原

著

心電圖のベクトルの新誘導法

三重縣立大學高安内科

高安 正夫 菅原 努 矢野 昭
山崎 茂郎 西村 昭正

A NEW METHOD FOR THE "VECTORICAL LEAD" OF THE ELECTROCARDIOGRAM.

Masao Takayasu, Tsutomu Sugahara, Akira Yano,
Shigeo Yamazaki, Akimasa Nishimura.

Abstract

The usual leads employed for electrocardiogram and vectorcardiogram have been introduced not for clearcut relationship between the leads and the electromotive forces of the heart, but rather for their clinical easiness or for their so-called unipolarity. Hence the relationship obtained is so complex that there arose many different interpretations about it. Even vectorcardiogram, as Dr. Johnston and Dr. Prof. Maekawa pointed out, is not the true expression of the electromotive vector of the heart but is merely the vectorical representation of the obtained leads.

We employed the theory of lead field and lead vector and devised a new method to obtain the curves of the time-course of each of three components perpendicular to each other of the composite electromotive vector in the whole heart. We named it "the vectorical lead". The method is as following: We lead between the nape and both feet with small electrodes, between the front and the back, and the right and the left of the chest with the large plate electrodes which cover the whole projections of the heart to each direction. The lead-fields between these electrodes are approximately homogeneous and parallel through the whole heart and hence each of the three spacial components are obtained correctly.

Comparing the curves by this method with that of the usual leads, we concluded that aVF lead was the head-to-feet component of the electromotive force of the heart, and that the right-angled isosceles triangle schema by Dr. Prof. Maekawa is more proper to the actual conditions than the equilateral triangle schema by Einthoven. The clinical applications of this method will be discussed in the future papers.

I. 緒 言

心電圖の解釋法として最近ベクトルの考察が取上げられる様になつて來た。これは Einthoven の正三角模型に 胸部誘導のベクトルの解釋を加えた

ものを主とし、あくまで得られた曲線のベクトルの解釋の域を出ない。一方ベクトル心電圖も次第に廣く行われる様になつて來たがその誘導法は矢張り今までの心電圖の誘導法の原則をそのまゝ用

いている。京大前川教授¹⁾はベクトル心電圖についての F. N. Johnston の「今日のベクター心電圖は何れも多少とも一般に用いられている表面誘導を利用しており、それ故に昔から行われている普通の誘導法の單純な別のシエーマに過ぎないということが十分理解されていない。……多くの現在用いられているベクター心電圖の誘導は殊にキューブシステムを採用せるものは正確に平均の心臓の起電力の要素をとらえていない。……」との報告を引用し、更に附言して一般の心電圖についてもこの批評と殆ど同一のことが言えるのではないかと述べている。

著者は今迄の誘導法を反省してその理論的難点を指摘し、それを除去して心起電力をベクトルとして正確にその變化の状態を知ることに出来る誘導法を考案した。こゝではその理論的根據と方法について論ずる。

II. ベクトル的新誘導法の必要性

さて心電圖を誘導すると言うことの意義を一度考えなおしてみるとこの必要性は自ら明らかになると思う。心臓の活動に應じて何等かの形でそこに起電力が生じる。人体は電解質水溶液からなる一種の容積導体であるからこの起電力によつて体内を電流が流れる。之を電氣學的に表現すれば人体内の各点に電流電位が考えられそれが心起電力の變化に應じて變動することになる。人体上にいくつかの点をえらんでその点の電位とその時間的變化を、普通にはえらばれた二点間の電位差の變化として記録し、それ等からそのもととなつた心起電力の状態を知ろうとするのが誘導である。この心起電力の状態とかく誘導された曲線との間の關係を理論づけるものが心電圖の解釋とよぶものである。しかし實際上人体の様に複雑なものでしかも僅か數箇の誘導から心起電力の状態を正確に知ることは極めて困難なことである。この爲には心臓の側からもその起電力の状態を出来るだけ單純化して表現することが必要でありこれにはベクトルの表現が最も適當であらう。一方實際に行われている誘導の方法はどうであらうか。肢誘導は

