

## 心肺危機の基本について考える

山梨医科大学第2内科 田村 康二

Basis of cardiopulmonary emergency.

Kohji TAMURA

2nd Department of Medicine, Yamanashi Medical College

心肺危機と関連している問題で、日頃私が考えさせられている問題を4つ選んで述べることにする。

1) 心臓や肺の病気の問題点を考える場合には何としても人の問題がある。そして2) 人が用いる装置の問題、あるいは3) 全体を円滑に医療活動を行う組織の問題、また4) その組織を活かしていく人の判断の問題があると考え。

### 1. 人の問題(教育の問題)

第1の問題は最も重要な人の問題である。人の問題は何とんでも教育の問題であり、私も5年間山梨医大で学生教育に当たり考えさせられる幾つかの問題がある。そのうちの1つについて述べることにする。

卒業した後の医者もそうであるが学生の教育をどうするかという問題である。例えば心臓の音を正しく聴ける医者にしたい、あるいは医者になってもその能力を保持したいということがある。現在学生に対して行っていることは<sup>1)</sup>まずあらかじめ作製した問題を与え、編集してある録音テープを聴かせ、実習前に試験をさせている。

肺音についても、これもテープを聴かせどれくらい聴診の能力があるか実習前にテストをするのである。しかる後に心音人工シミュレーター“Cardionics”(米国ナルコバイオシステムズ社製)を用いて学習する。即ちこの装置により(シミュレーションがつくった音を学生が直接耳で聴くことができるのである。その音はブラウ

ン管の上にてでるので自分がどういう音を聴いているかブラウン管を見ながら訓練できるわけである。つまり一種のレコードに記録している情報をブラウン管の上にディスプレイさせて、なおかつ耳で訓練することを行わせているのである。夜中でも日曜でも勉強できるようにさせている。

この方法に加えてもう1つの方法はゼンバイザー社(独)の聴診車を用いている。この装置は聴診器を例えば患者の心臓の上におくとその音はピックアップから装置に入り、ここから赤外線になって無線で心臓の音が放射される。一方学生はレーザーでこの音を聴き、実際に私が患者の胸に聴診器を置くとその音が無線で100m範囲のレーザーにとぶのである。その時に例えば私が収縮期雑音があると診断したら反論が出ると議論にならないので、聴診で出た音がブラウン管の上に心音図として出るように改良工夫した。

廻診の際、学生が赤外線の無線レーザーをつければこの音を自らの耳で直接聴くことができる。もし私の言っていることが理解できなければ、ブラウン管の上に心音図が出てくるので言ったことが本当かテストすることもできるわけである。これはもちろん肺の音であればどういうラッセルであるか図示しながら学生に理解させるということも可能である。

臨床講義の際もプラカンで心臓の音を聴くと学生は皆レーザーを持っているので音が聴こえる。即ち、あら

かじめテープレコーダーで十分訓練をさせ、その次には実際の音を教官と客観的に図示できる方式で学生が認識しながら納得して勉強できるという方法をとっている。

そうすると図1に示す様に2週間後の点数はかなりよくなるという結果が得られ、わずか2週間のベッドサイド教育でも聴診技術は非常に向上するといえる。このような視聴覚教育にはお金や人手がかかるわけだが、工夫によって教育というものは進歩するし、またそうでなければならぬと考える。

良い臨床医をつくるためには最良の教育が必要であるが、患者そのものを犠牲にして教育は成り立たないわけであるし、当然学生が十分にその学習技術を習得するための工夫がなされるべきであると考えている。

このようにして育てた学生あるいは医局員が将来共に聴診能力を保持し、しかも啓発していくにはどうしたらよいかという問題が残されるわけである。心音ならびに心雑音の可聴域を調べると我々は普通約1,000~40サイクル位までの音を心音・心雑音として聴取することが可能である。ところでここで1,000サイクルの点を取り上

げてそれが我々の年齢を加えるにつれてどのように変化していくかということを検討してみた。普通医者は24ないし5あたりで医者になるが、内科医の場合卒業後約10年の訓練を要する。その後初めて医師として65歳位まで活躍できるわけだが、その最も活躍できる時期には既に能力が低下しているという事実がある。

