

Frank 法ベクトル心電図の I, E, C, A, M 電極の位置の検討 (Three step technic, Y-Precordial technic による)

第 1 編

胴体模型による基礎的検討

岡山大学医学部第一内科学教室 (主任: 長島秀夫教授)

生 長 豊 健

Key words : Frank 法, 胸部導子,
誘導ベクトル, 心中心,
image surface,
Three step technic,
Y-Precordial technic

緒 言

ベクトル心電図の誘導法は多くあるが, 現在では Burger and van Milaan¹⁾⁻³⁾ による誘導ベクトルの概念を導入した, Frank 法^{4),5)} が広く応用されている。

Frank 法の原法では, 被検者を立位あるいは坐位として, 胸部導子 (I, E, C, A, M, 電極) を第 V 肋間レベルに置いているが, 現在一般にはそれらの導子は被検者を仰臥位として第 V 肋間レベルに置かれている。Frank 法は胸部導子の上下方向の位置に敏感で, Langner ら⁶⁾ は 4 種類の修正直交誘導法について比較し, 被検者が仰臥位の時, 胸部導子は第 V 肋間レベルに置くより第 IV 肋間レベルに置いた方がよいと述べ, Frank 自身^{4),5)} も水平面の image surface で “outward bulge” が最大となるレベルが重要であり, そのレベルを求める方法として three step technic⁴⁾ を考案し, この方法を用いて求めたレベルの上下 1/4 インチ以内に心臓の電気的中心 (以下心中心と略す) は存在し, そのレベルに胸部導子を置くように提唱している。また Ritsema van Eck⁷⁾ は心中心の上下に対称的に, 前胸壁上に置かれた導子よりなる双極誘導の矢状面誘導ベクトルは, Frank 法の Y 誘導ベクトルと平行に

近くなることを応用して Y-Precordial technic を考案し, 心中心レベルを求めている。本邦では, この心中心の上下方向の位置の検討は少ない。そこで均一胴体模型を用いて, 人工双極子の上下方向の位置の移動による image surface の変化, Frank 法の誘導ベクトルの正規性, 直交性を検討し, 併せて three step technic, 及び Y-Precordial technic が心中心を示すか否かを実験的に検討した。

実 験 方 法

1) 胴体模型

人体胴体模型は厚さ 5 mm のアクリル樹脂を用いて, 日本成人男子の標準値により, 第 V 肋間の高さで前後径 18.5 cm, 左右径 31.5 cm, 胴長 60.0 cm, 容積約 34.0 ℓ の中空人体模型を作製し, 0.1 % の食塩水 (24°C) で満たした。

2) 誘導電極

誘導電極は直径 2 mm, 長さ 2 cm の金メッキをした銀線を胴体模型の壁に植え込み, 中空内に約 2 mm 突出させ, その断端部を除いて絶縁した。誘導点 (図 1) は第 V 肋間のレベルで, 胴体模型の中心より 10 度間隔に 36 点, その上下 2.5 cm 間隔で 11 レベル合計 396 点, Frank 法の誘導点, 及び Y-Precordial technic のために, 第 V 肋間胸

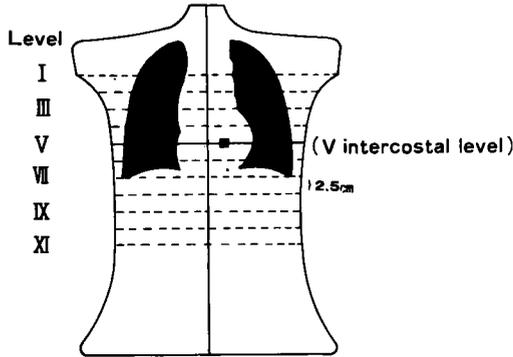
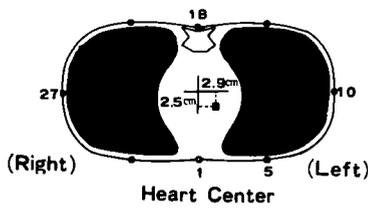


図1 心中心, 誘導電極点

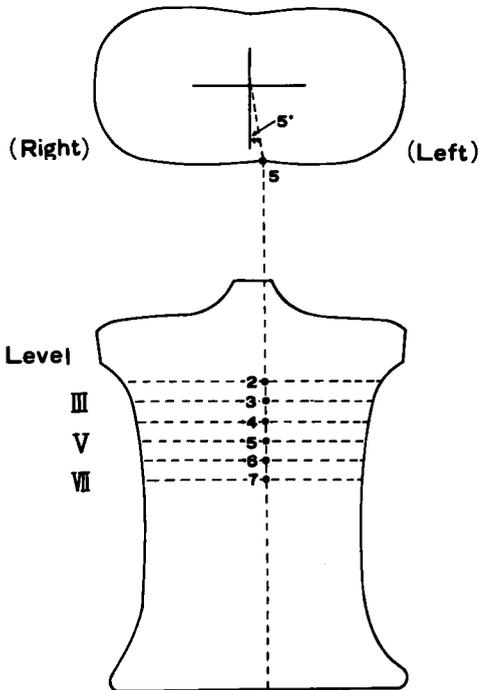


図2 誘導電極点 (Y-Precordial technic)

骨左縁に準ずる点として、Frank法のE点より左5度の点を5として、図2の如く2.5cm間隔で

2,3,4,6,7の点を定めた。

3) 人工双極子の位置

心起電力として、直径1.2cm、極間距離1.5cm、の銀板よりなる単一定位双極子を用い、これを心中心と考えられる点、即ち胸骨左縁第V肋間の高さで、胴体の中心より2.5cm前方、2.9cm左方の位置(図1)に図3の装置を用いて固定し、こ

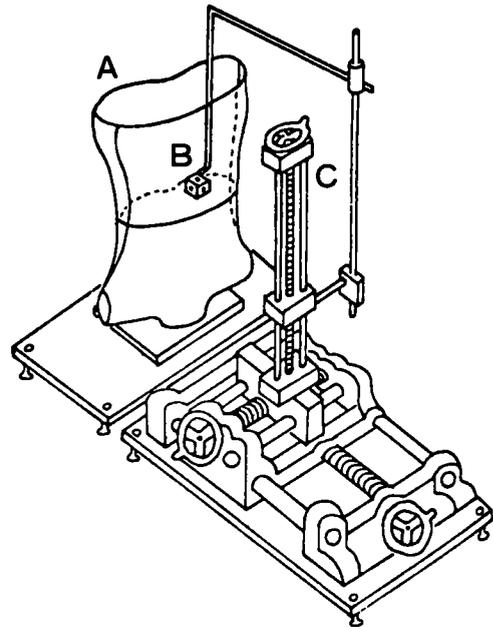


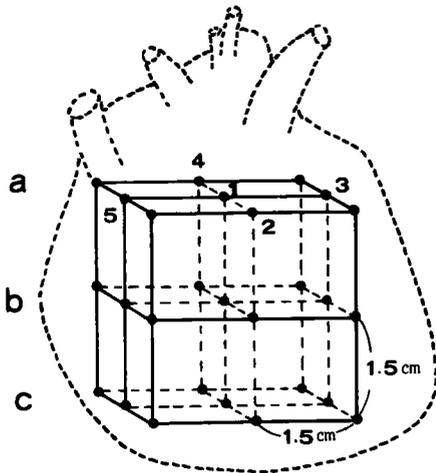
図3 実験装置

- A: Homogeneous Torso Model
- B: Artificial Current Dipole
- C: 3-Way Cathetometer

の状態(C)を基準とした。また肋間間の距離を2.5cmとし、このCより上方に5cm、2.5cm平行移動した場合を各々A(第III肋間レベル)、B(第IV肋間レベル)、下方に2.5cm平行移動した場合をD(第VI肋間レベル)とした。

