

胴体模型実験による胸郭前後径変化と心電図、ベクトル心電図の研究

岡山大学医学部第一内科学教室（主任：小坂淳夫教授）

研 究 生 喜 多 利 正

（昭和50年2月21日受稿）

緒 言

Burger および van Milaan^{1) 2) 3)}により提唱された誘導ベクトルの概念の導入は、Einthovenの正三角形模型理論の条件である、人体が無限均一導体であるとか、心臓が体の中心にあるという仮定をとり去り、その後 Frank^{4) 5)} Schmitt^{6) 7) 8)}らはこの誘導ベクトルを image vector, 伝達インピーダンスとして、corrected orthogonal lead を考案した。また Mc Fee and Johnston^{9) 10) 11)}は誘導フィールドの概念により、Mc Fee—Parungao 誘導法を提案した。かくて心電図学は画期的に進歩した。

誘導ベクトルの概念に基づけば、心電図やベクトル心電図に記録される電位差はいわゆる心起電力ベクトルの誘導ベクトルへの投影の大きさと誘導ベクトルの大きさの積で表現される。これは従来の心起電力ベクトルを誘導軸に投影するという従来の考え方に対し、誘導ベクトルが誘導軸にかわるものといえる。そして後者の誘導ベクトルは、胴体の形の不規則性、伝導度の不均一性、心起電力の位置などにより影響をうける。

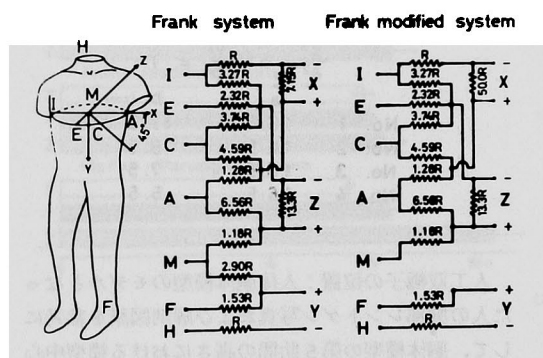
そこでこれらの点のうち、胴体の形、とくに胸郭の前後径変化が誘導ベクトルに及ぼす影響について均一胴体模型を用いて検討した。

研 究 方 法

日本成人男子の胴体模型を用い、各種修正直交誘導ベクトル心電図と標準12誘導心電図の誘導ベクトルを比較検討し、次に人体に最も近似的で簡単な模型として楕円柱模型を用い、前後径のみを4段階に変化させ、各々の image surface を作図するとともに、胴体模型の前後径変化が修正直交誘導ベクトル心電図の正規、直交性に及ぼす影響および標準12誘導に及ぼす影響について検討した。

修正直交誘導ベクトル心電図の誘導法としては、Frank 誘導法、Mc Fee—Parungao 誘導法および豊嶋らの考案した修正 Frank 誘導法を用いた（図1）。

図1 Frank誘導法と豊嶋らの考案した Frank修正誘導法

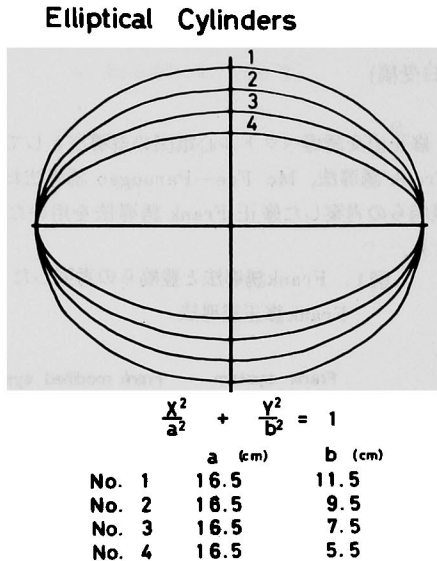


人体胴体模型の作製：人体胴体模型は日本成人男子の標準に近い体格で、第5肋間の高さにおける左右径は33cm、前後径は19cmで、胴長は68cmである。この胴体を型どって、厚さ3mmの亚克力樹脂板で中空人体模型を作製した。

つぎに、長軸および高さをそれぞれ33cm、68cmと一定にし、短軸のみ異なる4種類の中空楕円柱模型を厚さ3mmの亚克力樹脂板で作製した。短軸の長いものよりNo. 1, 2, 3, 4とした（図2）。No. 2の中空楕円柱模型の短軸の長さは19cmで、人体胴体模型の前後径と同一である。

誘導電極は直径2mm、長さ2cmの銀線を用い、各胴体模型の壁の第5肋間の高さで胴体中心より見た角度で10°間隔の点および各種誘導法の誘導点に埋め込み、壁面内に突出させ断端を除き突出部を絶縁した。

図2 短軸のみ異なる4種類の中空楕円柱
模型の横断面



人工双極子の位置：人体胴体模型のモデルとなった人の胸部レントゲン写真および解剖図譜を参考にし、胴体模型の第5肋間の高さにおける模型中心より左方へ2.5cm, 前方へ2.0cmの位置を心中心とした。

各種中空楕円柱模型においても、前後径変化の及ぼす影響についてのみ検討するために、心中心の位置はいずれも同一とし、第5肋間の高さにおける模型中心より左方へ2.5cm, 前方へ2.0cmの位置を心中心とした。

各模型における人工双極子の移動の範囲は図3に示す如くで、心中心より左右、前後、上下方向に1.5cm間隔で人工双極子を移動させた。心臓存在領域を3水平面レベルに分け、各レベル5点ずつ、計15点において誘導ベクトルの測定を行なった。

誘導ベクトルの測定：各胴体模型内を、比抵抗499Ωcm, 温度15℃の0.1%食塩水を満たし均一模型とした。人工双極子は両極共に直径1.2cmの銀板で、極間距離1.5cmである。

人工双極子を心臓存在領域の各位置に置き、Hewlett—Packard 製204C型発振器より6.0mA, 100 Herzの正弦波電流を人工双極子の左右、上下、前後方向、すなわちX, Y, Z方向に通電した。人工双極子のモーメントは9.0mA—cmである。なお胴体

模型内の任意の位置に人工双極子を移動させるためにX, Y, Z 3直交方向に正確に動く移動台に人工双極子を取りつけた(図4)。

図3 心中心と人工双極子の位置

Dipole Location

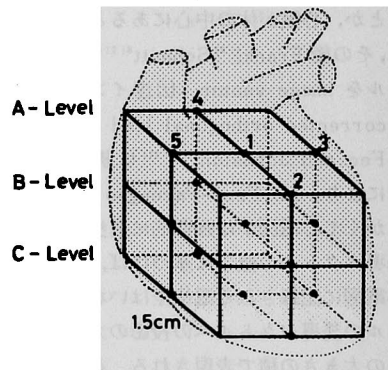
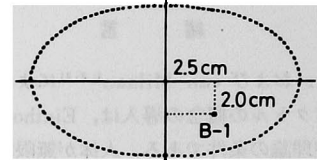
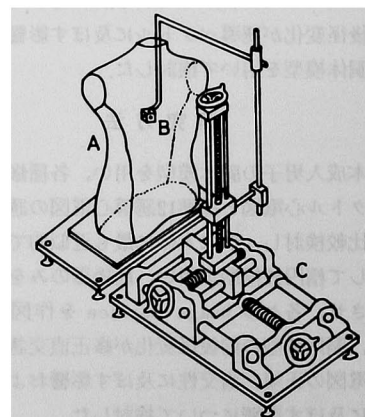


図4 誘導ベクトルの測定に用いた実験装置



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

人工双極子より X, Y, Z 各方向に通電した際、標準12誘導法および各種ベクトル心電図誘導法にあらわれた電位差を Hewlett—Packard 製403 B型電圧計で測定し、各々の誘導ベクトルの X, Y, Z 成分とした。つぎに胸体模型の第5肋間の高さに埋め込んだ誘導電極と Wilson 結合電極との間の電位差を測定し、image surfaceを描いた。

誘導ベクトルの大きさは、測定した電位差 1 mv を誘導ベクトルの 1 単位とした。

測定した誘導ベクトルの X成分においては左方を向く時を、Y成分においては上方を向く時を、Z成分においては前方を向く時をそれぞれ正とし、反対方向を負とした。これら誘導ベクトルの方向に関しては、人工双極子に日本光電製 MSE—20型簡易型電子管刺激装置をつなぎ、矩形波電流を断続的に通電し、横河電機製2901型直記式電磁オシログラフにて記録された矩形波の向きにより決定した。

