ベクトル心電図に関する研究

第 I 編

木村法ベクトル心電図の基礎的検討

(とくに Frank 法との対比)

岡山大学医学部第 I 内科学教室 (主任:小坂淳夫教授)

中 川 雅 博

(昭和50年12月12日受稿)

緒 言

Burger and van Milaan¹¹による誘導ベクトル (lead vector)の概念は、Frank によってimage vector として広範に応用され?³⁰一方、schmitt におけ る伝達インピーダンス (transfer impedance),⁴Mc-Fee 及び Johnston の誘導フィールド (lead field) ³⁰の理論へと展開され、心電図学は画期的な発展を遂 げるにいたった。

この新理論に基づけば、心起電力による人体表面 の電位分布について、その二点間の電位差は、心起 電力ベクトル (heart vector) と二点間についての 誘導ベクトルとのスカラー積として表わされ、これ ら二つのパラメーターを別個に考究することを可能 とした。

著者は,現在最も繁用されている修正直交誘導法 である Frank 法^aと,cube systemである木村法^{@n®)} について,この誘導ベクトル (Schmitl らに従い, 以後は伝達インピーダンスとして統一する)の観点 から比較検討し,あわせて木村法の特殊性について 検討したので報告する.

研究方法

1) 人体胴体モデルと楕円柱模型:正常日本成人 男子の標準に近い体格の人をモデルとした人体胴体 模型(左右径33cm,前後径19cm,胴長68cm)と、こ の胴体模型の高さと横径を一定とし,前後径の異な る四種類の中空楕円柱模型を,厚さ3mmのアクリル 樹脂により作製した(Fig. 1, 2). 2) 誘導点:上記の人体胴体模型と楕円柱模型上に、Frank法(Fig. 3) および木村法(Fig. 4)にあたる誘導点を定め、この誘導点に直径2mmの金メッキを施した銀線を誘導電極として植込み、壁内の突出部断端を除いて絶縁した。

3) 伝達インピーダンスの測定:人体胴体模型と 楕円柱模型には,比抵抗499 Ωcm (20℃)の0.1%NaCl 溶液を満たし,人工双極子 (両極とも直径12mmの 銀板で極間距離15mm)を Fig. 1に示すように,X, Y, Z 三軸方向に正確に動く移動台 (3 way cathetometer) に固定して挿入した.

電気的心中心については、モデルとなった人の胸 部X線撮影により、オ5肋間,正中前額面より前方 2.0cm,正中矢状面より左方2.5cmと決定した. この 点を Fig. 5 に示す双極子の位置 B-1として、人 工双極子が心中心を充分網羅するように、左右、上 下,前後に各15mm 間隔の計 15 ヶ所の移動点を定め た、

これらの人工双極子の位置から,発振器(Hewlett-Packerd 製204C型) により,100Hz,4.0mAの 正弦波電流を人工双極子のX,Y,Z方向,すなわち 胴体解剖軸の左右,上下,前後の方向に順次通電し, Frank 法のX,Y,Z誘導および木村法のX,Y,Z 誘導の各誘導にあらわれる電位差を,交流電圧計 (Hewlett-Packerd 製403B型) で測定した.その さい測定した電位差の10 μ Vを伝達インピーダンス の1単位とした.

この伝達インピーダンスペクトルの方向の決定に あたっては、伝達インピーダンスのX成分の測定時



Fig. 1 Experimental equipments.



Fig. 2 Four types of elliptical cylinder (cross section). The No. 2 elliptical cylinder coincides with the fifth intercostal space level of the human torso model in depth and width.

には、人工双極子の左側の電極を、Y 成分の測定時 には、下側の電極を、Z 成分の測定時には、前側の 電極をそれぞれプラス側に接続して、電子管刺激装 置(日本光電製 MSE-20型)で直流電流を断続的に 通電し、各誘導は増幅器を経て Photocorder (横河



Fig. 3 Lead points of Frank system. A : In the fifth intercostal space level on the left midaxillary line. I : In the same level as A on the right midaxillary line. E : In the same level as A on the front midline. C : In the same level as A at an angle of 45 degrees to front from X axis. M : In the same level as A on the back midline. H : At the back of the neck. F : On the left leg.