Y-Precordial technicの誘導ベクトルの測定時にも、これらの各点を用いた。

Frank法の誘導ベクトルの正規性、直交性を検討する時には、人工双極子を前述したA,B,C,Dの各点を中心として、心臓存在領域を十分含むと考えられる範囲に平行移動した。即ちA,B,C,D各点より左右、上下、前後各々1.5cm離れた15点に移動した(図4)。



心室中心は b-1

図4 人工双極子を移動した15点

4) 誘導ベクトルの測定

誘導ベクトル測定には、Hewlett Packard 製 204C 型発振器から、4.0mA, 100 Hz の正弦波電流を胴体解剖軸上の左右方向 (X 方向), 上下方向 (Y 方向), 前後方向 (Z 方向) に通電し、各電位差を Hewlett Packard 製 403B 型電圧計で測定した。

image surfaceの作製: 人工双極子を前述したAの点に置き X,Y,Z 方向に順次通電し、前述の胴体表面上の I~VIII レベル上の誘導点と Wilson 中心電極との間の電位差を測定した。以下人工双極子を B, C, D の点に置いた場合も同様の方法で行なった。

Y-Precordial technic の誘導ベクトルの検討: Frank 法の誘導点 H, M, F を用い、人工双極子を C の点におき、X, Y, Z 方向に順次通電し、Frank 法の X, Y, Z 誘導に表われる電位差を測定し、第 6 回ベクトル心電図研究会⁸⁾ の方法により Y 誘導ベクトルの仰角を求めた。次に心中心が上方、下方にある場合を想定して人工双極子を A, B, D の点にそれぞれ移動し、同様の方法で Y 誘導ベクトルの仰角を求めた。

次に前胸壁上の二点間での双極誘導ベクトル測定のため人工双極子を C の点に置いて、Y, Z 方向に通電し、前述の前胸壁上の二点間 (3-4, 3-5, 4-5, 4-6, 5-6, 5-7, 6-7) の電位差を求め、図5に示した方法で左矢状面での角度 θ を

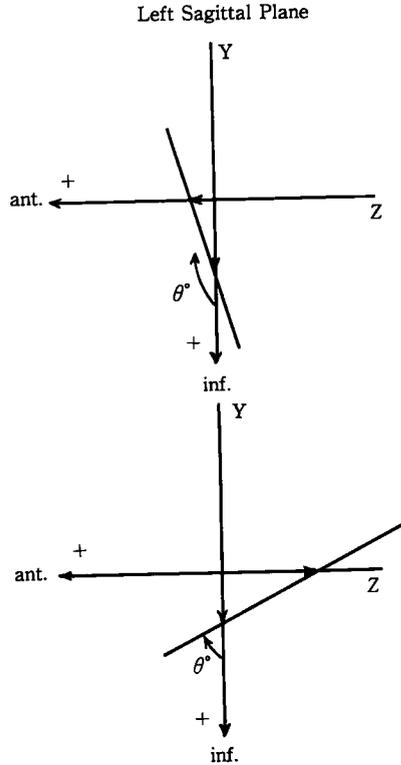


図5 前胸壁上の二点間での双極誘導ベクトルの左矢状面での Y 軸からの角度

出した。心中心が上方、下方に存在する場合を想定して人工双極子を A, B, D の点に置いて、Y, Z 方向に通電し、同様の方法で左矢状面での角度 θ を求めた。その際に人工双極子が A の点にある時は、前胸壁の二点は一肋間ずつ上方にあるもの (2-6) を使用した。

Frank 法誘導ベクトルの正規性、直交性の検討: 人工双極子を上、下方に移動した時の正規性、直交性の変化を検討するために、前述の C 点を中心とした各15点にて X, Y, Z 方向に順次通電し、Frank 法の X, Y, Z 誘導に表われる電位差を測定し、次に心中心が上、下方に移動した時を想定して、A, B, D 点を中心とした各15点での Frank 法の X, Y, Z 誘導の電位差を測定した。

誘導ベクトルの大きさは、電位差 $1\mu V$ を誘導ベクトルの 1 単位とし、その方向は X 方向通電時は左方を正、Y 方向通電時は下方を正、Z 方

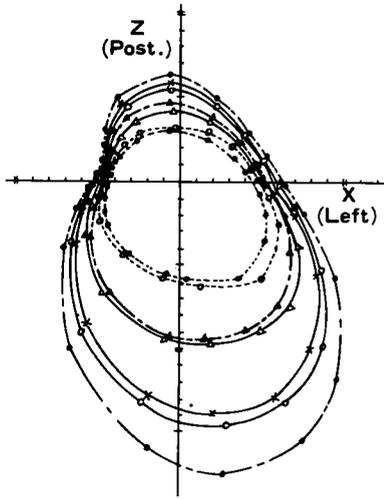


図6 人工双極子を第Ⅲ肋間に置いた時の水平面 image surface

- △-△-△-△- : I intercostal space
- : II intercostal space
- : III intercostal space
- x-x-x-x-x- : IV intercostal space
- ▲-▲-▲-▲- : V intercostal space
- : VI intercostal space

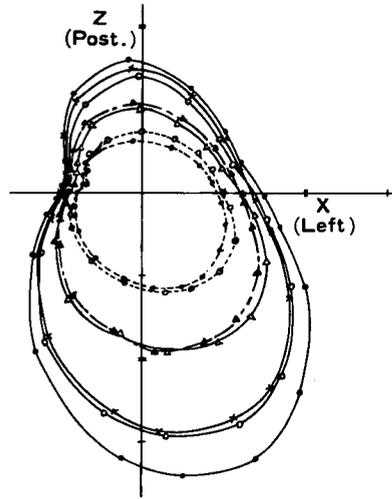


図8 人工双極子を第Ⅴ肋間に置いた時の水平面 image surface

- : II intercostal space
- △-△-△-△- : III intercostal space
- : IV intercostal space
- : V intercostal space
- x-x-x-x-x- : VI intercostal space
- ▲-▲-▲-▲- : VII intercostal space
- : VIII intercostal space

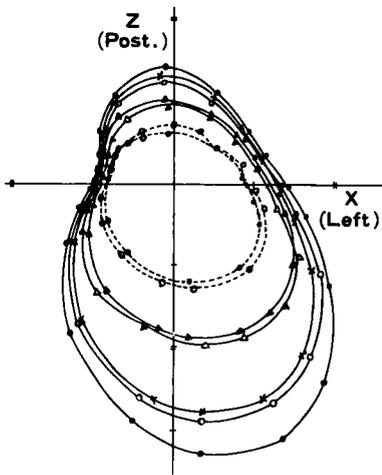


図7 人工双極子を第Ⅳ肋間に置いた時の水平面 image surface

- : I intercostal space
- △-△-△-△- : II intercostal space
- : III intercostal space
- : IV intercostal space
- x-x-x-x-x- : V intercostal space
- ▲-▲-▲-▲- : VI intercostal space
- : VII intercostal space

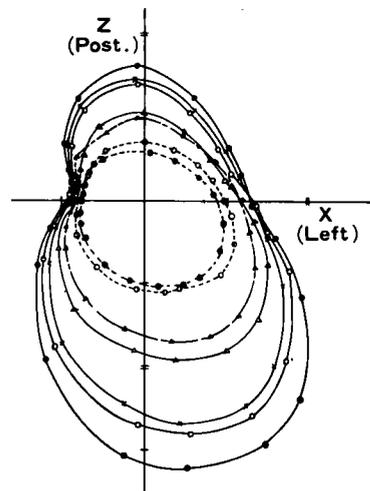


図9 人工双極子を第Ⅵ肋間に置いた時の水平面 image surface

- : III intercostal space
- △-△-△-△- : IV intercostal space
- : V intercostal space
- : VI intercostal space
- x-x-x-x-x- : VII intercostal space
- ▲-▲-▲-▲- : VIII intercostal space
- : IX intercostal space