以上の測定を日本成人男子の胸体模型および4種類の中空楕円柱模型について、それぞれ人工双極子を15ヶ所に移動させて繰り返した。

成 績

1. 標準日本成人男子の胸体模型を用いた時の各

表1 人体胸体模型の心臓存在領域内で人工双極子を移動させた場合の各位置での誘導ベクトルの大きさ。

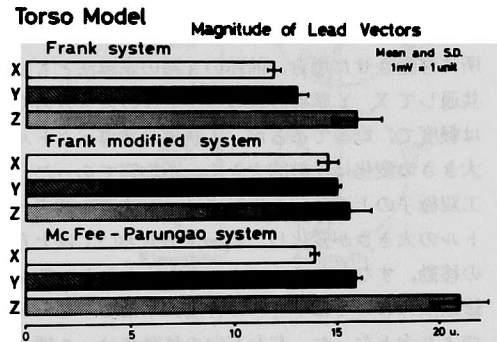
dipole location	Frank			Frank modified			Mc Fee—Parungao		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
A—1	11.9	13.7	15.8	14.8	14.8	15.4	14.0	15.7	20.6
A—2	11.9	13.4	17.0	14.7	14.8	16.4	13.8	15.8	19.6
A—3	12.7	13.5	14.1	15.6	14.8	13.8	14.2	16.0	21.8
A—4	11.9	13.7	17.1	14.7	14.8	16.7	13.9	15.8	23.2
A—5	11.7	13.6	16.5	14.3	14.7	16.2	14.1	15.4	18.7
B—1	11.9	13.0	16.1	14.7	15.0	15.8	14.0	15.9	21.1
B—2	11.8	12.7	17.7	14.5	14.9	17.1	13.9	15.9	20.3
B—3	12.7	13.1	14.3	15.6	14.9	14.0	14.3	16.3	22.1
B—4	11.9	13.6	17.2	14.6	14.9	16.8	14.0	15.9	23.7
B—5	11.6	13.0	16.9	14.2	14.8	16.5	14.0	15.6	19.4
C—1	11.8	12.5	15.0	14.2	15.2	14.8	13.8	16.1	20.6
C—2	11.7	12.3	16.2	14.1	15.2	15.8	13.6	16.1	20.4
C—3	12.4	12.5	13.6	15.1	15.3	13.2	14.1	16.4	21.5
C—4	11.7	12.8	15.9	14.3	15.2	15.7	13.6	16.1	22.6
C—5	11.2	12.5	15.9	13.8	15.2	15.2	13.7	15.8	19.3
Mean	11.9	13.1	16.0	14.6	15.0	15.6	13.9	15.9	21.0
S. D.	0.4	0.5	1.2	0.5	0.2	1.1	0.2	0.3	1.4

1 mV : 1 unit

種誘導法の誘導ベクトルの大きさと方向について。

均一人体模型を用い、人工双極子を心臓存在領域と考えられる15ヶ所に移動させて測定した3種類のベクトル心電図誘導法の X, Y, Z 誘導の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差は図5の如くであ

図5 人体胸体模型を用い、人工双極子を心臓存在領域内の15ヶ所に移動させて測定した各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差



る。Frank 法, Mc Fee 法ともに, 誘導ベクトルの大きさは $Z > Y > X$ であった。すなわち Frank 法では, Z 誘導が16.0単位, ついでY 誘導が13.1単位であり, X 誘導が最も小さく11.9単位であった。Mc Fee 法では, Z, Y, X 誘導の順にそれぞれ21.0単位, 15.9単位, 13.9単位であった。Frank 法のY 誘導のM電極とF電極を結ぶ2.90Rの抵抗を除き, X 誘導の短絡抵抗を7.15 Rから50.0 Rに変えた Frank 修正法では, Y 誘導およびX 誘導の誘導ベクトルの大きさがそれぞれ15.0単位, 14.6単位と大きくなり, Z 誘導の15.6単位とはほぼ等しくなり正規性が著しく良好となった。

表1の如く, 人工双極子を心臓存在領域内の15ヶ所に移動させた場合, 前述の3種の誘導法ともほぼ共通してX, Y 誘導の誘導ベクトルの大きさの変化は軽度で, 均等であるが, Z 誘導の誘導ベクトルの大きさの変化は比較的大きく, 不均等であった。人工双極子の上下方向の移動では, Y 誘導の誘導ベクトルの大きさが変化し, Frank 法においては上方への移動, すなわちAレベルでより大となり, Frank 修正法においては下方への移動, すなわちCレベルでより大となった。左右方向の移動では, 3種の誘導法とも共通してX 誘導の誘導ベクトルの大きさが変化し, 左方への移動, すなわちA, B, C各レベルとも3の位置で最大となった。前後方向の移動では, 各誘導法ともZ 誘導の誘導ベクトルの大きさに変化がみられ, A, B, C各レベルとも中心である1の位置より, 2, 4の位置でより大きくなる傾向がみられた。

図6 人体胴体模型を用い, 人工双極子を15ヶ所に移動させて測定した標準12誘導の各誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差

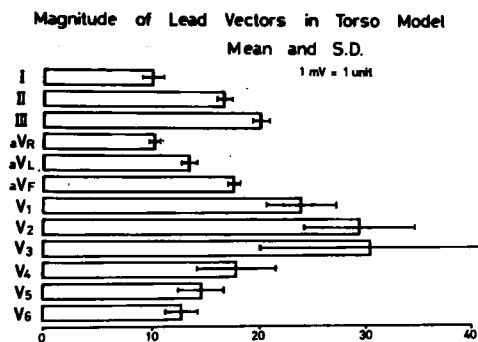


表2 人体胴体模型の心臓存在領域内で人工双極子を移動させた場合の各位位置での誘導ベクトルの大きさ。

dipole location	I	II	III	aVR	aVL	aVF
A-1	11.0	15.6	19.4	10.2	13.9	16.8
A-2	10.5	15.6	19.3	10.1	13.9	16.9
A-3	11.5	15.5	21.2	9.3	15.0	17.1
A-4	11.6	16.1	20.1	10.4	14.0	17.0
A-5	10.7	16.8	18.9	11.1	12.9	16.5
B-1	9.8	16.5	19.7	10.1	13.5	17.5
B-2	9.7	16.5	19.8	10.1	13.3	17.5
B-3	10.5	16.3	21.5	9.4	14.4	17.9
B-4	10.3	17.0	20.4	10.1	13.5	17.5
B-5	9.9	17.3	19.2	10.9	12.4	17.5
C-1	8.6	17.1	20.1	10.1	13.0	18.3
C-2	8.5	17.2	20.1	10.1	12.9	18.3
C-3	9.1	17.3	21.7	9.4	13.8	18.5
C-4	9.1	17.6	20.7	10.2	12.9	18.3
C-5	8.7	18.0	19.5	10.8	12.1	18.0
Mean	10.0	16.7	20.1	10.2	13.4	17.6
S.D.	1.0	0.7	0.8	0.5	0.7	0.6

1 mV : 1 unit

図6, 表2は同様に, 人工双極子を心臓存在領域内で移動させた場合の肢誘導の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差を示したものである。誘導ベクトルの大きさは, 平均値でみると, 標準肢誘導では $III > II > I$ となり, それぞれ20.1単位, 16.7単位, 10.0単位であった。単極肢誘導では $aVF > aVL > aVR$ となり, それぞれ17.6単位, 13.4単位, 10.2単位であった。肢誘導では, いずれも人工双極子の移動による誘導ベクトルの大きさの変化が小さく, ほぼ均等であった。I, aVL 誘導の誘導ベクトルの大きさは人工双極子の左方への移動で大となり, II, III, aVF 誘導の誘導ベクトルの大きさは下方への移動で大となり, aVR 誘導の誘導ベクトルの大きさは右方への移動で大となる傾向がみられた。

胸部誘導の誘導ベクトルの平均値と標準偏差は図6, 表3の如くで, 平均値の大きさは $V_3, V_2, V_1, V_4, V_5, V_6$ 誘導の順に小となり, それぞれ30.4, 29.4, 23.9, 17.8, 14.5, 12.7単位であった。 V_5, V_6 誘導の誘導ベクトルは, 人工双極子の移動によっても, その大きさの変化は小さく, 均等であったが, 心臓に近接した位置にある V_1, V_2, V_3, V_4 誘導では人工双極子の移動により, 誘導ベクトルの大き