この心起電力と誘導との明確な關係ということを中心とせず何よりも臨床的に實行し易いということで廣く行われる様になつたので、従つてその解釋もあくまで經驗的ならざるを得なかつた。胸部單極誘導については人体上の一点の電位變化を求めるということを目的として導入されたもので、その点の電位と心起電力との關係については二の次にされていた。勿論之等の方法が行われる様になつてからその誘導と心起電力との關係を明確にしようとして種々の理論的考察が行われているのは周知の通りである。しかし之等の理論には共通して二つの難点があると考えられる。

即ち、上述の如くこれらの誘導法が元來心起電力との關係の簡明さを旨としてではなく全く別の觀點から導入されたものであるから、その關係が複雑になり易く多くの學説を生む原因でもあり、又簡單な關係で結ぶ爲には大胆な粗い近似を行わなければならない。これが第一の難点である。この關係の複雑さは誘導された曲線から心起電力を一般的に求めることを極めて困難にする爲に、何れの理論も先ず心起電力にある形を假定してそれをもとにして周囲の導体の中の電位を近似的に計算することにより誘導されるべきものを求めることによつてこの間の關係を立てようとしている。即ち、元來未知である心起電力の形を知らなければ誘導との關係が知られないという矛盾がある。こゝで問題はどうしても生物電氣の本態にまでさかのぼらざるを得なくなるが、現状は生物電氣の本態どころか心臓内の刺激傳搬についてさえ未知の点が極めて多いのである。これが第二の難点である。

之等の難点を除いて心電圖の解釋を明快に理論的なものにしようとする試みが著者等のベクトル的新誘導法である。即ち、心起電力を全体として一つの電氣ベクトルで代表させることにより、心臓自体の状態を單純化して理解する。次にこの様に考えたベクトルとしての心起電力と最も簡單な關係で結びつくべき誘導法を人体の條件を考慮に入れて導入する。

逆に言えばこの誘導法によれば得られた曲線は心起電力の或一定の方向成分を全部加え合せた合力即ち合成心起電力ベクトルのその方向の成分の時間的變化をあらわしている。

以上のようにして今迄の誘導法の難点は除き得たが、本法は決して完全な誘導法ではなくあくまでベクトルの誘導法なので、一つの合成ベクトルとして以上に心起電力の状態について知ることが出来ないのは當然である。むしろこの点が著者等の意圖した所で、徒に未知の事項の推測を入れて明、不明を混亂させることをさけるのが第一であると考えたからで、ベクトル的な理解を深めた上で將來更にこのベクトルと心起電力の細部の状態との關係について探求を進めてゆく考えである。

III. 新誘導法の理論

著者等の方法はその理論的根據をBurger & van Milaanによつて始められ MacFee & Johnston²⁾によつて發展せられた誘導の場 Lead field 及び誘導ベクトル Lead vector の考えによつていてこれに著者等の見解を加えながら説明する。なお Rothsuh³⁾ も Gabel Prinzip と名付けてよく似た考を述べているがその理論が明瞭でなく又差異説との混同も見られるのでこゝに引用しない。

心臓に於ける起電力が如何なる形であるにしても、例えば二重層説や或は層對電説による様なものであつても、何れにしても心筋の小さい要素片について考えてみれば夫々その微小單位面積についてその面に垂直な電氣ベクトルで起電力を表現することが可能である。

従つて心筋内の各点について色々の大きさと方向を有する起電力ベクトルが考えられ、いわばその様なベクトルが心筋内に分布していると考えられる。このベクトルは又逆にベクトルに垂直な單位面積につきベクトルの大きさに相當して帶電した電氣二重層でおきかえることも出来る。以下の記述では便宜上初めに電氣二重層として述べ、後にそれをベクトル表現にかえる。

さて Fig. 1, A の如く心臓の或点の起電力を上

Fig. 1. A. and B. Explanation: see text.