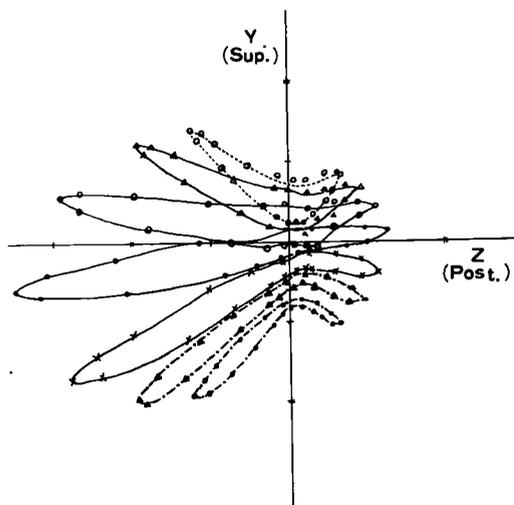


図10 人工双極子を第III肋間に置いた時の左矢状面 image surface

- : I' intercostal space
- △---△---△--- : I intercostal space
- : II intercostal space
- : III intercostal space
- ×---×---×--- : IV intercostal space
- ▲---▲---▲--- : V intercostal space
- : VI intercostal space

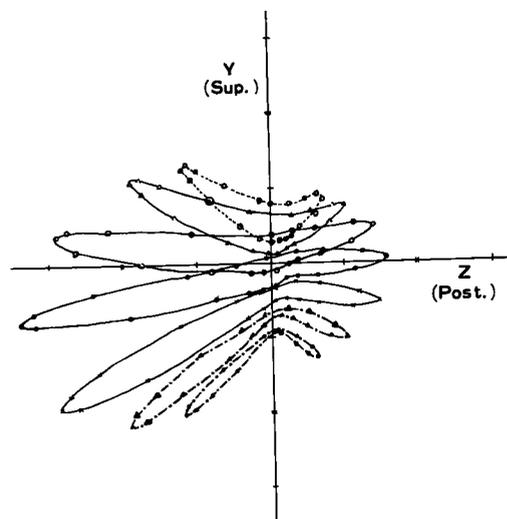


図12 人工双極子を第V肋間に置いた時の左矢状面 image surface

- : II intercostal space
- △---△---△--- : III intercostal space
- : IV intercostal space
- : V intercostal space
- ×---×---×--- : VI intercostal space
- ▲---▲---▲--- : VII intercostal space
- : VIII intercostal space

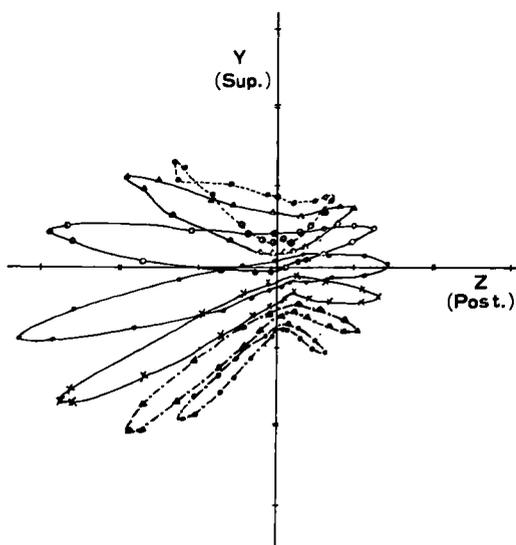


図11 人工双極子を第IV肋間に置いた時の左矢状面 image surface

- : I intercostal space
- △---△---△--- : II intercostal space
- : III intercostal space
- : IV intercostal space
- ×---×---×--- : V intercostal space
- ▲---▲---▲--- : VI intercostal space
- : VII intercostal space

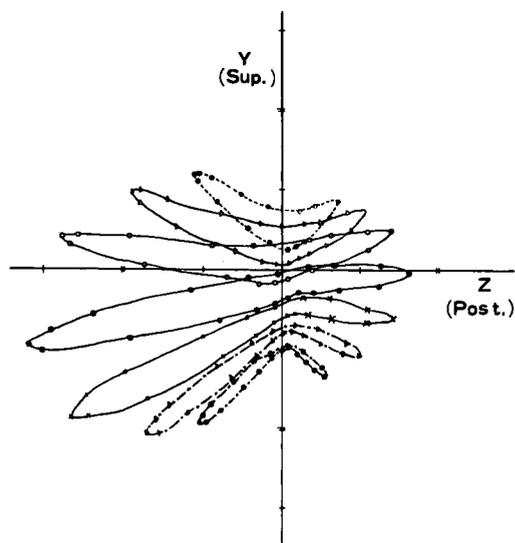


図13 人工双極子を第VI肋間に置いた時の左矢状面 image surface

- : III intercostal space
- △---△---△--- : IV intercostal space
- : V intercostal space
- : VI intercostal space
- ×---×---×--- : VII intercostal space
- ▲---▲---▲--- : VIII intercostal space
- : IX intercostal space

向通電時は前方を正として、日本光電製 MSE-20型電子管刺激装置を用いて、人工双極子に直流電流を断続的に通電し、横河電機製 EMO 62型 Photocorder に接続して、その矩形波の方向により決定した。

成 績

1) 人工双極子を A, B, C, D の各点に置いた時の水平面の image surface (図 6, 7, 8, 9), 及び左矢状面の image surface (図 10, 11, 12, 13) を描いた。

人工双極子が第 V 肋間にある場合 (C), 人工双極子の存在するレベルより等距離はなれたレベル (第 IV, VI 肋間レベル, 及び第 III, VII 肋間レベル) での, 水平面 image loop 前方部分はほぼ一致した (図 8)。

心中心が下方に存在している場合 (D), 第 VI 肋間レベルより等距離はなれたレベル (第 V, VII 肋間レベル, 及び第 IV, VIII 肋間レベル) での, 水平面 image loop 前方部分は第 V 肋間レベルの方が第 VII 肋間レベルより, また第 IV 肋間レベルの方が第 VIII 肋間レベルより, それぞれ大となった (図 9)。

心中心が上方に存在している場合 (A, B), 第 III, 及び第 IV 肋間レベルより, それぞれ等距離はなれたレベル (第 II と IV 肋間, 第 I と V 肋間レベル, 及び第 III と V 肋間, 第 II と VI 肋間レベル) での, 水平面 image loop 前方部分の大きさを比較すると (図 6, 7), 人工双極子が C 点にある場合に比較しては, 差が大ではあるが, D 点にある場合に比較すると, その差は小であった。

人工双極子の存在する高さにおける水平面 image loop を比較すると (図 14), 後方への張り出しは人工双極子が第 VI 肋間に存在する時最大となり, 人工双極子が上方に移動するにつれて小さくなり, 前方への張り出しは第 III 肋間が最大, 第 VI 肋間が最小となった。人工双極子が第 III 肋間に存在する場合, loop は全体的にやや右前方へ, 第 VI 肋間に存在する場合は, 全体的にやや左後方に偏位した。左方への張り出しは人工双極子が第 V 肋間レベルにある時最大となったが, ほとんど差は認めなかった。

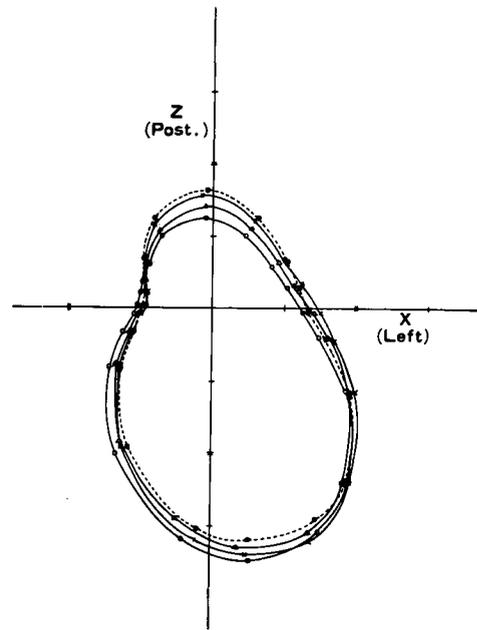


図 14 人工双極子の存在する高さでの水平面 image surface

- : III intercostal space
- △—△—△—: IV intercostal space
- ×—×—×—: V intercostal space
- : VI intercostal space