そのために聴力を高める聴診器の開発が必要であると考えて検討している。普通用いている聴診器のベルとダイアフラムの音響特性を調べてみると低ならびに高周波数が著しく減衰していることを示し、時にベルとダイアフラムとでも異なっていることに気づいたわけである。

そこで前述のように加齢に伴う聴力の低下を補うためには、いわば補聴器付きの聴診器あるいは特定の周波数を特に拡大する聴診器が開発される必要があり、現在それを山梨大学工学部と共同で行っている。その電子式聴診器の伝達特性は可変であり、その特性を変えることによって聴診能力を高めるということが可能となってくる。

## 2. 機械の問題

代表例としてホルター心電図装置を取り上げてみたい。ホルター心電図は今日非常に広く普及している心電図であるが、結論からいえばその特性は従来我々の用いている心電計の特性と違うということである<sup>2)3)</sup>。即ち、通常的心電計の特性は米国心臓病協会の規格に則って我が国でも JIS 規格が作られており、それによって心電計がつくられているので、どの施設、どの心電計でとって得られた波形は同じである。しかしながらホルター心電計ではこの規格がないのである。例えばアビオニクス社のホルターの伝達特性を調べて、従来的心電図の特性が規定されている米国心臓病協会の基準或いはこれに準拠した我国の JIS 規格と対比させると 30 Hz 以上では低下し、さらに 1 Hz 以下の低周波でも歪んでいることを認めた<sup>3)</sup>。

これらの歪みは、実際に心電図の波形そのものに歪みを生じてきていることを見出したのである<sup>2)3)</sup>(図2)。まず通常心電計とホルター心電計を用いてその波形の差異を検討してみた。すなわち胸部双極誘導から通常的心電計で心電図をとり、一方ホルター心電計で同じ場所から心電図波形を記録した。もしも両者の機械の特性が同じであれば、同じ波形になるはずである。