Kimura system





		Strength		Per cent	Azimuth (H°)		Elevatio	Elevation (V°)	
Lead		Mean	S. D.	S.D.(%)	Mean	S. D.	Mean	S. D.	
Frank X									
Torso		648	23	3.5	. 4. 7	0.3	94.7	2.1	
Ellip. cyl. No.	1	621	26	4.2	4.4	0, 5	93.4	3.5	
	2	669	30	4.4	10.9	1.0	95.0	2.4	
	3	841	60	7.1	8.0	2.0	94.8	3.9	
Frank Y	4	1296	165	12.7	12.9	5.4	94. 9	7.0	
Torso		673	31	4.6	- 95, 8	14.2	13. 9	3.3	
Ellip. cvl. No.	1	548	14	26	- 96, 5	14.7	8, 5	1.9	
	2	646	19	2.0	- 116.9	7.3	9.1	1.8	
	3	825	41	5.0	- 105.9	4.2	13.2	3.1	
Enorde 7	4	1084	55	5 1	- 114.5	6.*8	12.1	3.7	
Torso		495	85	17.9	- 76 2	87	97 2	3.8	
Ellin evl No	1	413	34	17.2	81.6*	5.6	96.4	4 5	
Emp. cyn no.	2	464	46	0,2	78 2	7.0	96 1	3.8	
	3	705	75	9.9 10.6	69.5	7 1	97 2	3 7	
	4	1323	302	22.8	56.2	11, 2	94, 9	9.4	
Kimura X									
Torso		334	47	14. 1	1, 1	0.4	107.0	5.3	
Ellip. cyl. No.	1	232	34	14.7	2.3	1.4	107.3	5.7	
1 5	2	256	37	14.5	0.2	1, 1	107.8	5.7	
	3	322	44	13.7	- 2.4	0.6	107.6	5.5	
Kimura Y	4	465	66	14. 2	0.7	0.4	108.5	5.2	
Torso		859	45	5.2	142.4	86.8	2.9	2, 1	
Ellip. cyl. No.	1	778	43	5, 5	15.7	5.7	6.0	4.8	
	2	863	46	5.3	- 8.3	11.3	5.6	4.1	
	3	1026	45	4.4	- 20, 5	24.4	5.3	4.0	
Kimura Z	4	1378	69	5.0	- 147.0	32.0	4, 9	3.9	
Torso		67	16	24	82 0	3 9	112 4	0.1	
Ellip. cvl. No.	1	91	18	20	81 4	37	112.4	5 .1 7 0	
OJ1. 140.	2	53	13	25	81 4	47	116.8	8.0	
	3	26	7	27	83.0	4.2	116 A	10.9	
	4	10	3	30	34 1	8 2	110.4	0.0	

Table 1 Relative Transfer Impedance of Frank Lead System & Kimura Lead System



Fig. 5 Positions of the artificial current dipole. (B-1)point coincides with the heart center of human body.

電機製 EMO 62型) に接続して,その矩形波の向き により決定した。

成 績

I) 伝達インピーダンスの大きさについて

Frank 法,木村法について,人工双極子を前述のご とく,心臓存在領域内15ヶ所に移動させて測定した 伝達ィンピーダンスの大きさと方向(方位角;仰角) の平均値と標準偏差は,Table 1 のごとくである.ま た,両誘導法のX,Y,Z 誘導の伝達インピーダンス の谷成分の大きさについては,,Fig. 6 に示したごと くである.

Frank 法においては, 伝達インピーダンスの大き さは, 前後径の狭小化につれて, 各誘導ともに増大 する傾向にある. 最も前後径の短い No. 4 楕円柱模 型においては, Z 誘導のそれがX成分の増大のた めに強大となるが, X, Y, Z 誘導の大きさの関係は, 各模型ごとに, ほぼ均等な関係にあり, 正規性は良



子と考えられる.

一方,木村法においては,Y 誘導の伝達インピー インスが極度に大きく,次いでX,Z 誘導の順とな った。前後径の狭小化に伴ない,X,Y 誘導のそれは 当大するが,両者の間には,ほぼ1:3の比例関係 バ成立している.Z 誘導のそれは,前後径の減少と こもに,極めて小さくなった.