2) Y-Precordial technic に用いる Y 誘導ベクトルの傾きを前述の方法で求めた。(表 1, 図 15)

次に前胸壁上の二点間の誘導ベクトルの Y 通電時, 及び Z 通電時の大きさを表 2 に示した。そしてこの誘導ベクトルの左矢状面での傾きを図 15 に示した。

Y 誘導ベクトルの仰角を, M 導子を人工双極子と同一の高さに置く場合と, 第 V 肋間の高さに固定した場合とで比較すると, 仰角の差は小さく, D の条件にて最大となるが, その差は 1.2° と小さい値であった。

次に前胸壁上の二点間の誘導ベクトルの左矢状面での傾き (θ°) と, M 導子を第 V 肋間レベルに固定した時の Y 誘導ベクトルの仰角 (V°) を比較すると, 人工双極子が第 III 肋間にある場合, 2 と 4 の誘導点を使用した時 $\theta = 5.9^\circ$ となり, Y 誘導ベクトルは V (仰角) $= 6.3^\circ$ となり, この二点を用いた時に最も Y 軸と平行に近くなり, 2 と 4 の中点に人工双極子が存在することを示していた。

表1 X, Y, Z 通電時の Y 誘導ベクトルの各成分の大きさ, 及び elevation (V°)

- A : 人工双極子=III intercostal space
- B : 人工双極子=IV intercostal space
- C : 人工双極子=V intercostal space
- D : 人工双極子=VI intercostal space

A, B, C, D の各条件にて, M電極を人工双極子と同一レベルに置いた場合と, 第V肋間レベルに固定した場合とで計測している。

Component	X			Y			Z			Y 誘導ベクトル elevation (V°)	
	x	y	z	x	y	z	x	y	z		
A	M = III i.c.s.	0	1020	0	220	8380	20	220	180	0	6.8°
	M = V i.c.s.	0	1050	0	40	9760	0	140	50	0	6.3°
B	M = IV "	0	1200	0	205	8480	10	240	460	0	8.8°
	M = V "	0	1250	0	100	9200	0	210	300	0	8.0°
C	M = V "	0	1260	0	210	8600	0	260	680	10	9.5°
D	M = VI "	0	1300	0	205	8920	0	280	830	10	9.7°
	M = V "	0	1060	0	330	8020	10	250	585	10	8.5°

表2 Y, Z 方向に通電した時の前胸壁上の二点間の誘導ベクトルの大きさ。

- A : 人工双極子=III intercostal space
- B : 人工双極子=IV intercostal space
- C : 人工双極子=V intercostal space
- D : 人工双極子=VI intercostal space

2 ~ 7 までの各誘導点は図2で示した点を使用している。

Lead	2-3		2-4		3-4		3-5		4-5		4-6		5-6		5-7		6-7	
	y	z	y	z	y	z	y	z	y	z	y	z	y	z	y	z	y	z
A) : III i.c.s.	9580	3480	14500	1500	8950	5400	9620	7200	1300	6950	400	10000	980	5280	/	/	/	/
B) : IV i.c.s.	/	/	/	/	11900	3600	14300	3000	7500	3950	9200	8000	1800	9580	1000	10700	1000	4600
C) : V i.c.s.	/	/	/	/	7950	9400	10000	10500	9850	3000	14500	1100	9200	6380	9780	8450	1400	5850
D) : VI i.c.s.	/	/	/	/	2000	8300	2700	10000	6020	7580	11000	10500	12700	3000	15100	2000	6750	2800

2と3の誘導点を使用した時は $\theta = 20^\circ$ となり, Y誘導ベクトルとの角度の差は13.7°と比較的大であった。

人工双極子が第IV肋間にある場合, Y誘導ベクトルは $V = 8.0^\circ$, 3と5の誘導点を使用した時 $\theta = 11.8^\circ$, 3と4の誘導点を使用した時 $\theta = 16.8^\circ$

となり, Y誘導ベクトルとの角度の差はそれぞれ3.8°, 8.8°となり, 3と5の誘導点の midpoint に人工双極子が存在していることを示していた。

人工双極子が第V肋間にある場合, Y誘導ベクトルは $V = 9.5^\circ$, 4と6の誘導点を使用した時 $\theta = 4.3^\circ$, 4と5の誘導点を使用した時 $\theta = 16.9^\circ$

	V. Y	V. 2-3	V. 2-4	V. 3-4	V. 3-5	V. 4-5	V. 4-6	V. 5-6	V. 5-7	V. 6-7
A	M=III i.c.s. V°=6.9°	前 後 上 下 θ°=20°	θ°=5.9°	θ°=148.9°	θ°=143.2°	θ°=100.6°	θ°=92.3°	θ°=79.5°		
	M=VI i.c.s. V°=6.3°									
B	M=IV i.c.s. V°=8.8°			θ°=16.8°	θ°=11.8°	θ°=152.2°	θ°=139.0°	θ°=100.6°	θ°=95.3°	θ°=77.7°
	M=VI i.c.s. V°=8.0°									
C	M=VI i.c.s. V°=9.5°			θ°=49.8°	θ°=46.4°	θ°=16.9°	θ°=4.3°	θ°=145.3°	θ°=139.2°	θ°=103.5°
	M=VI i.c.s. V°=9.7°									
D	M=VI i.c.s. V°=9.7°			θ°=76.5°	θ°=74.9°	θ°=51.5°	θ°=43.7°	θ°=13.3°	θ°=7.5°	θ°=157.5°
	M=VI i.c.s. V°=8.5°									

図15 Y誘導ベクトルの仰角(V°), 前胸壁上の二点間の誘導ベクトルの左矢状面での角度(θ°)

- A : 人工双極子=III intercostal space (III i.c.s.)
- B : 人工双極子=IV intercostal space (IV i.c.s.)
- C : 人工双極子=V intercostal space (V i.c.s.)
- D : 人工双極子=VI intercostal space (VI i.c.s.)
- M : M電極

となり、Y誘導ベクトルとの角度の差はそれぞれ5.2°, 7.4°と非常に接近しているが、最も差が小なのは4と6の誘導点を使用した場合であった。

人工双極子が第VI肋間にある場合はY誘導ベクトルはV=8.5°であり、5と7の誘導点を使用した時θ=7.5°となり、Y誘導ベクトルと最も平行に近くなった。従って5と7の midpoint に人工双極子が存在していることを示しているが、5と6の誘導点を用いた場合でも、θ=13.3°となり、Y誘導ベクトルとの角度の差はわずか4.8°であった。

以上よりY誘導ベクトルの仰角と、前胸壁上の二点間の誘導ベクトルの左矢状面での角度を比較すると、Y誘導ベクトルと最も平行に近くなるのは、人工双極子レベルより上下に等距離に離れた二点を誘導点とした場合であった。しかし人工双極子が第IV, V, VI肋間にある場合は、

人工双極子レベルより一肋間上方の点と人工双極子レベル上の点の二点よりなる誘導ベクトルもY誘導ベクトルと比較的平行に近かった。

3) Frank法の正規性について

人工双極子を、第III, IV, V, VI肋間の解剖学的心中心点を中心に、それぞれ前述した15点に移動した時の誘導ベクトルの大きさ、方位角、及び仰角の平均値と標準偏差を、表3に示した。