得られたホルター心電図の再生波形をオシロスコープの上に重ねてみると図2のようになる。この両波形の差を error としてとったのが下の曲線である。

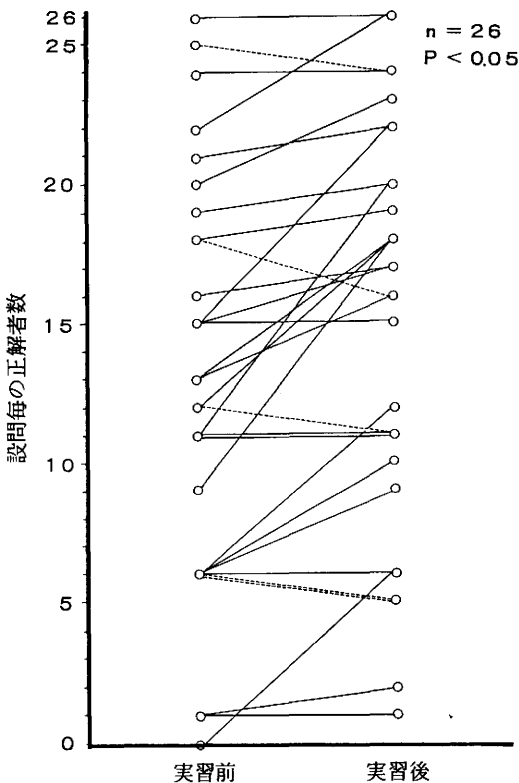


図1 録音テープによる聴診能力の評価

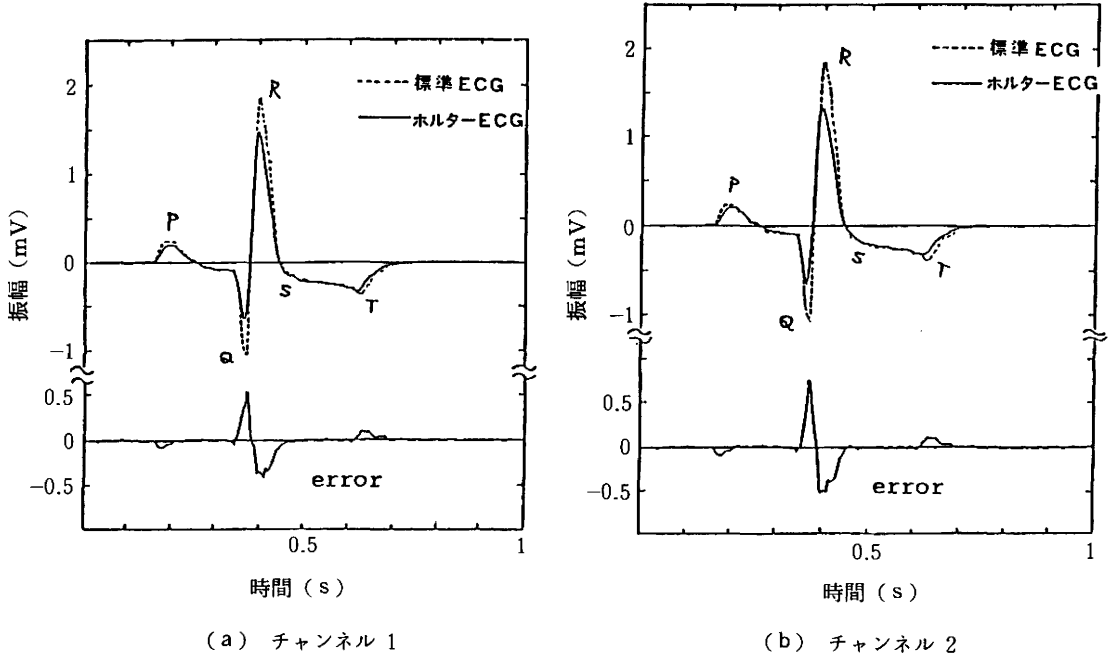


図2 ホルター ECG (Avionics 社) 標準 ECG の同時記録による波形の違い

さらに注意していただきたい点は、チャンネル1とチャンネル2とでは得られた心電計の波形曲線が異なっていることである。このようにホルター心電計の波形は前述したように特性が異なっていることから通常心電図の波形とは異なり、且つチャンネル1とチャンネル2とでは波形が違うといえる。

そこで我が国で一番広く用いられている ICR のホルター心電計とアビオニクス社のホルター心電計による歪みを検討してみた<sup>5)</sup>。

まず、ICR 社のホルター心電計による歪みは PQRST 各々の波において通常心電計とは異なっていることを認めた。さらにアビオニクス社のホルター心電計による歪みでは P 波 RST 波において通常心電計と異なっていることを認めた。

さらに心電図では時間計測が問題となる。ICR 社ホルター心電計による心電図は QT 時間において通常心電計と異なっており、アビオニクス社ホルター心電計においても QT 時間は通常心電計と異なっていることが認められた。即ち、時間計測も機械によって異なり、通常心電計と異なっていることを認めたのである。このことはホルター心電計の波形の解析ならびに時間計測に十分配慮しなければならない点があることを示していると考

える。

さらにホルター心電図の特性で大事なことは不整脈の解析である。米国心臓病協会が最近出した不整脈、特に心室不整脈の data base がある。これを用いて機械をチェックすることも可能なのである。

ある会社のホルター心電計の特性を前述の米国心臓病協会の data base を用いて検討してみた。その結果、不整脈の感度は検出の対象となる不整脈の種類によって極めて異なっていることを認めた。即ち、不整脈解析のコンピューターシステムは各会社ともそのソフトウェアに関しては秘密であるので、内容についてはある一定以上推測になるが、その解析の方法論からしてとらえ易い不整脈ととらえにくい不整脈とがあることである。このこともホルター心電図あるいはその他のコンピューター付きの心電計を用いた時に十分留意すべきことと考えられる<sup>3)4)</sup>。

以上、機械の問題をホルター心電図を例にとりて述べたが、これ以外にも多くの問題がある。即ち装置評価法、装着、心電図記録、それを扱う人員の質の問題などである。この中で特に強調されるべきことはこれらの規格の存在しない装置については早急に装置を客観的に評価する方法が確立され、我々が妥当に機械を選択できるよう

な状態になることが望ましいと考えている。

ところで以上のような特性の歪みは実は通常の音声テープを用いた心電計、即ちアナログのホルター心電計ではいかにしてもその特性の向上には限界があると考えられる。そこでこれらの特性を打ち破るべきデジタル記録型のホルター心電形の開発を行っている<sup>5)</sup>。