述の如き考えにもとづいて起電力 e の二重層で示す。これによつて誘導回路に I という電流が流れるとする。こゝでヘルムホルツの相反定理及び重疊の原理を應用する。即ち起電面の各要素片が檢流計に流す電流は丁度檢流計の導線にそれと同じ起電力を挿入した時にその要素片を通つて流れる電流に等しいというのが相反定理で、各要素片の効果を加え合せたものが檢流計にあらわれるというのが重疊の原理である。

さて Fig. 1, B の如く誘導回路に E なる起電力を挿入した時に心臓の先の要素片の二重層を之に垂直に i という電流が流れるとすると

$$E/e = i/I \quad (1)$$

という關係が相反定理から得られる。従つて

$$I = ie/E \quad (2)$$

一般に現在用いられている心電計では電圧變化として記録するから、誘導点の間の電圧(電位差)を v とすると

$$I = v/R \quad (3)$$

但、 R は誘導点から見た心電計回路の抵抗である。Fig. 1, B の場合は誘導回路に I' という電流が流れるとすると

$$I' = E/R \quad (4)$$

(實際には人体側の抵抗を R' とすれば $I' = E/(R + R')$ であるが $R \gg R'$ として(4)式が導かれる)。

(3)と(4)とから R を消去すれば

$$v = e(i/I') \quad (5)$$

最後に E を適当にえらんで $I' = 1$ になるようにすると (これは $R \gg R'$ の場合に限り E と R とだけできめられる).

$$v = ei \quad (6)$$

これが求める式で, i は誘導回路に単位の電流を流した時に人体内の e なる起電面をつらぬいて流れる電流である. もつと広い起電面については心臓内の各点についての e, i に夫々添字 1, 2, ……等を附してあらわすとその全体によつて誘導電極の間に生ずる電圧 V は重疊の原理により

$$V = e_1 i_1 + e_2 i_2 + \dots \quad (7)$$

となる. この際電流 i の場を誘導の場と稱する. さて上の記載に於いて起電面の向きと方向とか電流 i の方向を一々云々する代りに何れも之をベクトルであらわすと記載は非常に簡単になる. 即ち, 心臓を起電力ベクトル e の分布になおし, 電流 i を電流ベクトル J の場におきかえと (6) 式の様と同じ方向の e と i との積はベクトルではスカラー積といふ

$$v = \vec{J} \cdot \vec{e} = J_x e_x + J_y e_y + J_z e_z \quad (8)$$

とあらわされる. こゝに添字 x, y, z は夫々 x, y, z 軸方向のベクトルの成分をあらわす. 同様に (7) 式をベクトルに書きかえと

$$V = \vec{J}_1 \vec{e}_1 + \vec{J}_2 \vec{e}_2 + \dots \quad (9)$$

この様なベクトル $\vec{J}$ を誘導ベクトルという.

今心臓全体について誘導ベクトルが平行で大きさが等しいとするとベクトルは大きさと方向のみを有しその位置を問わないから

$$\vec{J}_1 = \vec{J}_2 = \dots = \vec{J}$$

となり (9) 式は

$$V = \vec{J} (\vec{e}_1 + \vec{e}_2 + \dots) = \vec{J} \cdot \vec{H} \quad (10)$$

$$\text{但し } \vec{H} = \vec{e}_1 + \vec{e}_2 + \dots \quad (11)$$

となる. こゝに (11) は $\vec{H}$ が $\vec{e}_1, \vec{e}_2, \dots$ の合成ベクトルであることをあらわすものでこの場合に初めて心起電力を一つの合成ベクトルで代表させることが出来る. この様な一様平行な誘導ベクトルの場を作る様な誘導こそ眞の意味でのベクトルの誘導法なのである.