胸部導子(I, E, C, A, M)を第V肋間レベルに固定し、人工双極子を前述の如く移動させた時のX, Y, Z誘導ベクトルの大きさの平均値を図16に示した。人工双極子が第V肋間にある場合のX, Y, Z誘導ベクトルの大きさを各々基準として、それらの増減を別々に比較してみると、人工双極子が第III肋間レベルにある時、X誘導ベクトルは-22.4%、Z誘導ベクトルは-36.6%と著明な減少があった。人工双極子が第IV肋間、第VI肋間にある時、同様の比較をしてみると、X誘導ベクトルは-8.4% (第

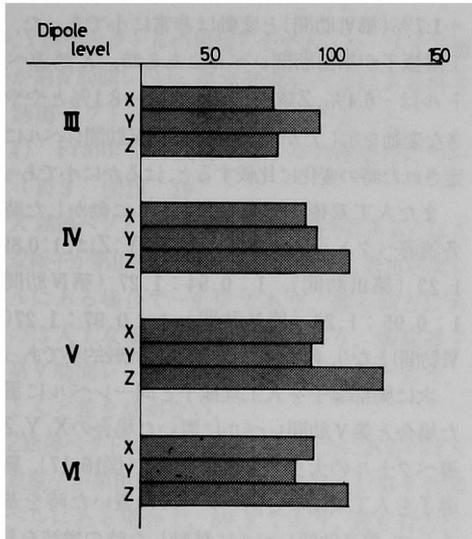


図16. 胸部導子を第V肋間レベルに固定し、人工双極子を第III, IV, V, VI肋間の解剖学的心中心点を中心として心臓存在領域内の15点に移動した時の誘導ベクトルの大きさの平均値

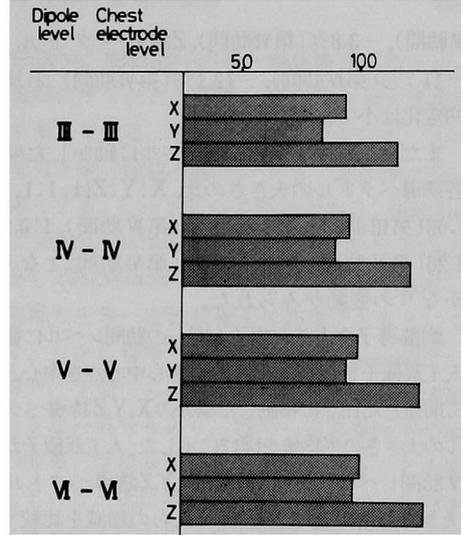


図17 胸部導子を人工双極子レベルと同一の肋間に置き、人工双極子を各肋間の解剖学的心中心点を中心として、心臓存在領域内の15点に移動した時の誘導ベクトルの大きさの平均値

表3 人体胴体模型内で人工双極子を第III, IV, V, VI肋間の解剖学的心中心点を中心に、心臓存在領域内の15点に移動し、胸部導子を第V肋間レベルに固定した時、及び人工双極子と同一レベルに置いた時の誘導ベクトルの大きさ、方向の平均値及び標準偏差

Dipole level	Chest electrode level	Lead	Strength		Strength		Azimuth (H°)		Elevation (V°)	
			Mean	S. D.	Mean%	S. D. %	Mean	S. D.	Mean	S. D.
III - V		X	7570	682.5	78	7.0	- 8.7°	1.08	82.6°	3.96
		Y	9520	339.5	98	3.5			6.0°	0.98
		Z	7800	1675.4	80	17.2	89.8°	1.84	111.8°	8.36
III - III		X	9140	424.2	94	4.3	- 9.9°	1.21	91.2°	2.17
		Y	8180	313.5	84	3.2			6.8°	1.72
		Z	11310	815.9	116	8.4	90.5°	1.87	99.9°	5.25
IV - V		X	8940	755.9	92	7.7	- 9.6°	1.18	86.6°	3.46
		Y	9480	270.4	97	2.8			7.3°	1.79
		Z	10850	1665.9	111	17.1	90.9°	2.23	107.4°	6.49
IV - IV		X	9340	523.2	96	5.4	- 9.7°	1.23	90.2°	2.54
		Y	8770	216.5	90	2.2			7.9°	2.07
		Z	11910	880.0	122	9.0	91.4°	2.06	101.3°	5.15
V - V		X	9760*	355.6	100	3.6	- 9.3°	1.37	91.2°	2.23
		Y	9260	253.8	95	2.6			8.2°	2.34
		Z	12310	872.6	126	8.9	91.8°	2.13	99.9°	4.75
VI - V		X	9390	497.5	96	5.1	- 7.9°	1.34	96.6°	3.41
		Y	8610	197.4	88	2.0			7.7°	2.75
		Z	10820	1423.7	111	14.6	91.1°	2.36	92.6°	5.53
VI - VI		X	9880	523.6	101	5.4	- 9.1°	1.19	90.6°	2.41
		Y	9530	240.5	98	2.5			8.4°	2.80
		Z	12520	799.1	128	8.2	90.8°	2.96	99.8°	5.07

9760u.=100% (1000u.=0.001v)

IV肋間), -3.8%(第VI肋間), Z誘導ベクトルは-11.7%(第IV肋間), -12.1%(第VI肋間)と比較的变化は小であった。

また人工双極子を各肋間レベルに動かした時の各誘導ベクトルの大きさの比, X:Y:Zは, 1:1.26:1.03(第III肋間), 1:1.05:1.21(第IV肋間), 1:0.95:1.26(第V肋間), 1:0.92:1.16(第VI肋間)となり, かなりの変動がみられた。

胸部導子を人工双極子と同一の肋間レベルに置き, 人工双極子を各肋間の解剖学的心中心点を中心として前述した15点に移動した場合のX,Y,Z誘導ベクトルの大きさの平均値を図17に示した。人工双極子が第V肋間レベルにある場合のX,Y,Z誘導ベクトルの大きさを各々基準として, それらの増減を比較すると, 人工双極子が第IV肋間, 第VI肋間レベルにある時, X誘導ベクトルは-4.3%(第IV肋間), +1.2%(第VI肋間), Z誘導ベクトルは-3.2%(第IV肋間),

+1.7%(第VI肋間)と変動は非常に小であった。人工双極子が第III肋間レベルにある時, X誘導ベクトルは-6.4%, Z誘導ベクトルは-8.1%とやや大きな変動を示したが, 胸部導子が第V肋間レベルに固定された時の変化に比較すると, はるかに小であった。

また人工双極子を各肋間レベルに動かした時の各誘導ベクトルの大きさの比, X:Y:Zは, 1:0.89:1.23(第III肋間), 1:0.94:1.27(第IV肋間), 1:0.95:1.26(第V肋間), 1:0.97:1.27(第VI肋間)となり, 各肋間間での変動は比較的小であった。

次に胸部導子を人工双極子と同一レベルに置いた場合と第V肋間レベルに置いた場合のX, Y, Z誘導ベクトルの大きさを比較すると(図16, 17), 胸部導子を人工双極子と同一レベルに置いた時を基準として, 第V肋間レベルに移動した時の増減を見ると, 人工双極子が第III肋間レベルにある時はZ誘導ベクトルの減少が著明であり, X誘導ベクトルの減

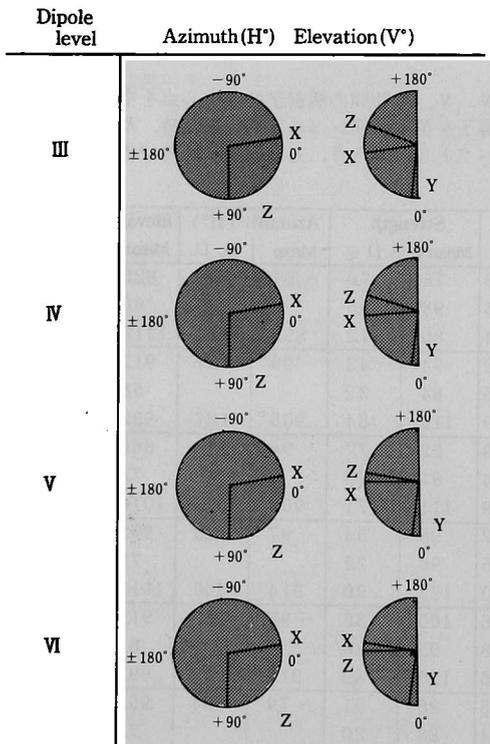


図18 胸部導子を第V肋間レベルに固定し, 人工双極子を第III, IV, V, VI肋間の解剖学的心中心点を中心として心臓存在領域内の15点に移動した時の誘導ベクトルの方向の平均値