表3 人体胴体模型の心臓存在領域内で人工双極子を移動させた場合の各位置での誘導ベクトルの大きさ。

dipole location	V1	V2	V3	V4	V5	V6
A-1	24.8	31.8	30.3	14.3	12.4	11.2
A-2	30.8	44.0	43.7	16.5	12.8	11.1
A-3	21.4	30.0	35.6	17.4	14.5	11.8
A-4	20.1	24.2	22.7	12.9	12.0	11.5
A-5	28.3	31.4	25.2	12.4	11.2	10.4
B-1	24.0	29.2	32.3	17.7	14.4	12.7
B-2	28.1	36.8	44.2	20.2	14.8	12.4
B-3	21.0	27.5	36.7	21.2	17.1	14.4
B-4	20.2	23.6	24.4	15.3	13.7	13.0
B-5	26.3	28.9	26.9	14.7	12.7	11.7
C-1	22.9	26.7	32.0	20.5	16.2	13.9
C-2	25.9	31.7	42.8	23.8	16.7	13.8
C-3	20.7	25.8	37.0	25.6	19.4	15.9
C-4	20.0	22.6	24.9	17.6	15.4	14.3
C-5	24.6	26.7	27.6	17.2	14.3	13.0
Mean	23.9	29.4	30.4	17.8	14.5	12.7
S. D.	3.3	5.3	10.4	3.7	2.1	1.5

1 mV: 1 unit

さの変化が大きく，非常に不均等であった。とくに，人工双極子が心臓存在領域内で心中心より前方の位置，すなわち A, B, C いずれのレベルにおいても 2 の位置にある場合に V₁, V₂, V₃, V₄ 誘導の誘導ベクトルの大きさが著しく大きくなる傾向がみられた。これは近接誘導の場合には，心臓のより近い部分の影響を強く受ける場合があることを示している。

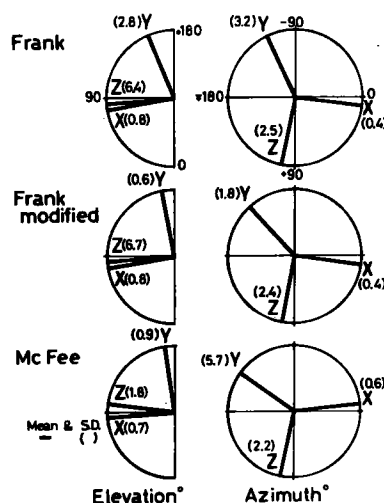
つぎに，誘導ベクトルの方向について検討した。

各誘導法の誘導ベクトルの方向は，天頂角 (Elevation) と方位角 (Azimuth) で表わし，3 種類の修正直交ベクトル心電図誘導法については，直交性をも検討するために，空間における夾角を求めた。なお天頂角は Y 軸の下方を 0°，上方を 180° とし，方位角は X 軸の左方を 0° にとり右方を 180° とし，前方を正，後方を負で表わした。

図 7，表 4 は 3 種類のベクトル心電図誘導法の X, Y, Z 誘導の誘導ベクトルの方向を天頂角および方位角で表わし，それぞれ人工双極子を心臓存在領域内の 15ヶ所に移動させた場合の平均値と標準偏差を示したものである。Frank 法と Frank 修正法を比較すると，両者とも X 誘導の誘導ベクトルの方向は良好であり，人工双極子の移動による方向の変化も

図7 各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの方向の平均値と標準偏差

Direction of Lead Vectors in Torso Model



軽度であったが，Z 誘導の誘導ベクトルは人工双極子の移動による方向の変化がやっ大きく，人工双極子の下方への移動に伴ってより下方に向く傾向がみられた。Y 誘導の誘導ベクトルの方向では，Frank 修正法が Frank 法より Y 軸からの偏位が少なく良好であり，また人工双極子の移動による方向の変化も軽度であった。Mc Fee 法は X, Y, Z 誘導の誘導ベクトルの方向がいずれも良好であり，人工双極子の移動による方向の変化も小さかった。

図8 各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルが互に空間でなす夾角の15点での平均値と標準偏差

Angle between Lead Vectors in Torso Model

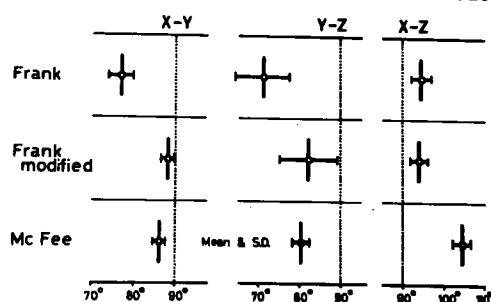


表4 人体胴体模型の心臓存在領域内で人工双極子を移動させた場合の各位置での誘導ベクトルの方向
Elevation (°)

dipole location	Frank			Frank modified			Mc Fee-Parungao		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
A-1	81.3	158.0	96.9	81.4	168.5	97.5	86.3	172.2	91.1
A-2	81.3	159.4	97.8	81.4	176.6	99.1	86.3	171.9	92.9
A-3	81.9	159.0	98.2	81.9	168.4	98.4	86.4	171.6	90.3
A-4	81.3	162.2	82.3	81.4	168.7	82.8	86.3	173.5	88.8
A-5	81.7	157.1	95.9	81.5	168.6	96.8	85.5	172.4	93.1
B-1	81.3	157.1	83.9	81.4	169.4	83.5	86.7	172.9	93.8
B-2	81.3	160.5	83.9	81.3	168.7	84.0	86.7	172.8	93.7
B-3	81.4	159.1	82.8	81.1	169.3	82.6	86.8	172.8	93.7
B-4	81.3	152.0	84.3	81.3	169.7	83.9	86.7	173.1	93.9
B-5	81.1	156.6	84.2	81.4	169.0	83.7	86.7	174.7	94.7
C-1	80.2	156.8	83.1	79.9	169.2	83.0	86.7	174.5	93.3
C-2	79.6	160.7	79.7	79.8	169.5	79.8	86.6	174.2	91.4
C-3	78.9	158.9	82.0	78.9	169.3	82.2	85.9	174.1	93.7
C-4	80.7	151.6	83.9	80.7	169.9	83.0	87.9	173.6	96.6
C-5	80.8	156.3	83.1	80.8	169.3	83.2	87.9	173.6	96.6
Mean	80.9	157.7	86.7	81.0	169.0	86.9	86.8	173.2	92.1
S. D.	0.8	2.8	6.4	0.8	0.6	6.7	0.7	0.9	1.8

Azimuth (°)

dipole location	Frank			Frank modified			Mc Fee-Parungao		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
A-1	-7.3	114.1	101.7	-7.1	135.0	100.9	-1.6	152.2	101.2
A-2	-7.8	116.6	105.9	-7.5	131.2	105.4	-3.7	149.9	98.2
A-3	-7.3	117.1	100.8	-7.1	132.3	100.2	-3.6	154.5	99.8
A-4	-7.3	120.3	97.1	-7.1	136.4	97.0	-2.9	153.4	104.0
A-5	-6.9	114.6	102.7	-6.9	136.4	101.9	-2.9	150.9	102.0
B-1	-6.8	112.0	101.2	-6.7	133.5	100.7	-3.3	149.5	101.8
B-2	-7.4	116.6	105.5	-7.2	130.8	104.6	-3.7	143.1	99.7
B-3	-6.4	115.5	100.1	-6.4	133.5	99.5	-3.6	150.9	99.4
B-4	-6.4	107.6	96.7	-6.4	135.0	96.5	-2.9	152.1	104.2
B-5	-7.0	114.1	100.6	-7.0	135.0	100.2	-3.3	146.3	100.7
C-1	-6.9	115.0	102.0	-7.0	132.1	101.0	-3.3	135.0	101.5
C-2	-7.0	117.8	103.4	-7.4	133.5	103.0	-4.2	142.4	98.5
C-3	-6.6	114.9	100.7	-6.6	132.1	99.7	-3.7	139.8	98.9
C-4	-6.5	108.1	98.7	-6.5	132.0	97.8	-3.0	146.3	106.0
C-5	-6.8	113.5	102.5	-7.2	132.1	101.8	-2.9	139.8	102.6
Mean	-7.0	114.5	101.3	-6.9	133.4	100.7	-3.2	147.1	101.2
S. D.	0.4	3.2	2.5	0.4	1.8	2.4	0.6	5.7	2.2

つぎに、各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの空間における夾角を求め、直交性について検討した(図8)。Frank法では、Y誘導を含むX-Y, Y-Zの夾角はそれぞれ77°, 72°であり、直交性は不良であったが、Frank修正法のX-Y, Y-Zの夾角はいずれも90°に近づき、直交性は著しく改善された。一方Mc Fee法では、Z誘導を含むX-Z, Y-Zの直交性がやゝ不良であったが、X-Yの直交性は良好で、またX-Y, Y-Z, X-Zの夾角では、いずれも人工双極子の移動による変化が軽度であった。