この図のようにビデオテープレコーダー、しかも現在ようやく市販されている 8mm ビデオテープレコーダーを用いて連続的に VTR の上に記録していくという方式が考えられ、また間欠的に VTR を作動させて記録させていくという方式が考えられ現在検討中である。

間欠的に VTR を作動させる場合には、その間欠式になお新しい工夫が必要であり、それらの基本的な問題に関しては既に解決済みである。これらのことによって装置がさらに進歩し、我々の求める情報を的確に得られるようになってくると考えている。

### 3. 組織の問題

病院内での生体情報収集とその処理という観点から述べてみたい。

我が山梨医科大学においては図 3 のように医事課の電算処理のみならず、薬剤部・検査部・放射線部あるいは共同利用室、さらには病棟・外来とホストのコンピュータを光データハイウェイで結合して情報のやり取りを行い、病院全体でデータ管理を行っている<sup>5)</sup>。有用な 1 例は病棟にある端末の利用である。心筋梗塞症の例では病棟から端末を用いてデータを呼び出すと時系列配列されたデータが打ち出されてくる。そうすると例えば最初に GOT が高値であったのが次第に減少していった疾患そのものが軽快しつつある状態を把握することがすぐに可能である。

このようなデータのやりとりはこの CCU のみならず CCU と病棟、さらには病院全体のデータのやりとりを可能にしてくれるものである。このように組織を考えていく場合には電算利用による全体的なシステムの確立が大切であり、単に救急医療だけではなく医療そのものの構築を十分考えていくことが必要であろう。

そこで CCU の問題を考えてみると、CCU の問題で我々の求めているものは、無拘束・無浸襲の生体情報モニタリングとテレメタリングとの問題である。

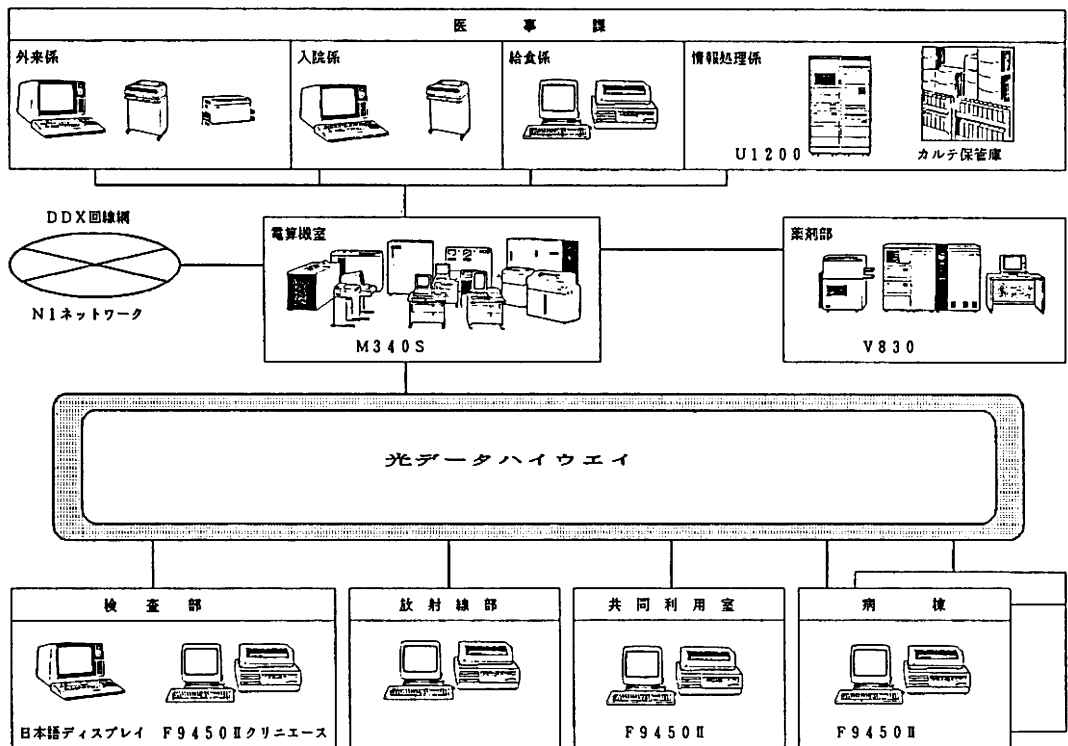


図 3 山梨医大におけるネットワーク構成図

我々の用いている原理は、キャパシタンスとインピタンスの変化を同時に用いて呼吸ならびに心拍動を記録しようという新しい方法である<sup>7)</sup>。

実際にはこのマットレスの中にキャパシターとインダクターを置き、それらの変化をアナログ波形として連続的にモニターできるようにしている。この場合にはベッドの上に患者が寝るだけで十分であり、普通のモニタリングのように手や足にケーブルをつける必要はまったくないのである。