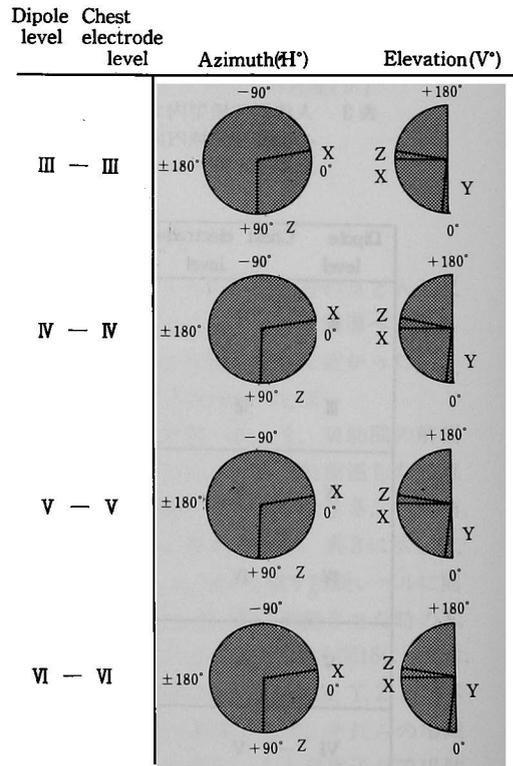


図19 胸部導子を人工双極子レベルと同一の肋間に置き, 人工双極子を各肋間の解剖学的心中心点を中心として, 心臓存在領域内の15点に移動した時の誘導ベクトルの方向の平均値

少, Y誘導ベクトルの増加も大であった。人工双極子が第Ⅳ肋間レベル, 第Ⅵ肋間レベルにある時も Z 誘導ベクトルの減少が最も大であった。

4) Frank 法の誘導ベクトルの直交性について (表 3, 図18, 19)

X 誘導ベクトルの方位角が最も後方にあるのは人工双極子が第Ⅲ肋間にあり, 胸部導子も第Ⅲ肋間レベルにある場合で -9.9° であり, 最も前方にあるのは人工双極子が第Ⅵ肋間にあり, 胸部導子が第Ⅴ肋間レベルにある場合で -7.9° であり, ほとんど差を認めない。

Z 誘導ベクトルの方位角は, 最も左方にあるのは人工双極子が第Ⅲ肋間にあり, 胸部導子が第Ⅴ肋間レベルにある場合で, 89.8° であり, 最も右方にあるのは人工双極子も胸部導子も第Ⅴ肋間にある場合 (91.8°)で, ほとんど差は認めなかった。

次に Y 誘導ベクトルの仰角は, 胸部導子を人工双極子と同一レベルに置くと, 人工双極子の位置が下方に行くにしたがい 6.8° から 8.4° へと順次大となるが, 差は非常に小さかった。

胸部導子を第Ⅴ肋間レベルに固定した時も, 人工双極子の移動に伴い角度は変化するが, その差はやはり非常に小であった。

胸部導子を人工双極子と同一レベルに置く場合, X, Z 誘導ベクトルの仰角にははっきりした差は認めなかったが, 胸部導子を第Ⅴ肋間レベルに固定して, 人工双極子の位置を第Ⅲ肋間より順次下方へ第Ⅵ肋間まで移動させると, X 誘導ベクトルの仰角は順次大となり, Z 誘導ベクトルの仰角は順次小となった。

以上より, 人工双極子が第Ⅴ, Ⅵ肋間にある時, 直交性が最も良好であった。

考 案

心起電力をできるだけ否みがなく観察するため, 多くの修正直交誘導法が考案されている。Frank は身長 5 feet 10½ inches, 体重 175 pounds, 胸囲 38 inches, 腹囲 33½ inches, ヒップ 36 inches の男性をモデルとして胴体模型を作成し, その胴体模型の第Ⅳと第Ⅴ肋間の間の高さで, 胴体断面の中心より前方約 4 cm, 左方約 2.5 cm に人工双極子を置き, image surface を求め, physical torso surface と比較して大きな歪みが存在することを指摘⁹⁾し, さらに左右径 33cm, 前

後径 25cm, 胴長 68cm の均一胴体模型を用いて, 理論的にすぐれた正規性, 直交性を示す誘導法⁴⁾を考案している。しかしこの誘導法にも, ①心起電力を単一定位双極子とする。②人体は均一導体とする, という 2 つの仮定がある。Schmitt らは mirror pattern study^{9)~11)}を用い, Frank 自身も cancellation technic¹²⁾を用いて検討し, 心起電力を単一定位双極子で表現できるとしている。しかし豊嶋¹³⁾, Okada¹⁴⁾, Taccadi¹⁵⁾, 山田¹⁶⁾, 上田¹⁷⁾らは単一定位双極子のみでは説明できない成分もあり, 特に一定の条件下ではこの非単一定位双極子成分が大となることを指摘している。次に第 2 の仮定であるが, 心起電力と体表面までの間にある組織はそれぞれ固有の比抵抗を持っている。

脊椎, 脂肪組織, 肺は高い比抵抗を示し, 特に肺が介在することにより Frank 法の正規性, 直交性は不良^{18), 19)}となる。このような問題があるにもかかわらず, Frank 誘導法は複雑な抵抗網を介することにより, 心起電力の位置の変化, 及び個々の胴体の形の変化による影響を比較的受けにくく, Frank⁴⁾自身, 人工双極子が心中心を取り囲んだ 5 cm²以内に存在するなら, 誘導ベクトルに及ぼす人工双極子の位置の影響は, 大きさにて 20% 以内, 角度にて 5° 以内と述べ, また胴体の形の相違は, 誘導ベクトルの大きさに関して ±10% 以内の影響を与えるにすぎないと述べている。このような特徴と, 使用する電極が 7 個という, 実用的簡便性より, Frank 法は現在広く用いられている。

現在 Frank 法ベクトル心電図は, ほとんどの施設において被検者を仰臥位として, 胸部導子 (I, E, C, A, M 電極) を第Ⅴ肋間レベルに置いて記録されているが, Frank⁴⁾はもともと坐位, あるいは立位の姿勢をとった被検者を想定し, 胸部導子は正確に同一レベルに置かれ, しかもそのレベルは心室の脱分極の中心 (以下心中心と略す。)と一致するレベルであるとしている。Frank 法ベクトル心電図は胸部導子の上下方向の変化に敏感^{20), 21)}であり, 体位の変化により心中心や, 胸部導子の上下方向の変化がおこる可能性^{21), 22), 23)}がある。Frank は胸部導子のレベルを決める方法として Three step technic を, ま