標準12誘導の誘導ベクトルの方向は、表5、6に示す如くである。標準肢誘導の方向はBurgerの三角形と同じ傾向がみられた。人工双極子を心臓存在領域内で移動させた場合の各誘導法の誘導ベクトルの方向の偏位の大きさをみると、各誘導法とも天頂角は人工双極子の上下方向の移動で変化し、方位角は左右方向の移動で変化した。肢誘導では、II, III, aVF誘導のように誘導ベクトルの方向が垂直に近い誘導の方位角の偏位がやゝ大きかった。胸部誘導では、V₁, V₂, V₃, V₄誘導のように誘導電極が心臓に近接した位置にある誘導の天頂角、方位角はいずれも人工双極子の移動による方向の偏位の程度が大きかった。一方肢誘導やV₅, V₆誘導の誘導ベクトルの方向の偏位の程度は近接誘導に比較すると軽度であった。

以上のように、修正直交ベクトル心電図誘導法の比較では、Frank法よりFrank修正法の方が正規性、直交性ともに良好であった。Mc Fee法は、直交性は良好であったが、Z誘導の誘導ベクトルの大きさがとくに大きいために正規性が不良であった。また、標準12誘導法と各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルを比較すると、人工双極子を移動させた場合、V₁, V₂, V₃, V₄誘導のように誘導電極が心臓に近い位置にある誘導の誘導ベクトルの大きさおよび方向の変化が大きく、非常に不均等であった。このことは、胸部誘導のうちV₁, V₂, V₃, V₄誘導は修正直交ベクトル心電図には表現されない情報を含んでいることを示唆した。

2. 前後径の異なる4種類の中空楕円柱模型を用いた時の各種誘導法の誘導ベクトルの大きさと方向について。

高さを68cm、長軸を33cmと一定にし、短軸の異なる4種類の中空楕円柱模型を用い、人工双極子を心臓存在領域内で移動させた場合の胴体前後径変化が

表5. 人体胴体模型の各位置における肢誘導の各誘導ベクトルの方向。

dipole location	Elevation (°)					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF
A-1	106.9	16.1	17.7	134.8	142.6	2.4
A-2	107.2	16.0	18.5	135.4	142.3	4.3
A-3	113.6	14.5	19.3	133.3	143.1	5.3
A-4	107.1	16.2	19.3	134.0	142.0	2.6
A-5	100.8	17.8	17.9	136.3	141.0	3.3
B-1	107.3	14.6	15.1	140.7	145.8	3.5
B-2	107.4	13.6	16.0	141.4	146.1	4.1
B-3	114.3	11.7	17.4	140.2	146.6	4.7
B-4	107.5	13.4	17.1	140.4	144.6	2.7
B-5	100.8	15.0	15.8	142.2	143.5	3.2
C-1	107.5	12.9	12.5	146.4	149.5	3.4
C-2	108.2	11.8	13.5	146.7	150.3	3.9
C-3	115.4	10.2	14.5	146.9	150.5	3.6
C-4	108.3	11.7	14.6	146.4	148.3	2.4
C-5	101.0	13.0	13.4	147.3	148.1	3.4
Mean	107.5	13.9	16.1	140.8	145.6	3.5
S. D.	3.6	2.0	2.1	4.9	3.1	0.8

dipole location	Azimuth (°)					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF
A-1	-4.9	14.7	-176.7	172.9	-3.3	-140.7
A-2	-5.4	18.0	-176.2	170.7	-1.4	-132.1
A-3	-5.4	17.3	-179.0	171.1	-2.6	-153.4
A-4	-4.6	12.1	-173.1	173.1	-2.7	-138.1
A-5	-4.2	12.4	-176.7	172.8	-1.3	-126.0
B-1	-5.1	16.7	-174.3	171.0	-1.2	-129.4
B-2	-5.1	21.3	-173.8	169.7	-0.6	-122.2
B-3	-5.3	21.2	-177.1	169.9	-1.8	-145.4
B-4	-4.6	14.8	-177.9	173.0	-3.2	-152.5
B-5	-4.1	15.6	-174.6	171.6	-0.5	-116.8
C-1	-5.0	19.2	-171.3	169.7	-0.4	-118.9
C-2	-5.3	24.4	-169.7	168.5	-0.5	-114.1
C-3	-3.6	24.1	-174.7	171.3	-0.9	-145.8
C-4	-4.5	17.9	-175.6	172.1	-2.4	-139.2
C-5	-2.6	15.1	-173.7	172.2	-2.1	-112.3
Mean	-4.6	17.6	-175.0	171.3	-1.6	-132.5
S. D.	0.8	3.7	2.4	1.4	1.0	13.3

表6 人体胴体模型の各位置における胸部誘導の誘導ベクトルの方向.

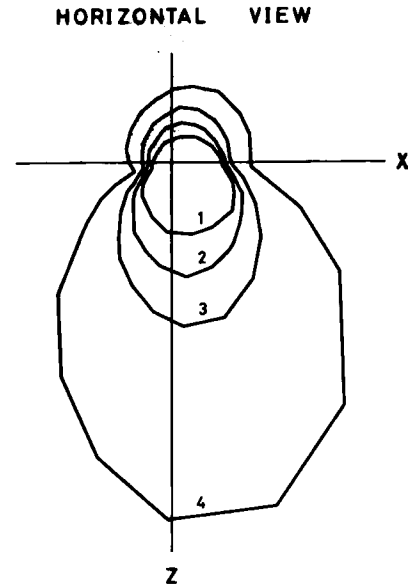
dipole location	Elevation (°)					
	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 6
A-1	131.0	128.7	106.1	96.7	109.6	116.0
A-2	127.8	124.5	100.3	92.0	109.1	117.8
A-3	134.1	128.4	103.3	88.1	101.3	109.3
A-4	134.7	131.8	112.2	102.6	112.1	116.5
A-5	128.8	129.2	110.3	105.4	118.0	123.3
B-1	138.4	135.9	115.9	102.8	114.9	121.2
B-2	136.4	135.0	111.2	97.6	113.5	122.5
B-3	140.7	137.0	113.4	95.9	107.6	114.2
B-4	141.9	139.4	120.9	108.4	116.7	120.0
B-5	137.0	136.8	119.3	110.4	122.3	127.2
C-1	145.4	144.1	124.8	109.4	119.8	125.6
C-2	144.0	142.0	122.6	105.9	119.9	127.4
C-3	147.6	144.5	123.3	103.9	114.0	119.8
C-4	147.7	146.0	128.7	114.6	122.2	125.0
C-5	144.3	144.5	128.1	116.6	126.4	131.8
Mean	138.6	136.5	116.0	103.4	115.2	121.2
S. D.	6.3	6.6	8.6	7.8	6.4	5.7

dipole location	Azimuth (°)					
	V 1	V 2	V 3	V 4	V 5	V 6
A-1	112.9	88.3	66.9	53.0	10.8	-6.5
A-2	115.8	92.1	65.3	57.6	7.6	-7.0
A-3	117.0	97.2	76.4	45.9	11.5	-9.2
A-4	110.2	88.5	68.0	50.2	12.8	-5.5
A-5	107.4	82.9	59.0	57.6	10.6	-3.9
B-1	110.8	88.0	68.2	50.5	12.5	-5.1
B-2	115.9	88.4	65.9	56.6	8.6	-6.5
B-3	114.8	95.8	76.7	46.5	13.2	-8.6
B-4	109.4	87.4	68.6	48.4	13.6	-4.0
B-5	105.5	83.1	60.5	56.1	12.2	-3.7
C-1	108.8	86.7	67.3	49.9	13.2	-3.8
C-2	113.4	87.9	66.1	54.6	10.5	-5.1
C-3	114.4	94.5	76.4	47.7	13.6	-7.2
C-4	108.4	86.9	68.6	46.6	16.5	-2.9
C-5	106.3	82.1	60.2	54.6	13.5	-3.6
Mean	111.4	88.6	67.6	51.7	12.0	-5.5
S. D.	3.6	4.4	5.4	4.1	2.1	1.9

各誘導ベクトルに及ぼす影響について検討した.