II) 伝達インピーダンスの直交性について

Table 1 に示した伝達インピーダンスの方向を図 ミすると, Fig. 7 の通りとなる. なお Y 誘導伝達イ ノピーダンスの方位角については,水平面に投影さ 1るペクトル量が小さいため,省略した.



Fig. 6 Strength of each component of transfer impedance on the leads. Their averages are indicated as length of bars when artificial current dipole were placed a defferent 15 positions.

Fig. 7 Directions of transfer impedace. Their mean values and standard deviations are shown in Table 1. Azimuth of transfer impedance of Y lead are not indicated because it was too little.

Note in Frank system, according to shortening of longitudinal diameter of the elliptical cylinders, included angles decreased. On the other hand, in Kimura system, they have scarcely affected by the type of elliptical cylinder, and elevation of transfer impedance of X and Z leads deviated to upward about 15 degrees in comparison with Frank system.

X 誘導伝達インピーダンスは,方位角0度,仰角 90度,Y 誘導伝達インピーダンスは,仰角0度,Z 誘導伝達インピーダンスは,方位角90度,仰角90度 に近ければ近いほど,理想的な直交性を有する誘導 法と言える。

Frank 法では、この直交性は、おおむね良好であ るが、X、Z 誘導は体型の変化による影響をかなり受 け、前後径の減少するに伴ない、X、Z 誘導伝達イン ピーダンスの夹角が狭小化する傾向がある.

木村法は, X, Z 誘導伝達インピーダンスがFrank 法のそれに比して,約15度上方に偏位しているのが 特徴的である. No. 4 楕円柱模型におけるZ誘導伝 達インピーダンスの方位角が極端に偏位しているが, 他はおおむね直交性は良好で, Frank 法に見られた 体型による直交性の変化をほとんど認めない、Y 誘 導の直交性は,むしろ木村法の方が良好である。

Ⅲ)人工双極子の双置と伝達インピーダンスの関係 一般に伝達インピーダンスは、人工双極子が誘導 の間の伝達インピーダンスの関係を比較しようとし たものである.

Frank 法においては、X, Y, Z誘導ともに、(A - 3)で伝達インピーダンスの大きさが増加し、(C-5) で減少した。仰角は、(A-3) で減少、(C-5)で増加傾向がある。これに比して木村法の伝達

Table 2 Transfer impedance in relation to dipole positions and elliptical cylinders. The values were obtained when positions of artificial current dipole were changed as indicated next (B-1): heart center, (A-3): displaced to left-upward from heart center, (C-5): displaced to right-downward from heart center, as shown in Fig. 5.

Land		Strength			Azimuth (H [°])			Elevation (V°)		
L'ead		(B-1)	(A-3)	(C-5)	(B-1)	(A-3)	(C-5)	(B-1)	(A-3)	(C-5)
Frank X										
Ellip. cyl. No.	1	100*	105	94	4.2	4.6	4.1	94.0	88.2	95.6
	2	107	112	103	10. 9	12.9	9.2	94.7	92.1	96. 3
	3	134	138	128	8.2	11.2	5.4	94. 9	87.2	97.1
Frank Y	4	209	215	183	13.5	21.4	7.4	95.0	82.7	99 . 0
Ellip. cyl. No.	1	87	88	86	- 105.6	- 111.1	- 101.4	8.5	6.3	10.3
	2	103	107	100	- 113.7	- 121.0	- 114.8	8.9	7.3	10.6
	3	132	136	125	- 106.0	- 112.1	<u>- 98. 8</u>	13.3	10.3	15.4
Frank Z	4	172	180	164	- 113.1	- 124.0	- 101.8	12.3	8.9	14.5
Ellip. cyl. No.	1	66	72	59	81.5	78.6	88, 7	97.8	94.4	98.5
	2	74	83	65	78.4	75.2	86.0	96, 8	88.5	95.7
	3	114	122	95	69.2	68.2	78.7	96. 9	90.1	96.7
	4	213	254	145	54.4	64.2	62.6	94.9	78.5	98.6
Kimura X										
Ellip. cyl. No.	1	100**	122	81	2.4	0.2	4.4	107.4	115.7	98.0
	2	113	134	90	0.7	1.9	- 0.6	107.6	116.9	98.6
	3	142	168	115	- 2.4	- 1.8	- 2.7	107.3	116.4	98. 9
Kimura Y	4	202	244	161	- 0.2	- 0.5	- 0.8	108.1	116.6	100.8
Ellip. cyl. No.	1	337	365	307	17.0	10.3	17.7	6.3	0	10, 9
	2 [.]	374	405	341	11.8	- 14. 0	-11.0	5.7	0	9.9
	3	444	481	414	- 7.0	-42.5	2.9	5.7	0	9.2
Kimura Z	4	596	650	546	- 165.3	110. 7	- 172.4	5.1	0	8, 9
Ellip. cyl. No.	1	39	53	28	81, 7	81. 2	81.5	113.5	115.5	111.6
	2	23	34	16	81.3	` 82.3	81.1	117.3	119, 3	116.3
	3	11	17	7	85.0	85.0	81.9	115.5	120.4	116, 4
	4	4	7	3	32.0	42.3	26.6	113.0	121. 2	98.5