IV. 新誘導法の方法とその吟味

前節の理論的考察から明らかな如く求める誘導法は心臓の位置や形の生理的乃至病的變化に影響されずにそこに一様で平行な誘導ベクトルの場を作る様なものでしかもベクトルの空間的な方向を知る爲に人体について互に垂直な三方向について同様の誘導がなされるものでなければならない. 著者等は 2 枚の平行板の間の電場が周辺部を除いて一様平行であるという物理的事實は, 人体に應用し心臓を大きい平行な電極で挿むことによつて必要な一様平行な誘導の場を近似的に作り得るものとする. この原理を次の様にして具体化した. 頭足方向には直接平行電極を當てることが出来ないで頸部と兩下肢を電極とする. この時は小電極を用いても軀幹に關してはその附着部の切口に相當した電極をおいたと考えることが出来る. 次に胸部の腹背, 左右には夫々大きい平板電極で心臓部を挿む様にして誘導する. この際電極は心臓のその方向への投影面より大きいことが必要であるが著者等實際には一應 $15\text{cm} \times 10\text{cm}$ のものを用いた. 之等の方法と豫想される誘導の場の状態を模型的に Fig. 2. に示す. 此等の誘導を夫々 N-F, P-A, R-L 誘導と名づける. これ等は互に垂直な三成分をあらわす.

Fig. 2. Schematic representation of the methods of our Vectorical leads and expected lead-fields through the heart obtained by them.

さて以上の方法について吟味すべき重大な二, 三の点について考察を加えておく. 先ず人体の様に複雑な構造を有するものではその誘導の場も複雑

なものではなかろうかという点である。この誘導の場の測定法については MacFee & Johnston⁴⁾ が詳細に論じているが、彼等の誘導についての測定結果からみても人体の様に構造を有するとはいえ電導度の相違が餘り大きくないものでは誘導の場は餘り複雑にならず大体單純化した理論的豫想に近いものと考えてよいであろう。

次に人体内の誘導の場が心臓の動きや血流の變化等に伴つて心周期中に變動しないかどうかという点である。もしこれがあれば誘導された曲線から直接に心起電力を推測するのに心起電力の變化に誘導の場の變化が重なつて大きな歪を生ずることになる。この点については Johnston も何も述べていないが心搏動に伴う人体の抵抗の變化を曲線化した Rheocardiographie の結果をみても、又著者等の方法によつて得た曲線から考えても之を全く否定することは出來ず、殊に心收縮期に相當する ST の變化についてはこの点を考慮に入れる必要があるのではないかと考えられる。これに關連して心起電力が細胞膜の透過性の變化に關係するならばその變化と誘導の場との關係が一應考慮されるが、これはいわば心起電力の内部抵抗の様なもので心臓以外の人体全体の抵抗に比して小さいからその變化も無視し得るであろう。

更にこの様にして作つた誘導の場は方向はわかつてはいるがその強さが各方向のものに就いて等しいかどうかという点である。これは各方向成分から立体的にベクトルを合成する時にはどうしても問題になるが、それぞれの方向に就いて波形を比較する場合に於いては問題にならない。又ベクトル合成の場合も心臓を挿む大体同じ大きさの電極を用いること、人体が限局された導体でその互に垂直な三成分をとること等を考えれば近似的には等しいと考えてよいであろう。

以上の諸点は一應理論的に検討したが何れも本法の基礎である誘導の場の理論の基本に關連するものであるので今後更に實驗的にも検討する考えである。

又、これ程正確ではないが變法として次の様な

方法も行い得る。先ず本法を近似的に簡單に行う方法として四肢を用い、兩上肢と兩下肢との間、右上下肢と左上下肢との間で誘導したものをそれぞれ頭足、左右のものとする方法がある。この際各肢と心電計の人力との間に適當な抵抗を入れれば一層よいと考えられ、この考えからは後に示す様に aV_F 誘導は本法の NF 誘導に極めて近いものであることが分る。