すると心電波形と呼吸曲線とが同時に描出される。さらにそれらを継続的に連続的に記録し、圧縮表示することによって呼吸と循環の状態をよりよくモニタリングできるようになっている。

呼吸と循環の関係は密接であり、例えば脈拍数と心拍数をとるとこのように全く直線の相関を示すことを認めているので、1つの情報が他に対する有力な情報を提供しうることを認めている。このようなことが新しい呼吸と循環の診断情報を提供してくれる1つの手法となると考えている<sup>7)</sup>。

さらにCCU外で突然死をおこす患者に対していかなる方法をこうしたらよいか、というところから植え込みの頻脈、心室細動の治療器の開発を行っており、それを

植え込みCCUと名付けている<sup>8)</sup>。

経静脈的に右心室心尖部にペースングカテーテルを挿入し、前胸壁皮下部に不関電極を植え込む。一方、カテーテルから得られる心電図と心臓運動図(CMG)によって心室細動あるいは心室頻拍を検知し、心室細動には除細動器管、心室頻拍にはburstパルスのペースメーカーが作動するような仕組みになっている。実際にburstパルスを心室頻拍の時に働かせると、徐脈になるにつれて血圧も上昇し、心室頻拍が治っていることがわかる<sup>9)10)</sup>。

ここで注意したいのは、心臓の動きを記録しているCMGそのものも除細動を規則正しいリズムな動きにしている点である。このような植え込み除細動器の開発は米国でも1,2行われてはいるが、問題なのは心電図だけで心細動を検知するのに限界があることである。即ち、洞調律でも150以上脈拍数が増えると、この洞頻脈と心室頻拍とを心電図上鑑別することは極めて困難である。そうすると洞頻脈の時に誤って除細動器が作動してしまう、即ち患者がまだ意識があるうちにいきなり除細動器が作動するという不幸な状態が起きることは問題であり、いまだそれらに対する解決法は提案されていないのである。

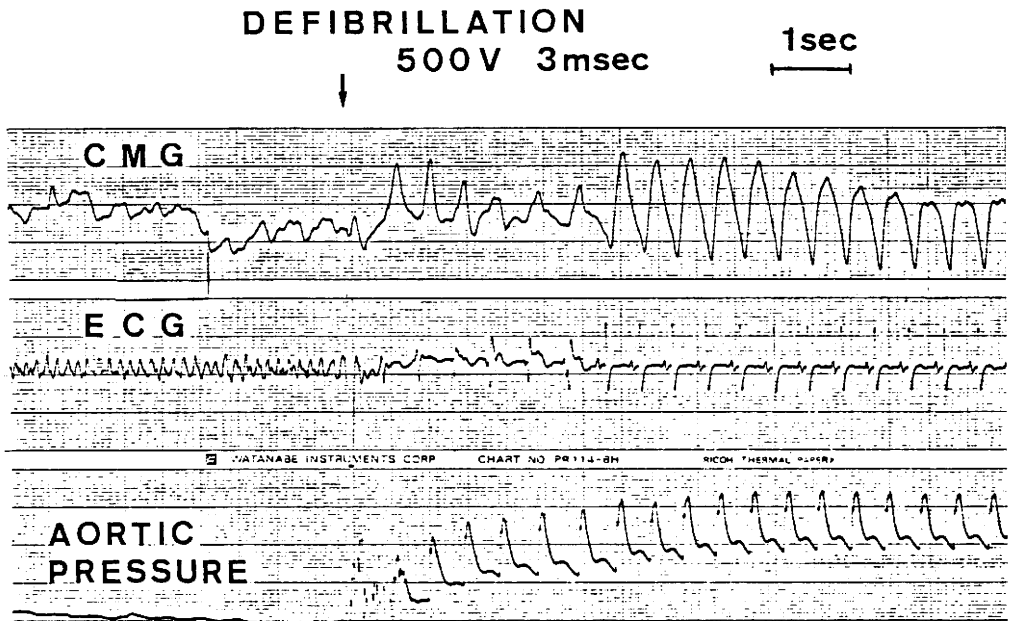


図4 多極(4極)カテーテルを使用し、前胸部皮下に植え込んだ不関電極との間で500V, 3msec(約4J)で除細動した。除細動と共にCMG, ECG, BPは速やかに正常化している。