た Ritsema van Eck は、Y-Precordial technic をそれぞれ考案している。

1) 人工双極子を上下に移動させた時の image surface の変化 (Three step technic) に関して

Frank⁴⁾ は①水平面 image surface を描くと、人工双極子と同一レベルにおいて "outward bulge" は最大となる。②人工双極子の高さで、解剖学的に同一レベルに置かれた前胸壁上の点は、image surface においても、ほぼ同一の平面に存在していると述べているが、人工双極子を第Ⅲ、Ⅳ、Ⅴ、Ⅵ肋間レベルにそれぞれ移動して描いた著者の image surface でも同様の結果が得られた。人工双極子と同一レベルでの水平面 image surface の前方及び後方への張り出しについて、山田²⁴⁾らは日本成人男性、成人女性の均一胴体模型を用いて検討し、女性の場合の image loop は男性に比較し、後方及び左右方向への張り出しが大であり、これは回転横断 X 線写真を用いて求めた心臓の中心が、女性では男性に比較して相対的に後方に (第Ⅴ肋間レベルでの、前胸壁より心中心までの距離/胸郭の前後径: 0.29(男性), 0.35(女性)) 存在していたためとしている。著者の成績で、第Ⅲ肋間に人工双極子を置いた時の image loop は前方に偏位し、第Ⅵ肋間の場合は後方に偏位したのは、その高さでの胸郭の前後径に対する前胸壁から人工双極子までの距離の比 (前胸壁より人工双極子までの距離/胸郭の前後径) が第Ⅲ肋間の場合小となり、第Ⅵ肋間の場合大となったためと考えられた。

後方への張り出しは第Ⅵ肋間レベルが最も大で、以下Ⅴ、Ⅳ、Ⅲ肋間の順で小となった。しかし、前方への張り出しは第Ⅵ肋間が最も小で、第Ⅳ、Ⅴ、Ⅲ肋間の順で大となり、loop 全体では第Ⅴ肋間での loop は第Ⅳ肋間の loop より前方、後方ともに大となった。喜多²⁵⁾は前後径の異なる4種類の中空楕円柱模型を用いて、水平面での image surface に及ぼす胸郭前後径の影響を検討し、胴体前後径が短くなるにつれて、左前胸部への張り出しが大となり、解剖学的な胴体前後径の差より image surface 上での前後径の差の方が著しく大となったとしている。このことより著者の第Ⅳ肋間と第Ⅴ肋間の image

loop の変化は、この2肋間では心中心の位置の変化より、胸郭前後径の変化が大きな役割を果していると考えられた。

次に心中心レベルより上下に等距離に離れたレベルでの水平面 image surface にて、outward bulge が対称性か否かの問題であるが、人工双極子が第Ⅴ肋間にある時はほぼ対称的になっているが、他の肋間にある時は対称性はややなくなり、特に人工双極子が第Ⅵ肋間にある時にはその傾向は強くなった。そのため心中心が第Ⅴ肋間以外にある時、特に第Ⅴ肋間より下方に存在する時は、Three step technic での正確な波形の一致が困難となると考えられた。

Ritsema van Eck⁷⁾ は A.均一胴体模型、B.肺模型を入れた不均一胴体模型、C.肺と血液の模型を入れた不均一胴体模型を用いて、Three step technic を検討しているが、A の条件で人工双極子が第Ⅴ肋間にある時は、比較的良い波形の一致が得られるが、人工双極子が他の肋間にある時、及び B、C の条件ではあまり良い波形の一致は得られなかったと述べている。

山田¹⁹⁾、井上¹⁸⁾らによれば肺模型を入れた不均一胴体模型では、水平面 image loop は肺の厚く介在する部では縮少し、薄い部では突出するとしている。これらの結果より考えると、臨床的に Three step technic を用いる場合、step a, b, c にて十分な波形、あるいは波高の一致が得られない場合も予想された。

2) Y-Precordial technic の検討

単一定位双極子を用いた均一胴体模型での左矢状面 image surface では人工双極子が存在するレベルで前後方向の張り出しは最大となり、そのレベルより上下に等距離のレベルではほぼ対称性であるという性質を用いて、Ritsema van Eck は胸骨左縁上にて、心中心より上下に等距離離れた2点を用いた双極誘導より得られる誘導ベクトルは、Frank 法での Y 誘導ベクトルと平行に近くなるので、その心電図の波形は、Y 誘導より得られる心電図の波形とほとんど等しくなり、その2点の midpoint にあたるレベルが、心中心の存在するレベルであるとした。また Frank 法の Y 誘導ベクトルを検討する時、M 電極よりの入力是比较的小さく、そのため M 電極

は常に第V肋間レベルに置いてよいとしている。そこでまずY誘導ベクトルに与える、M電極の上下方向の偏位の影響を見るため、M電極を第V肋間レベルに固定した場合と、人工双極子の移動に伴い順次同一レベルに移動した場合とでその仰角を比較して見ると、人工双極子が第VI肋間レベルにある時、差は最大とはなるが、その差は 1.2° と非常に小さく、臨床上、M電極は第V肋間レベルに固定しても差支えないと考えられた。

Y誘導ベクトルの仰角と、前胸壁上の2点の誘導ベクトルの左矢状面での傾きを見ると、著者の成績でも、人工双極子が第III、IV、V、VI肋間にある時それぞれ、人工双極子レベルより上下に等距離離れた2点を用いた誘導ベクトルが、Y誘導ベクトルと最も平行に近くなった。しかし人工双極子が第IV、V、VI肋間にある時、その人工双極子レベル上の点と、一肋間上方の点を用いた誘導ベクトルも比較的Y誘導ベクトルの角度と近いため、臨床応用する場合、心中心の位置を真の高さより1/2肋間上方に判断する可能性があると考えられた。

3) 人工双極子が上下方向に偏位した時のFrank法の正規性、直交性について

Frank法ベクトル心電図の検討としては、臨床例で胸部導子の上下方向の移動による心電図変化^{20), 22), 26)}、体位の変換による心中心と胸部導子の相対的位置関係の変化によるベクトル心電図の変化^{22), 23)}の検討などは行なわれているが、実験的検討は少ない。原岡²⁷⁾らは心中心が上方にある場合を想定して、人工双極子を第IV肋間レベルでの解剖学的心中心点を中心にそれぞれ左右、上下、前後に各15mm間隔の計27ヶ所に移動させ、胸部導子を第IV、第V肋間レベルに置いた場合と、一般的な位置として人工双極子を第V肋間レベルを中心に、27ヶ所に移動させ、胸部導子を第IV肋間、第V肋間レベル、 V_4 のレベルに置いた場合での誘導ベクトルの正規性、直交性を検討し、人工双極子を第V肋間レベルを中心に移動させた時は、比較的正規性は保たれるが、人工双極子を第IV肋間レベルを中心に移動させ、胸部導子を第IV肋間レベルに置くと、Z誘導ベクトルが大となり、胸部導子を第V肋間レベルに置くとY誘導ベクトルが大となり、正規性は不良となった。

また直交性に関してはあまり著明な変化は認められず、ただ人工双極子を第IV肋間レベルを中心として移動させ、胸部導子を第V肋間レベルに置くとZ誘導ベクトルが右方に偏位し、直交性がやや不良になるのみであったと述べている。著者の成績では、現在Frank法ベクトル心電図はほとんど胸部導子を第V肋間レベルに置いて記録しているので、まずそれに近い条件、すなわち胸部導子を第V肋間レベルに固定し、人工双極子の位置を第III、IV、V、VI肋間と順次移動させ、X、Y、Z誘導ベクトルの大きさを比較すると、特に人工双極子が第III肋間に位置する時、X、Z誘導ベクトルの減少が著明であり、またX:Y:Zの比を見ると、4条件でそれぞれ異なり、かなり変動は大となった。胸部導子と人工双極子を常に同一レベルとして、順次第III、IV、V、VI肋間へと移動させ、X、Y、Z誘導ベクトルの大きさを比較すると、それらの比X:Y:Zは4条件でほとんど等しく、また第V肋間レベルでのX、Y、Z誘導ベクトルを基準として、各肋間でのX、Y、Z誘導ベクトルの大きさを別々に比較してもあまり大きな差は認められなかった。さらに胸部導子が人工双極子と同一レベルにある場合を基準として、それらの導子が第V肋間レベルに移動させられた時のX、Y、Z誘導ベクトルの増減を見ると人工双極子がどこの高さに位置しようと、Z誘導ベクトルは著明に減少し、第III肋間レベルに位置する時はX誘導ベクトルは著明に減少し、Y誘導ベクトルは著明な増加を示した。これらのことより胸部導子が心中心と同一レベルに置かれていれば、Frank法ベクトル心電図を各成分に分析し、他の例と比較検討することは合理的であるが、胸部導子を第V肋間レベルに固定すると、特にZ誘導ベクトルの大きさを比較する時間問題があると考えられた。直交性に関しては、人工双極子及び胸部導子が上下方向に移動してもX及びZ誘導ベクトルの方位角に関しては、著明な変化は認められなかった。胸部導子を第V肋間レベルに固定して人工双極子を第III肋間レベルより第VI肋間レベルまで順次下方に移動させると、X誘導ベクトルは上方へ、Z誘導ベクトルは下方へ移動し、人工双極子が第V、VI肋間レベルに存在する時は直交性は良好となったが、第IV肋間レベルの時はやや不良となった。胸部導子を