又本法では大電極を用いたが、もつと小さい電極を用いてそれを心臓の或部分を或方向に貫いた直線が皮膚と交ると考えられる2点に夫々おけば心臓のその部分のその方向の起電力が最も大きくあらわれるから或意味での部分誘導と言うべきものが得られる。これは心房については極めて有利な方法で胸骨右縁の第4～5肋間とその眞後の背面との間で普通右房曲線が得られる等である。

V. 結果及び考按

本法によつて得た曲線を比較のため今迄の誘導法と並べてその1例を Fig. 3 に示す。こゝには曲線の比較を主にする爲に特にほゞ一定の型の期外收縮を伴う病的例をあげた。

Fig. 3.

先ず aV_F は上述の様に NF に極めてよく似ている。従つて aV_F とは左足の電位變化を示すものでもなく、又心臓の左足から見た面の起電力のあらわれでもなく、心起電ベクトルの頭足方向の成分をあらわすものと考えてよい。

次に第 I 誘導を RL と比較すると正確にはないが大体に於いて近似している。しかし病的な場

合で甚だしい不一致のある例も経験した。NFを肢誘導と比較すると第II誘導よりも第III誘導に似たものが多くこの関係からは正三角模型より前川教授の直角二等邊坐標の方が妥當であることが分る。しかし之等の坐標はあくまで近似的のものであるのは當然で一般に病的な場合に不一致が大きくなる。

最後に多くの健常人の例から考えた本法による正常曲線を模式的に Fig. 4 に示す。本曲線はそのまゝ心起電ベクトルの各方向への成分の時間的變化を示しているもので、第II節に詳述した様にこの曲線をこれ以上分解して考察することは現在の段階ではいくらかの假定を入れた推論をせざるを得ないので言及をさけることにする。

Fig. 4. Normal standard curve.

本法はベクトル心電圖の爲にも最も理想に近い誘導法と考えられ、又それによつて本法の眞價を發揮し得ると考えられるが今までにそれをなし得なかつたのは遺憾である。

なお本法の臨床的應用、本法の原理を用いた心

電圖に關する實驗的研究については稿を改めて發表の豫定である。

VI. 總 括

(1) 心電圖の誘導に於いて心起電力を一つのベクトルで代表させそれと簡明な關係で結びつくことと言うベクトルの誘導法の必要なことを詳説した。

(2) 誘導の場及び誘導ベクトルの考えを説明してその新しいベクトルの誘導法への應用の原理を示した。

(3) この原理を用いて、上下には頸部と兩下肢、左右及び前後には心投影面をおう様な大きい電極板を用いて心臓を挿み、心臓部を互に垂直に通る様な誘導の場を作り心起電ベクトルの上下、左右、前後の三方向成分の時間的變化を誘導し得る方法を考案した。之をベクトルの新誘導法と稱する。

(4) 本法に含まれる二、三の問題点に就いて論じそれが本法の正しさを害するものでないことを明らかにし、又本法に基く二つの變法を説明した。

(5) 本法によつて得た曲線の若干を示した。これと他誘導との比較により aV_F は心起電力の垂直成分を示すこと、又正三角模型より直角二等邊坐標の方が實際によく合致することを示した。

(本論文の要旨は第36回内科學會東海地方會に於いて發表した)。

文 献

- 1) 前川孫二郎: 循環器學における最近の諸問題. 診療. 8: 108-115, (1955).
- 2) MacFee, R., and Franklin D. Johnston: Electrocardiographic leads I. Introduction. Circulation, 8: 554-568, (1953).
- 3) Rothschild, K.E.: Electrophysiology des Herzens (1952).
- 4) MacFee, R., and Franklin D. Johnston: Electrocardiographic leads II. Analysis. Circulation 9: 255-266, (1954).