() : dipoie position * absolute value : 625 ** absolute value : 231

軸あるいは誘導点に近づくように移動すると大きく 測定される.

Table 1 に示した標準偏差から, Frank 法よりも 木村法の方が,人工双極子の位置による変化を受け 易いことが分かるが,木村法のY誘導は安定してお り,全体的にも両者の差は著しいものではない.

つぎに、人工双極子の位置を、心中心とした(B-1)、左上方に偏位する(A-3)、右下方に偏位す る(C-5)の3ケ所としたそきの伝達インピーダ ンスを、四種類の楕円柱模型について検討すると、 Table 2の成績をえた、すなわち本検討は、(B-1)の位置を標準として、(A-3)、(C-5)と インピーダンスの大きさは, (A-3) で増加, (C -5) で減少と, Frank 法と同様であるが, 前述の ごとく, 木村法の方が大きな偏差を示している. X, Z誘導伝達インピーダンスの仰角は, (A-3)で増 加, (A-5) で減少と Frank 法とは逆の動きをした. 両誘導とも,その測定値には (B-1), (A-3), (C-5) の間で比例関係が成り立っており, 楕円, 柱の相違によって, その比例関係は, ほとんど影響 を楕円を受けなかった. また, こうした人工双極子 の位置の変化では, 方位角への影響はあまり認めら れない. 木村法は、ベクトル心電図誘導法の発展の歴史の 上では、きわめて初期にあたり、Duchosal,[®] Grischman^{1®}らと同時代の誘導法で、Cube systemと総称 される. これらの誘導法は、1) 心臓全体の電気現 象は一点より発すると見なし、心周期中、動かない 単一電気双極子として考える、2) 人体胸郭を球と 見なし、その中心に心双極子があると考えるか、人 体を無限導体と考える、3) 人体を電気的に均一導 体と考える、6の条件を前提として成り立っている.

一方, Burger and van Milaan"に始まる新誘 導理論では、従来の諸条件をある程度度外視するこ とが可能となり、その結果、この新理論に基づく修正 直交誘導法が輩出するようになった.しかし、これら の新誘導法においても、1)人体は linear resistive な導体である、2)心筋の電気的活動に伴なう電 流分布は、心臓周期の各瞬間において、単一の等価 的双極子に置換し得る、3)この等価的双極子は、 心臓周期のあいだ固定して動かない、といった新た な前提が必要である."

従って、木村法は、その成立の契機からして、誘 導歪みが修正直交誘導法に比較して大きくなること はいなめないことである。しかし、この誘導歪みが おこり易いゆえに、かえってある種の疾患に対して、 特徴的な Pattern を抽出する可能性がある。また、 修正直交ベクトル心電図と胸部単極誘導心電図との 情報の違いについて、種々の議論があるごとく^{[20] (3)} ^{10] [5] [5]}"心起電力の多極的成分の反映については、 Cube systemである木村法も、あながち無視し得な い一面を持っていると考えられる。そこで、両誘導 法の差異、ことにその誘導の歪みの性質を正確に把 握しておく必要があると考え、検討を行った。