まず, 人工双極子を心中心に置いた場合の第5肋間の高さにおける各楕円柱模型の水平面の image surface を, Wilson の結合電極の電位を原点として描いた (図9). 各模型とも左前胸部に対応する

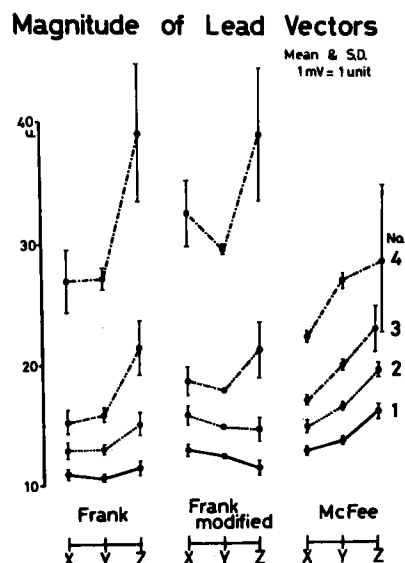
図9 人工双極子を心中心に置いた時の第5肋間レベルにおける各楕円柱模型の水平面 image surface



部分の image surface は前方へ大きく張り出しており, 胴体前後径が短くなるに従い, この傾向が強かった. 人工双極子の移動による変化としては, 人工双極子を前方に移動した際に上記の傾向がさらに強調された. このように, image surface 上での前後径の差は, 解剖学的な胴体前後径の差よりも著しく大きくなって描かれた.

つぎに, 各種ベクトル心電図誘導法の正規性, 直交性に及ぼす影響について検討した. 図10, 表7は人工双極子を心臓存在領域内の15ヶ所に移動させた場合の, 各種誘導法の X, Y, Z 誘導の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差を各模型別に表わしたものである. Frank 法では, 前後径が23cmと最も長い No. 1 の楕円柱模型 (Frank 法の理論的根拠となった実験に用いられた胴体模型に比較的近いもの)を用いた場合は, X, Y, Z 誘導の誘導ベクトルの大きさはほぼ等しく, 正規性は良好であった. 胴体前後径が短くなるに従い, Z 誘導の誘導ベクト

図10 4種類の楕円柱模型を用い、人工双極子を移動させた場合の各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差



ルの大きさが、X、Y誘導のそれより次第に大きくなる傾向がみられ、正規性が不良となった。また、Z誘導の誘導ベクトルの大きさは、前後径が短いもの程、人工双極子の移動、とくに前方への移動による変化が大きく、不均等となった。

Frank修正法について検討すると、前後径の最も長いNo. 1の楕円柱模型においては、Z誘導の誘導ベクトルの大きさがX、Y誘導の誘導ベクトルの大

きよりかなり小さく、Frank法に比較して正規性が不良であった。しかし、No. 2の楕円柱模型、これは日本成人男子の標準模型と同じ前後径を有するものであるが、この場合はZ誘導の誘導ベクトルの大きさがY誘導のそれと等しくなり、Frank法より正規性が良好となった。No. 3、No. 4の楕円柱模型では、かえってZ誘導の誘導ベクトルの大きさが、X、Y誘導より大きくなり、正規性はやゝ悪くなったが、Frank法に比較すると良好であった。Frank法と同様に、Frank修正法においても、Z誘導の誘導ベクトルの大きさの変化は、胴体前後径が短い程、人工双極子の移動による影響が大となり、不均等となった。

前後径が最も短いNo. 4の楕円柱模型では、Frank法、Frank修正法ともにX、Z誘導の誘導ベクトルが著明に大きくなったが、これは人工双極子の位置がE、C電極に余りにも極端に接近したための影響と考えられた。

一方、McFee法では、各種楕円柱模型のいずれにおいても、Z誘導の誘導ベクトルの大きさがX、Y誘導の誘導ベクトルよりかなり大きく、正規性では前述の2種類の誘導法より不良であった。

つぎに、各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの方向について天頂角および方位角を求め検討した。表8に示す如く、各誘導ベクトルの方向は、胴体前後径が短くなっても、平均値でみると殆ど変わらないが、人工双極子の移動による方向の偏位の程度が大きくなる傾向がみられた。とくに、Frank法ではY、Z誘導、McFee法ではZ誘導の各誘導ベクトルの方向が不均等であった。Frank修正法では、Frank法に比較してY誘導の誘導ベクトルは方

表7 4種類の楕円柱模型を用いて測定した各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差。

Elliptical cylinders	Frank			Frank modified			Mc Fee-Parungao		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
No. 1	10.9 (0.4)	10.6 (0.3)	11.4 (0.6)	12.9 (0.5)	12.4 (0.2)	11.4 (0.6)	12.8 (0.3)	13.7 (0.3)	16.1 (0.6)
No. 2	12.9 (0.7)	13.0 (0.4)	15.1 (1.0)	15.8 (0.8)	14.8 (0.1)	14.6 (1.0)	14.8 (0.5)	16.5 (0.3)	19.6 (0.6)
No. 3	15.3 (1.0)	15.9 (0.6)	21.5 (2.3)	18.7 (1.2)	17.9 (0.2)	21.3 (2.3)	17.0 (0.3)	20.0 (0.4)	23.0 (1.9)
No. 4	27.0 (2.6)	27.2 (0.9)	39.1 (5.6)	32.6 (2.7)	29.6 (0.3)	39.0 (5.4)	22.4 (0.4)	27.0 (0.6)	28.6 (6.3)

1 mV : 1 unit () : S. D.

表 8 4 種類の楕円柱模型を用いて測定した各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの方向の平均値と標準偏差.

Elevation (°)									
Elliptical cylinders	Frank			Frank modified			Mc Fee-Parungao		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
No.1	79.0 (0.9)	160.8 (0.9)	92.9 (10.6)	78.5 (0.8)	165.9 (1.3)	87.3 (11.0)	84.4 (0.6)	167.7 (1.3)	87.3 (2.3)
No.2	84.0 (7.3)	161.2 (1.1)	90.9 (8.9)	85.2 (8.0)	167.9 (0.3)	87.7 (9.1)	86.1 (0.8)	168.7 (1.0)	90.0 (1.1)
No.3	86.1 (5.2)	162.4 (3.0)	91.2 (7.3)	85.9 (5.0)	172.7 (2.1)	89.3 (7.6)	86.7 (0.5)	169.2 (0.9)	89.3 (3.0)
No.4	83.5 (18.9)	144.1 (1.8)	84.6 (17.6)	83.3 (18.7)	149.1 (0.6)	95.7 (17.9)	85.0 (0.4)	169.3 (1.0)	91.3 (9.5)

Azimuth (°)									
	Frank			Frank modified			Mc Fee-Parungao		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
No.1	-9.4 (0.7)	131.9 (2.9)	103.0 (1.0)	-10.7 (0.8)	137.4 (1.6)	103.0 (1.1)	-3.5 (0.4)	158.0 (3.0)	93.6 (2.9)
No.2	-10.3 (1.1)	122.0 (2.0)	102.7 (1.3)	-10.1 (0.9)	133.0 (1.3)	102.0 (1.0)	-1.4 (0.9)	154.6 (3.6)	92.4 (2.6)
No.3	-7.4 (2.6)	108.4 (5.1)	98.3 (3.2)	-7.4 (2.6)	113.9 (9.7)	98.0 (3.2)	-3.4 (0.7)	150.1 (4.5)	92.5 (3.2)
No.4	-23.2 (3.3)	132.7 (1.3)	109.5 (5.6)	-23.2 (3.3)	134.4 (0.9)	109.6 (5.6)	-1.5 (0.6)	150.4 (4.0)	93.9 (9.2)

() : S. D.

