示で左右の脳の活動をカラー表示



販売名：マンモルトモニタ

医療機器承認番号：22600BZX00344000

販売名：マンモ SedLine モジュール

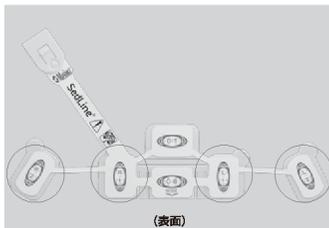
医療機器承認番号：226ADBZX00069000

診療報酬点数D235 脳波検査(4 誘導).....130 点



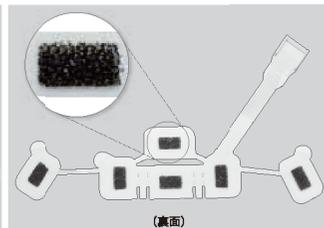
SedLine[®] EEG Sensor

| 4 チャンネルの EEG



(表面)

| 患者さんの皮膚にやさしい設計



(裏面)

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

お問い合わせ先



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

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



Together for more informed decisions

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

innovation + you



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



販売名: 生体情報モニタ IntelliVue
医療機器承認番号: 220100BZ00 725000
特定保守番号/医療機器承認番号: 220100BZ00 736000
販売名: 生体情報モニタ IntelliVue MP2 22
医療機器承認番号: 221100BZ00 0062000
特定保守番号/医療機器承認番号: 221100BZ00 130000

販売名: 生体情報モニタ IntelliVue MP5
医療機器承認番号: 220100BZ00 736000
特定保守番号/医療機器承認番号: 220100BZ00 736000
販売名: コア/外部生体情報モニタ IntelliVue
医療機器承認番号: 220500BZ00 130000
特定保守番号/医療機器承認番号: 220500BZ00 130000

記載されている製品名及びの固有名称は、Koninklijke Philips N.V.の商標または登録商標です。
© 2014 Philips Electronics Japan, Ltd.

PHILIPS

急性期患者情報システム

▶ *Mirrel* CWV-5000

Medical Information Reference Remedy Effective Line

急性期医療現場へ、次世代システム誕生——。

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



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

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

麻酔・集中治療とテクノロジー 2014 <検印省略>

電子版：2015年 9月26日 (<http://www.jsta.net/txt/syoroku.htm>)

印刷版：2016年 5月31日 第1版発行

定価（本体 3,000円＋税）

編集者 坂本 篤 裕

橋本 悟

田中 義文

発行者 田中 義文

発行 日本麻酔・集中治療テクノロジー学会

発行所 (株)北斗プリント社

〒606-8540 京都市左京区下鴨高木町38-2

電話 (075)791-6125 FAX (075)791-7290

ISBN4-89467-158-1

ISBN4-89467-158-1

C3047 ¥3000E



9784894671584

定価 (本体3,000円+税)



1923047030009

**麻酔・集中治療と
テクノロジー
2014**