ところがこのように我々が行っている方法では、心臓の動きと心電図が細動をおこすという2つの情報がそろった時にはじめて除細動器を作動させるということにすると、間違いなく心細動を検出できるということを示している<sup>8)</sup>。

この実験を始めた時は、電極を2極用いると心内膜が火傷した。この除細動器の心筋に対する傷害も最近強調されて、注意をされるようになってきているが、火傷をおこすのでは困るので次にこれをおこさない工夫を試みた。即ち、5極あるいは6極のカテーテルを用いて同じような実験を行うと、明らかに心筋に対する傷害が減少してきているのを認める。

さらに図4心臓の運動と心電図の異常の両方を検出する、そして両者が一致した時に初めて除細動器が作動するというシステムを用いると100%間違いなく細動を検出し、しかも治療できるということを確認している<sup>9)</sup>。

#### 4. 臨床的判断並びにまとめ

例えば冠動脈のACバイパス術を行う場合にもACバイパス術をやるかやらないかということは、ACバイパス術ができるかできないかより大事であり、その治療の判断論理を解析するとこのようになるが、この随所における臨床的判断が以上に述べたような人と装置ならびに組織をつくりあげた時にどのように妥当に働くかということが最も重要な点であると考えられる。

以上に述べたように私が山梨医科大学に勤務して以来、人の問題、特に教育の問題、その人の使う装置、それを含めた組織の問題を考え、その建設に力を尽してきたわけだが、その結果をふまえ、現在行い、更に将来とも行っていく臨床的判断がいかになされたかということが求められていると考える。

この先5年あるいは10年経って再び新潟医学会に招かれる機会があれば、その時にはこのシステムの中で、私

のなした臨床的判断についての誤りとその本質について述べて御参考にすることができると考えている。

#### 参 考 文 献

- 1) 田村康二, 小林 勲, 吉崎哲世, 小沢克良, 他: 視聴覚システムによるベッドサイド聴診能力の開発について. 医学教育, 16: 164, 1985.
- 2) 田村康二: ホルター型心電図でST-Tの評価はどこまで可能か. 呼吸と循環, 32: 357, 1984.
- 3) 橋口住久, 岡崎 正, 飯野聖一, 田村康二, 他: ST解析に用いるホルター心電計の特性測定とその評価. 医用電子と生体工学, 23: 188, 1985.
- 4) 田村康二: Holter心電図解析上の問題. 日本小児循環器学会誌, 1巻特別号: 2, 1985.
- 5) 南雲道男, 中島新一郎, 内山 暁, 他: 山梨医科大学附属病院情報システム. 第5回医療学連合大会論文集, p. 255, 1985.
- 6) 岡崎 正, 伊東郁義, 橋口住久, 田村康二, 小森貞嘉: デジタル方式携帯型生体情報記録装置の検討. 第3回医用精密工学シンポジウム論文集, p. 2, 1984.
- 7) 小松原淳, 斉藤義明, 木竜 徹, 牧野秀夫, 田村康二: 新しいベッド上生体情報監視装置の開発. (日本ME学会, 第5回甲信越支部大会)
- 8) 井尻 裕, 浅川哲也, 田村康二, 他: 運動負荷に伴う心機能ならびに肺機能の相互変化についての検討. 別冊心電図, 5巻, 1985.
- 9) 渡辺雄一郎, 向山茂雄, 田村康二, 他: “植え込みCCU”の開発に関する研究. 日本内科学会誌, 74: 224, 1985.
- 10) 牧野秀夫, 尾崎真浩, 斉藤義明, 田村康二, 他: 体外式汎用心臓ペースメーカーの研究. 医用電子と生体工学, 23: 15, 1985.