向が天頂角より180°に近くなり、また前後径が短かくなっても方向の偏位の程度が軽度であった。

図11は天頂角および方位角より各誘導ベクトルが空間でなす角度を求め、各楕円柱模型において人工

双極子を移動させた場合の平均値と標準偏差を表わしたものである。Frank 法では、Y 誘導を含む面、すなわち X—Y、Y—Z の夾角が Frank 修正法に比べると、いずれの楕円柱模型においても90°より偏位していた。極端に前後径の短い No. 4 の楕円柱模型においては、Frank 法、Frank 修正法ともに X—Y、Y—Z の夾角が90°より大きく偏位し、直交性が不良となり、また人工双極子の移動に伴う夾角の変化が大きかった。しかし、No. 1, 2, 3 の楕円柱模型においては、Frank 修正法が Frank 法よりも直交性において良好であった。一方、Mc Fee 法については Z 誘導を含む面、すなわち Y—Z、X—Z の夾角が X—Y の夾角に比し、90°より偏位する傾向がみられたが、前後径の最も短い No. 4 の楕円柱模型を除いては、人工双極子の移動による変化が軽度であり、直交性はほぼ良好であった。

表 9 は各楕円柱模型の心臓存在領域内で人工双極子を移動させた場合の標準12誘導の誘導ベクトルの大きさや方向について、それぞれ平均値と標準偏差

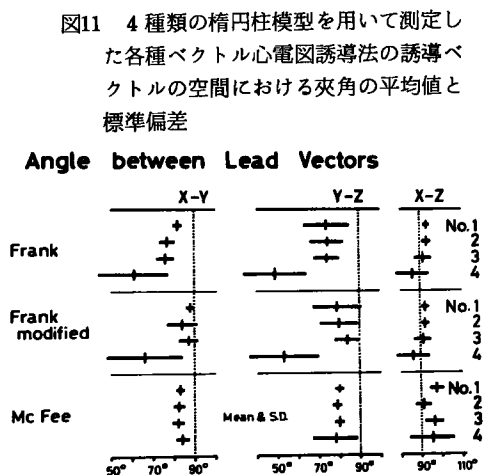


表9 各楕円柱模型における標準12誘導の誘導ベクトルの大きさと方向のそれぞれ平均値と標準偏差

Magnitude								
Elliptical cylinders	No.1		No.2		No.3		No.4	
	Mean	S. D.	Mean	S. D.	Mean	S. D.	Mean	S. D.
I	5.9	0.8	6.7	1.0	8.4	1.1	11.7	1.6
II	11.3	0.3	15.9	0.4	17.9	0.5	23.6	0.4
III	14.1	0.5	18.3	0.6	20.9	0.8	28.1	1.1
aVR	5.7	0.4	8.3	0.5	9.3	0.6	12.2	0.7
aVR	9.5	0.7	11.1	0.9	13.5	0.9	18.3	1.3
aVF	12.3	0.5	16.8	0.4	19.2	0.2	25.3	0.4
V 1	14.8	1.4	25.0	2.9	28.1	4.2	36.6	6.6
V 2	17.3	2.1	30.3	4.4	37.6	8.2	53.4	15.4
V 3	19.2	3.3	34.3	6.9	44.4	11.0	62.9	19.4
V 4	14.1	3.5	18.2	5.0	21.7	4.7	25.2	4.9
V 5	13.1	1.9	14.2	1.5	16.9	2.1	21.4	2.6
V 6	12.2	1.5	13.2	1.4	15.5	1.7	20.5	2.4

1 mV: 1 unit

Elevation (°)								
Elliptical cylinders	No.1		No.2		No.3		No.4	
	Mean	S. D.	Mean	S. D.	Mean	S. D.	Mean	S. D.
I	116.2	5.0	110.2	5.1	110.5	5.2	110.5	5.2
II	11.0	1.3	11.5	1.7	11.2	2.5	12.3	1.5
III	14.7	1.9	11.5	1.7	12.3	2.0	15.1	3.1
aVR	138.3	5.6	146.1	5.2	141.2	5.4	139.3	5.3
aVL	151.6	3.1	153.0	2.8	152.3	3.3	150.5	2.9
aVF	6.6	0.6	6.5	0.7	4.1	0.8	6.2	0.4
V 1	141.9	5.3	140.9	6.6	145.3	7.4	150.1	10.8
V 2	140.3	5.5	142.0	6.8	146.8	7.8	150.3	8.4
V 3	120.6	7.4	120.3	9.2	119.5	12.0	116.6	13.8
V 4	102.2	7.9	102.9	8.5	101.8	9.0	102.7	7.1
V 5	108.7	7.1	114.2	6.3	114.9	6.4	113.3	6.5
V 6	111.6	6.1	121.0	8.0	119.7	5.6	116.8	6.1

Azimuth (°)

Elliptical cylinders	No.1		No.2		No.3		No.4	
	Mean	S. D.	Mean	S. D.	Mean	S. D.	Mean	S. D.
I	-4.4	0.8	-7.7	4.3	-5.3	0.8	-3.4	1.0
II	33.8	4.5	14.5	4.5	26.1	3.6	32.9	4.3
III	-163.9	3.2	-165.5	4.5	-167.7	3.2	-162.3	3.6
aVR	166.8	2.2	159.6	1.9	168.3	1.6	168.5	2.2
aVL	-8.1	2.6	-13.9	2.0	-4.7	2.5	-6.3	1.6
aVF	-131.4	6.9	-121.3	2.5	-123.8	7.5	-118.2	6.7
V 1	112.6	3.4	117.1	5.0	127.9	6.8	132.6	7.6
V 2	95.3	4.3	91.8	6.5	95.8	9.1	92.0	14.3
V 3	72.9	5.0	61.7	7.6	54.4	10.0	42.0	12.5
V 4	41.8	4.7	28.2	5.5	21.9	5.4	10.8	3.9
V 5	14.6	3.2	8.3	2.9	4.6	2.2	0.8	1.8
V 6	-5.3	2.3	-6.5	1.7	-3.7	1.5	-1.9	0.9

を示したものである。

誘導ベクトルの大きさはいずれも、胴体の前後径が短くなるに従って大きくなった。肢誘導では、人体胴体模型の場合と同様に、II, III, aVF 誘導の誘導ベクトルの大きさがより大であった。肢誘導は

図12 各楕円柱模型における肢誘導の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差

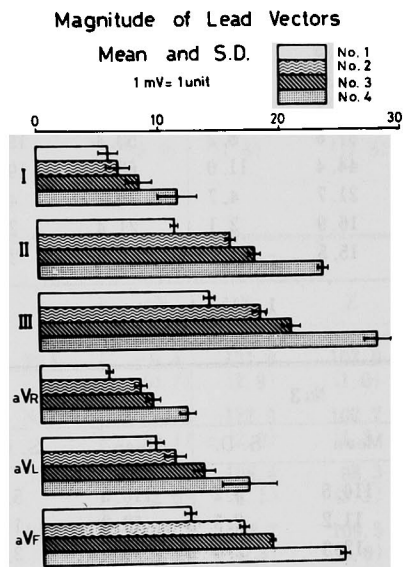
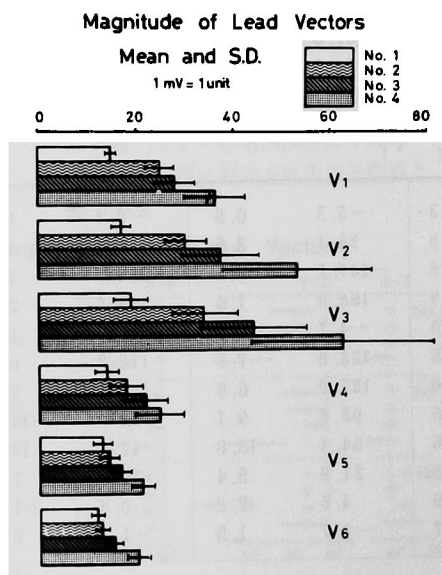


図13 各楕円柱模型における胸部誘導の誘導ベクトルの大きさの平均値と標準偏差



いずれも人工双極子の移動による誘導ベクトルの大きさの変化が軽度であり、胴体前後径が短かくなってもほぼ均等であった(図12)。

胸部誘導の誘導ベクトルの大きさも人体胴体模型の場合と同様の傾向を示し、V₁, V₂, V₃, V₄誘導のように誘導電極の位置が心臓に近接している誘導では、人工双極子の移動に伴う誘導ベクトルの大きさの変化が大きく、不均等であった(図13)。とくに人工双極子の位置が心臓存在領域内の前方にある場合に著しく不均等となった。胴体前後径が短くなるに従って、この傾向がより強調され、人工双極子の移動による誘導ベクトルの大きさの変化がより大となり、より不均等となった。

つぎに誘導ベクトルの方向について検討した(表9)。肢誘導では、前後径が短かくなっても、誘導ベクトルの方向はほとんど変化せず、また人工双極子の移動による方向の偏位も軽度であった。胸部誘導の誘導ベクトルの方向では、前後径が短くなるに従って、V₁誘導はより右上方へ、V₂, V₃, V₄, V₅, V₆誘導はより左方に向かう傾向がみられた。また誘導電極の位置が心臓に近接しているV₁, V₂, V₃, V₄誘導の誘導ベクトルの方向は、前後径が短くなるに従って、人工双極子の移動による変化がより大きく、不均等となった。

以上のように、胴体前後径変化が各誘導法の誘導ベクトルに及ぼす影響を検討したところ、胴体前後径が長い場合は Frank 法が、比較的短かい場合は Frank 修正法が、正規性および直交性においてすぐれていた。

また胸部誘導のうち、V₁, V₂, V₃, V₄誘導の誘導ベクトルの大きさおよび方向は人工双極子の移動により著しく変化し、不均等であるが、前後径が短くなるに従ってさらにこの傾向が強調された。