まず,人工双極子の位置15ヶ所の平均として表わ した両誘導法の伝達インピーダンスについて検討す ると,木村法の直交性は,X、Z 誘導のそれがFrank 法より約15度上方に偏位する以外,比較的良好で あることが分った.ことにY誘導においては,木村 法の方が直交性良好であり,また,体型による変化 に対しても安定している点が注目された.木村法の 直交性が比較的良好であることは,伝達インピーダ ンスの大きさに有効性を持たし得ることが出来るこ とを意味する.つまり,木村法においては,Z 誘導 への伝達インピーダンスの反影は極めて不良である が,X,Y 誘導のそれは,体型の変化に対しても安定 し,1:3の割合を示した.このことは,標準十二 誘導心電図や Frank 法ベクトル心電 図において,な 4

お不確定な上下方向,左右方向の変化を,木村法ベ クトル心電図を取ることによって上下方向をさらに 増幅し,より適確に把えることが出来,有用な診断 情報をもたらす可能性があるといえる。特に前額面 ベクトル心電図で有用と考えられる。すなわち,臨 床例について言えば,下壁硬塞例,左室肥大例およ び左軸偏位例の診断に対して効果を発揮するものと 期待される。逆に,前後方向の変化を来たすものに 対しては,判定が難かしく,ことに胸郭の薄い人に 対しては注意を要するものと考えられる。

つぎに Frank 法では,胸郭の前後径の減少につれ て,X,Z 狭角の狭小化を認め,とくにZ 誘導の直交 性が不良となったことは,Frank 法の問題点と思わ れる.この誘導法の歪みは,双極子が前壁に近い(A -2),(B-2),(C-2)の位置をしめるとき 大きく,これは前胸部の誘導点Cに起因するものと 考えられる.そこで,胸郭の薄い人を対象とした場 合,Frank 誘導法水平面 QRS 環の左前方への偏位 および終末部の右方偏位をみとめる時には,診断に 注意が必要である.

つぎに人工双極子の位置(B−1), (A−3), (C−5) における伝達インピーダンス相互の関係 を検討してみると, この程度の心中心の位置的変化 および胸郭の変化だけでは,大きな軸偏位が起り得 ないと考えられる.このことは,Grant¹⁰が心電図と 解剖例とを対比して行った報告を裏づけるものであ った.

なお本実験では、胴体内を均一導体として取り扱 っており、種々の電気抵抗の異なる組織から成り立 っている人体について当てはめるには、多少の問題 がある.しかし、各組織の比抵抗を測定した Kaufman らは?¹⁹不均一性の影響は少ないとし、Schwan²⁰ らも、組織にある容量の影響は数%にすぎないとし ている.Frank²¹ も、体表面電位におよぼす人体不 均一の影響は10%程度にすぎないと述べており、こ の問題で今回の結果に大幅な修正が必要になるとは 考えられない.

結 論

標準的日本成人男子をモデルとした人体胴体模型 と前後径の異なる四種類の楕円柱模型を用い、ベク トル心電図のFrank 法と木村法について伝達インピ ーダンスの観点より検討した.その結果,

1) 木村法は、XZ 誘導伝達インピーダンスベク
 トルの仰角がFrank 法より約15°上方に偏位するが、

直交性は比較的良好と考えられ,体型の変化による 影響をほとんど受けなかった。

2) Frank 法は, 胸郭の前後径の狭小化に伴ない, X, Z 誘導の直交性が不良となり, そのX, Z 誘導 伝達 インピーダンスの夾角が狭小となった

3) 木村法の X, Y 誘導伝達インピーダンスの大 きさには,各体型ごとに,ほぼ1:3の比例関係が あり,木村法前額面ベクトル心電図は,心起電力が上 下方向に変化する疾患の診断に有効と考えられる. 4) 人工双極子の位置の変化および胸郭の前後径 の変化では、大きな軸偏位は招来し得なかった.

稿を終るに臨み,御校閲をいただいた小坂淳夫教 授に深甚なる謝意を表するとともに,御懇篤なる御 指導をいただいた原岡昭一助教授に深謝いたします.

(本論文の要旨は,第30回日本循環器学会中四国 地方会において発表した.)