人工双極子と同一レベルに置くと、人工双極子の上下方向の位置が変化しても、直交性には大きな変化は認められなかった。

結 語

標準的日本成人男子をモデルとした均一人体胴体模型を用いて、人工双極子の上下方向の位置を変化させ、image surface を作製し、Y-Pre-cordial technic を検討するため、Frank法のY誘導ベクトルの仰角、及び胸骨左縁上に置かれた2点を用いた双極誘導の誘導ベクトルの左矢状面での傾きを作図した。また人工双極子が上下に移動した場合のFrank法の誘導ベクトルの正規性、直交性を検討した。

1) FrankのThree step technic, Ritsema van EckのY-Pre-cordial technicは心中心の上下方向の位置をほぼ正確に示すことができる。

2) Frank法では胸部導子(I, E, C, A, M電極)の位置の変化が、Z誘導ベクトルの大きさ、仰角、X誘導ベクトルの仰角に大きな影響を与えるため、これらの導子は正確に人工双極子と同一レベルに置かれることが望ましい。

謝 辞

稿を終るに臨み、御校閲をいただいた長島秀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35回日本循環器学会中国四国地方会で発表した。

文 献

1. Burger, H.C. and van Milaan, J.B.: Heart vector and leads, I. *Br. Heart J.* 8, 157-161, 1946.
2. Burger, H.C. and van Milaan J.B.: Heart vector and leads, II. *Br. Heart J.* 9, 154-160, 1947.
3. Burger, H.C. and van Milaan, J.B.: Heart vector and leads, III. *Br. Heart J.* 10, 229-233, 1948.
4. Frank, E.: An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. *Circulation* 13, 737-749, 1956.
5. Frank, E.: The image surface of a homogenous torso. *Am. Heart J.* 47, 757-768, 1954.
6. Langner, P.H., Okada, R.H.: Comparison of four orthogonal systems of vectorcardiography. *Circulation* 17, 46-54, 1958.
7. Ritsema van Eck.: Anatomical level of X and Z electrodes in the Frank VCG lead system. *J. Electrocardiol.* 5, 355-365, 1972.
8. 第6回ベクトル心電図研究会：健康成人男子のFrank誘導ベクトル心電図。日本臨床, 24, 205-210, 1966.
9. Schmitt, O.H., Levine, R.B. and Simonson, E.: Electrocardiographic mirror pattern studies, I. *Am. Heart J.* 45, 416-428, 1953.
10. Levine, R.B., Schmitt, O.H. and Simonson, E.: Electrocardiographic mirror pattern studies. II. *Am. Heart J.* 45, 500-518, 1953.
11. Simonson, E., Schmitt, O.H., Levine, R.B. and Dahl, J.: Electrocardiographic mirror pattern studies.

- III. *Am. Heart J.* **45**, 655-664, 1953.
12. Frank, E.: Measurement and significance of cancellation potentials on the human subject. *Circulation* **11**, 937-951, 1955.
 13. 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, **18**, 47-96, 1966.
 14. Okada, R.H., Langner, P.H. and Briller, A.S.: Synthesis of precordial potentials from SVEC III vector-cardiographic system. *Circ. Res.* **7**, 185-191, 1959.
 15. Taccadi, B.: Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. *Circ. Res.* **12**, 341-352, 1963.
 16. 山田和生, 岡島光治, 立松 広, 任 書煌, 伊藤厚士, 大熊 攻, 和田正敏: 体表面心臓電位分布図の研究—正常例について—環研年報, **24**, 101-108, 1973.
 17. 上田英雄, 村尾 覚, 春見建一, 松尾博司: Non-Dipolar Component の臨床的研究. 日本臨床, **24**, 149-151, 1966.
 18. 井上勝稔: 胴体内伝導度不均一性による体表面電位の変化. 岡山医学会雑誌, **87**, 877-892, 1975.
 19. 山田和生, 岡島光治, 村木寛茂, 上条正啓, 河野通明, 水谷 修, 菱田 仁, 林 博史, 永田昌久: 体表面心電図におよぼす胴体内伝導度不均一性の影響. —胴体模型による実験—環研年報, **20**, 158-170, 1968.
 20. Borun, E.R.: Variability of electrocardiographic data recorded with orthogonal leads. *Am. Heart J.* **76**, 62-69, 1968.
 21. Berson, A.S., Gamboa, R., Naval, I.A. and Pipberger, H.V.: Differences caused by changes in electrode positions in two corrected orthogonal lead systems. *J. Electrocardiol.* **3**, 29-42, 1970.
 22. Riekkinen, H. and Rautaharju, P.: Body position, electrode level, and respiration effects on the Frank lead electrocardiogram. *Circulation* **53**, 40-45, 1976.
 23. Shapiro, W., Berson, A.S. and Pipberger, H.V.: Differences between supine and sitting Frank-Lead electrocardiogram. *J. Electrocardiol.* **9**, 303-308, 1976.
 24. 山田和生, 岡島光治, 永田昌久, 任 書煌, 伊藤 厚士, 大熊 攻, 和田正敏, 豊嶋英明: 諸種心電図, ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルに対して体型の違いがおよぼす影響. 環研年報, **24**, 95-99, 1973.
 25. 喜多利正: 胴体模型実験による胸部前後径変化と心電図, ベクトル心電図の研究. 岡山医学会雑誌, **87**, 373-391, 1975.
 26. Gau, G.T. and Smith, R.E.: The effect of electrode position on a electrocardiographic lead system. *Mayo Clin. Proc.* **46**, 536-543, 1971.
 27. 原岡昭一, 中川雅博, 斉藤大治, 宮阪 実, 川崎智子, 生長豊健, 吉岡信彦: ベクトル心電図 (Frank) の胸部誘導子 (I,E,C,A,M) の位置に関する研究. 岡山医学会雑誌, **90**, 1399-1405, 1978.

**Effect of electrode (I, E, C, A, M) level on the vectorcardiogram
with the Frank lead system**

Part I. Experimental studies with homogeneous torso

Toyotake IKENAGA

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

(Director : Prof. H. Nagashima)

Although it has been considered that the transverse level of chest electrodes (I, E, C, A, M) is important to the accuracy of the dipole component derived from the lead system of vectorcardiography, there are few papers available which deal with this problem.

Using a Japanese male torso model with a homogeneous volume conductor, the following two points were investigated : 1) indication of the correct level of artificial dipole with a three step technic and a Y-Precordial technic, 2) effects of shift in the level of the dipole and of chest electrodes from the fifth to the third, fourth or sixth intercostal space on the lead vector.

The following results were obtained:

- 1) The three step and Y-Precordial technics indicated the correct level of artificial dipole.
- 2) The magnitude of lead vector Z and the elevation of lead vector X and Z were changed markedly by moving chest electrodes upward or downward from the artificial dipole level.

A concomitant shift of the chest electrodes with the dipole, however, caused trivial changes in the components of the lead vector, regardless of the level moved upward or downward from the fifth intercostal space

The results indicate that in the homogeneous torso model, chest electrodes should be present at the same level as the dipole, which can be detected by the three step and Y-Precordial technics.