考 案

Einthoven の正三角形模型理論では心起電力ベクトルを考え、各誘導の曲線は心起電力の各誘導への投影であるとした。この考え方が、ベクトル心電図誘導法(Shellong, Duchosal, Grishman, Wilson-Burch, 木村法など)に影響を与えた。

しかし、この正三角形模型理論は、人体を無限、均一導体とし、心起電力の位置は右手、左手、左足を頂点とする三角形の中心にあるものと仮定している。

これらの仮定を取り除くために考え出されたのが、

Burger と van Milaan による誘導ベクトルの概念である。この理論は、心臓の起電力と誘導に現われる電位差との関係において、人体の形の不規則性および不均一な導電率を考慮したものである。すなわち誘導ベクトルは従来の誘導軸に代わるものであるといえる。

しかし、この誘導ベクトルの概念から導き出された Frank 誘導法にも、心電起力を単一定位双極子とし、人体は均一な導電率を有するものであるという 2 つの理論的前提がある。

誘導ベクトルの概念に基づけば、心電図やベクトル心電図に記録される電位差はいわゆる心起電力ベクトルといわれる誘導ベクトルのスカラー積で表される。そして後者の誘導ベクトルに関係する因子としては、双極子の位置、胴体内の伝導度の不均一性、胴体の形があげられる。これらの因子の影響についてはこれまで種々の方法で検討がなされている^{12)~17)} Frank²⁵⁾ によれば、双極子の位置の変化（1 辺 5 cm の立方体内で）は誘導ベクトルの大きさに $\pm 20\%$ 以内の変化を与えるが、人胴体の形の違いでは、 10% 以内であると述べている。しかし、胴体の形のうち、胸郭の前後径変化の影響についての検討はこれまで少ない。

一般に、日本人は欧米人に比し胸厚がうすく、胸長である。そのため臨床的にも、心電図、ベクトル心電図の診断基準に欧米人に比し差異が生じる。そこで著者はこの胴体の形、とくに胸郭の前後径の大小による誘導ベクトルの変化について検討を試みた。また、修正直交ベクトル心電図と標準 12 誘導心電図に含まれる情報を比較し、非双極子成分についても検討した。

1) ベクトル心電図と標準 12 誘導心電図との関係
均一人体胴体模型の心臓存在領域内で人工双極子を移動させて測定した誘導ベクトルの大きさおよび方向は、Frank 法、Frank 修正法、Mc Fee 法いずれもほぼ均等であった。遠隔誘導である標準肢誘導においても、同様にほぼ均等であった。しかし、胸部誘導においては、 V_1 , V_2 誘導の如く、誘導電極の位置が心臓よりやや離れた誘導では、測定した誘導ベクトルの大きさおよび方向はかなり均等であるのに対し、誘導電極の位置が心臓に近い V_1 , V_2 , V_3 , V_4 誘導では、局所別に測定した誘導ベクトルの大きさおよび方向は非常に不均等であった。

次に、前後径の異なる均一中空楕円柱模型を用いた実験では、前後径が短くなるに従って、近接誘

導である V_1 , V_2 , V_3 , V_4 誘導の局所別に測定した誘導ベクトルの大きさおよび方向の不均等さが強調された。とくに、人工双極子が心臓存在領域内でより前方に、すなわち誘導電極に近い位置にある場合に誘導ベクトルの大きさが著しく大きくなり、そのうちでも X, Y 成分に比し Z 成分の占める割合が大きかった。

このように V_1 , V_2 , V_3 , V_4 誘導などの近接誘導では、誘導電極に近い部位の心起電力がとくに強く影響を与えるため、これらの QRS 波形に含まれる心起電力に関する情報は、ベクトル心電図には表現され難い場合もあると考えられる。また、胸郭の前後径が短い場合には、近接誘導の誘導電極がより心臓に近づくために、この傾向が更に強調されるものと考えられる。

これまで、修正直交ベクトル心電図と標準 12 誘導心電図との関係については、臨床的ならびに実験的立場¹⁹⁾より種々議論されてきた。Duchosel²⁰⁾らは 102 症例について、Milnor²¹⁾らは 58 症例について、それぞれベクトル心電図と胸部誘導心電図を比較し、両者の一致性を報告している。Pipberger²²⁾らは 261 症例の標準 12 誘導心電図と修正直交ベクトル心電図に含まれる情報を比較した結果、 7.3% を除けば修正直交ベクトル心電図にすべて反映されたと述べている。

一方、Abildskov²³⁾らは 168 症例の Frank 誘導心電図と標準 12 誘導心電図を記録し、それぞれに含まれる情報を比較検討した結果、両者に含まれる情報は殆ど合致するが、一部の情報については合致しない点を強調している。Tannenbaum²⁴⁾らも 409 症例について同様の方法で検討し、とくに V_3 , V_4 誘導に含まれる情報については合致しない点が多いことを指摘している。

しかしこれらの検討に関して、豊嶋¹⁸⁾らは直交性、正規性ともに不完全な臨床ベクトル心電図をそのまま heart vector とし、また誘導ベクトルの大きさが一定であるとして、胸部誘導心電図と比較した点に問題があることを指摘している。彼らはこの点に留意し、摘出灌流犬心を用い、実験的にまず heart vector を求めたのち Frank 誘導および胸部誘導心電図の非単一定位双極子成分の検討を行っている。その結果、胸部誘導心電図でもとくに V_3 , V_4 誘導には非単一定位双極子成分がかなり存在することを指摘し、ベクトル心電図と胸部誘導心電図を誘導ベクトルの概念で定性的に関係づけることは可能だが、

定量化は困難であると述べている。

これまでの心起電力を単一定位双極子で表現する仮説は、心電図を理解する上に簡単であり、古くより提唱されている。Frank は cancellation technique¹²⁾ および体表面電位分布図²⁶⁾ 27) より心起電力はほぼ単一の定位双極子と考えてよいことを示し、Schmitt らも mirror pattern study⁶⁾ 7) 8) により単一定位双極子の妥当性を述べている。

しかし、一方では心起電力を単一定位双極子とは見做し難いとする説も多い。Okada²⁸⁾ らは SVEC III 誘導より合成した胸部誘導と実測値とを比較検討し、正常例よりも異常例において単一双極子性が悪かったと報告している。また、Taccardi²⁹⁾ 30) は体表面電位分布図を作製し、QRS 群のある時期には複数の極大と極小がみられることより、単一定位双極子では説明のつかない成分の存在を指摘している。最近山田³¹⁾ もコンピューターを用いて体表面電位分布図を記録し、非単一双極子成分の存在を認めている。

Mc Fee³²⁾ 33) らは数学的モデルについて検討した結果、胸部誘導心電図や食道誘導心電図はベクトル心電図には含まれない情報を提供することを強調している。Scher³⁴⁾ らは factor analysis を用いた研究で、17例の正常人の心電図情報の95%以上が3つの因子によって説明されるとし、双極子説では満足出来ないと述べている。Horan³⁵⁾ らも同様の方法を用いて検討した結果、8つの因子に帰すると報告している。

その他にも、非単一双極子成分あるいは proximity potential に関する研究は数多く発表されて³⁶⁾ 37) 38) いる。最近ではさらに、このような非単一定位双極子成分を説明するために、心起電力を不定位の多数の双極子の集合と考えたり、multipole theory などが提唱され、種々の理論的、実験的試みがなされている。^{39) - 45)}

以上のように、標準12誘導心電図と修正直交ベクトル心電図の波形には情報に差がみられ、とくに近接誘導である V_1 , V_2 , V_3 , V_4 誘導には単一定位双極子としては扱えない部分、すなわち proximity effect の関与があるものと考えられる。とくに日本人のように胸郭前後径が短い場合は、proximity effect の関与がより大きくなることは重要な問題といえよう。

2) ベクトル心電図の正規性および直交性について、

日本成人男子の標準体格をモデルとした均一人体

胴体模型を用いた実験では、Frank 法、Mc Fee 法ともに Z 誘導の誘導ベクトルの大きさが最も大きく、X 誘導、Y 誘導の順に小さかった。Frank 修正法では、X 誘導、Y 誘導の誘導ベクトルの大きさが大きくなり、Z 誘導の大きさとほぼ等しくなり、正規性は良好であった。誘導ベクトルの方向については、Frank 法の Y 誘導が偏位したが、Frank 修正法、Mc Fee 法では直交性は良好であった。