文 献

- Burger, H. C. and van Milaan, J. B.: Heartvector and leads, I, Brit. Heart J., 8: 157~161, 1946; II, Brit. Heart J., 9: 154~160, 1947; III, Brit. Heart J., 10: 229~233, 1948.
- 2) Frank, E.: The image surface of a homogeneous torso, Am. Heart J. 47: 757~768, 1954.
- Frank, E.: An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography, Circulation, 13: 737~749, 1956.
- Schmitt, O. H.: Lead vectors and transfer impedance, Ann. New York Acad. Sc., 65: 1092~ 1109, 1957.
- 5) McFee, R. and Johnston, F. D.: Electrocardiographic leads, I, Circulation, 8:554~568, 19
 53; II, Circulation, 9:255~266, 1954; III, Circulation, 9:868~880, 1954.
- 6) 木村登: ベクトルカルヂオグラムによる心臓機能の研究,日循誌,5:177~178, 1939.
- 7) 木村登:ベクトル心電図,日循誌,13:312~317、1949.
- 8) 木村登:ベクトル心電図,日循誌,14:28~33,1950.
- 9) Duchosal, P.W. and Sulzer, R.: La Vectorcardiographie, S. Karger, Basel, 1949.
- Grishman, A. and Scherlis, L.: Spatial vectorcardiography, W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1952.
- 11) Frank, E.: General theory of heart-vector projection, Circulation Res., 2:258-270, 1954.
- 12) Milnor, W. R., Talbot, S. A. and Newman, E. V.: A study of the relationship between unipolar leads and spatial vectorcardiograms, using the panoramic vectorcardiograph, Circulation, 7:545~557, 1953.
- Frank, E.: Measurement and significance of cancellation potentials on human subject, Circulation, 11: 937~951, 1955.
- 14) Mcfee, R. and Parungao, A.: On the interpretation of cancellation experiments, I, Am. Heart J., 58: 582~590, 1959; II, Am. Heart J., 59: 433~441, 1960.
- 15) Okada, R. H., Langner, Jr., P. H. and Briller, S. A.: Synthesis of precordial potential from the SVECIII vectorcardiographic system, Circulation Res., 7:185~191, 1959.
- 16) 豊嶋英雄,山田和生,岡島光治,堀一彦,藤野哲郎,村木寛茂,外山淳治,小林利次: Frank 誘導及び胸 部誘導心電図の非単一定位双極子成分の検討,環研年報,17:47~56, 1965.
- 17) 豊嶋英雄,山田和生,岡島光治,堀一彦,藤野哲郎,村木寛茂,外山淳治,小林利次,阿久津晄,菱田仁 士: 胸部誘導心電図とベクトル心電図の関係,環研年報,18:86~93,1967.
- Grant, R. P.: Left axis deviation, An electrocardiographic-pathologic correlation study, Circulation, 14:233~249, 1956.

中川雅博

- 19) Kaufman, W. and Johnston, F.D.: The electrical conductivity of the tissues near the heart and its bearing on the distribution of the cardiac action currents, Am. Heart $J., 26: 42 \sim 54$, 1943.
- 20) Schwan, H. P. and Kay, C. F.: Specific resistance of body tissues, Circulation Res., 4 :664
 ~670, 1956.
- Frank, E.: Absolute quantitative comparison of instantaneous QRS epuipotentials on a normal subject with dipole potentials on a homogeneous torso model, Circulation Res., 3:243~251, 1955.

370

Studies on vectorcardiography

Part I. Basic studies on vectorcardiography by Kimura system with special reference to Frank system

Masahiro NAKAGAWA

The First Department of Internal Medicine, Okayama University Medical School,

Okayama, Japan

(Director: Prof. Kiyowo Kosaka)

Using a human torso model which had been made up with reference to normal stature of Japanese adult male and using four types of elliptical cylinder model which have different longitudinal diameter, Kimura system and Frank system were studied from the standpoint of transfer impedeance, and following results were obtained.

 In Kimura system, elevation of transfer impedance of X and Z leads deviated to upward about 15 degrees in comparison with the latter. Nevertheless, the former's orthogonality was maintained relatively well, and have been scarcely affected by the type of elliptical cylinder.
 In Frank system, according to narrowing of longitudinal diameter of thorax, orthogonality of X and Z leads became worse and included angles of their transfer impedance became narrow.
 In Kimura system, the ratio of transfer impedance of X to Y leads was about 1:3 in each model, therefore, frontal plane vectorcardiogram of Kimura system could be useful for diagnosis of cases whose heart-electromotive forces change vertically.

4) Much axis deviation could not be caused by the changes of position of artificial current dipole and longitudinal diameter of the thorax.