前後径の異なる均一楕円柱模型を用いた実験では、Frank 法、Mc Fee 法の正規性、直交性は前後径が短くなるに従って悪くなった。Frank 修正法では、前後径が比較的短い場合の方が正規性、直交性ともに良好であった。また、各誘導法ともに人工双極子の移動による誘導ベクトルの大きさおよび方向の変化は、前後径が短くなるに従って大きくなる傾向がみられた。

Frank 法は、cancellation test¹²⁾ によって検討された単一定位双極子の概念と、人体は線形抵抗性で均一であるという2つの仮説に基づいて考案された。理論的根拠となった image surface⁴⁾ は左右径33cm、前後径25cm、胴長68cmの均一人体模型の第5肋間の高さの胴体中心より左方へ3.1cm、前方へ3.7cm偏した位置に人工双極子を置いて求められた。

豊嶋¹⁰⁾ は、日本成人男子の標準体格をモデルとした、左右径33cm、前後径19cm、胴長68cmの均一人体模型を用いて実験を行い、Frank 法の Y 誘導の直交性の悪さを指摘している。その結果、M電極とF電極を結ぶ2.93Rの抵抗を除き、正規性を改善するためにX誘導の短絡抵抗を50Rに変更した Frank 修正法を考案している。

著者の実験においても、前後径が19cmの均一人体胴体模型では、豊嶋¹⁰⁾ が指摘した如く、Frank 修正法が Frank 法よりも正規性、直交性ともに良好であった。一方、前後径の異なる均一楕円柱模型を用いた実験では、Frank 法の X, Y, Z 誘導の各誘導ベクトルの大きさは、前後径と左右径の比により変化した。すなわち、前後径が日本成人男子の標準よりも長く、Frank が用いた人体胴体模型の前後径に近いものでは、Frank 法が正規性、直交性ともにより良好であったが、前後径の短いものでは、Frank 修正法がより良好であった。

Mc Fee³²⁾ 33) 34) らは、Helmholz の相反の定理より出発し、心起電力を単一定位双極子の代わりに電気的二重層として扱う誘導フィールドの概念を提唱した。この理論に基づいて、Mc Fee と Parun-

gao⁴⁶⁾はX, Y, Z各誘導軸がいずれも心中心を通るようなaxial lead systemを考案し、X誘導では左側、Z誘導では前面の心臓に近い部位では誘導電極の数を複数にし、proximity effectの影響を避けるように工夫している。彼らはこのaxial lead systemを用いて検討した結果、正常人を対象とした場合はX, Z誘導の大きさは等しく、Y誘導が25%大きい、均一胴体模型を用いた場合はX, Y誘導に比し、Z誘導が20%大きくなることを指摘するとともに、体型の影響として、扁平な胸郭ではさらにZ誘導が大きくなる点に注意を要すると述べている。

Mc Fee法を用いた著者の実験においても、X, Y誘導に比し、Z誘導の誘導ベクトルの大きさがより大きく、前後径が短くなるに従って、さらにZ誘導の大なることが強調された。一方、直交性に関してはaxial lead systemと称する如く、比較的良好であった。

誘導ベクトルに対する人工双極子の位置の及ぼす影響については、これまでいろいろと検討されている。Frankは人工双極子の位置の変化が心中心をとりかこむ5cm立方以内ならば、誘導ベクトルの大きさは20%以内、角度は5%以内の変化であると述べている。²⁵⁾ Seiden⁴⁷⁾は40例の心疾患患者の電気的心中心について検討し、90%は水平面で左前方の5cm平方内にあり、レントゲン検査による心室中心とよく一致すると述べている。一方、山田ら⁴⁸⁾は胴体模型および肺模型を用いた実験において、胴体内伝導度が不均一の場合は、均一の場合よりも心双極子の位置変化の誘導ベクトルに及ぼす影響が強調されることを示している。

著者の成績では、均一胴体模型内の心双極子の位置変化が誘導ベクトルに及ぼす影響は、胴体の前後径が短くなるに従って強調されて大きくなる傾向がみられた。

つぎに、胴体の形の不規則性や体型の違いが誘導ベクトルに及ぼす影響についても、これまで種々の方法で検討されている。Frank¹¹⁾は男女の胴体模型実験より、男女の体型の差が及ぼす影響は10%以内の変化であると述べている。Okada⁴⁹⁾は人体模型と円柱模型のimage surfaceを比較し、胴体の形の不規則性の及ぼす影響が少ないことを指摘している。一方、Hirsch⁵⁰⁾らは心臓内の各位置に挿入したカテテルの先端より発振し、誘導フィールドの検討を行った結果、標準肢誘導の大きさは心双極子の位置と体型、とくに体重と身長との比に影響されること

を指摘している。また、山田ら⁵¹⁾は成人男子、成人女子および小児の胴体模型を作製し、これらの体型の違いが誘導ベクトルに及ぼす影響を検討している。各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルに及ぼすこれら体型の影響は、誘導ベクトルの大きさの変化であると述べている。男女の誘導ベクトルにおける差異の原因としては、それぞれの心中心の位置の違いを重視している。

胴体の前後径変化の影響を検討したものでは野々川の報告⁵²⁾がある。すなわち、各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルの大きさは、胸郭の前後径を変化させてもとくに変化がみられなかったと述べている。著者の成績と異なるのは、彼の用いた胴体模型の前後径の差が少ないためと考えられる。

以上のように、胴体の前後径変化は各種ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルに影響を及ぼした。前後径が短くなるに従って、誘導ベクトルの大きさが大きくなるとともに人工双極子の位置変化の誘導ベクトルに及ぼす影響がさらに強調された。また、日本人のように胴体の前後径が比較的小さい場合は、Frank法よりもFrank修正法が正規性、直交性ともに良好であった。Mc Fee法はZ誘導の誘導ベクトルの大きさがとくに大きいため、正規性は不良であったが、Brody⁵⁴⁾らが述べている如く、直交性は良好であった。

結 論

均一人体模型および前後径のみ異なる4種類の均一楕円柱模型を用い、誘導ベクトルの観点より、修正直交ベクトル心電図と標準12誘導心電図との関係および胸郭前後径変化の誘導ベクトルに及ぼす影響について検討した。修正直交ベクトル心電図誘導法として、Frank法、Mc Fee法および豊嶋らの考案したFrank修正法を用いた。

1. V_1, V_2, V_3, V_4 誘導にはproximity effectが含まれていた。とくに、胸郭前後径が短い場合には、proximity effectが大きかった。

2. 胸郭前後径が長い場合は、Frank法がFrank修正法よりも、正規性および直交性において良好であった。

3. 胸郭前後径が比較的小さい場合は、Frank修正法がFrank法よりも、正規性および直交性において良好であった。

4. Mc Fee法はZ誘導の大きさが大きいため、正規性が不良であるが、直交性は良好であった。

5. 各種誘導法の誘導ベクトルに及ぼす心双極子の位置変化の影響は、胸郭前後径が短くなるに従って大きくなった。

(本論文の要旨は第36, 37回日本循環器学会総会および第27, 28回日本循環器学会中国四国地方会総会において発表した。)

(稿を終るに臨み、御校閲を頂いた小坂淳夫教授に深謝します。また直接御指導を頂いた原岡昭一助教授に深謝します。)

文 献

- 1) Burger, H. C. and van Milaan, J. B.: Heart-vector and leads. Brit. Heart J., 8:167, 1946.
- 2) Burger, H. C. and van Milaan, J. B.: Heart-vector and leads. II. Brit. Heart J., 9:154, 1947.
- 3) Burger, H. C. and vnd Milaan, J. B.: Heart-vector and leads. III. Brit. Heart J., 10:229, 1948.
- 4) Frank, E.: The image surface of a homogeneous torso. Am. Heart J., 47:757, 1954.
- 5) Frank, E. and Kay, C. F.: Frontal plane studies of homogeneous torso models. Circulation, 9:724, 1954.
- 6) Schmitt, O. H., Levine, R. B. and Simonson, E.: Electrocardiographic mirror pattern studies. I. Am. Heart J., 45:416, 1953.
- 7) Levine, R. B., Schmitt, O. H. and Simonson, E.: Electrocardiographic mirror pattern studies. II. Am. Heart J., 45:500, 1953.
- 8) Simonson, E., Schmitt, O. H., Levine, R. B. and Dahl, J.: Electrocardiographic mirror pattern studies. III. Am. Heart J., 45:655, 1953.
- 9) Mc Fee, R. and Johnston, F. D.: Electrocardiographic leads. I. Introduction. Circulation, 8:554, 1953.
- 10) Mc Fee, R. and Johnston, F. D.: Electrocardiographic leads. II. Analysis. Circulation, 9:255, 1954.
- 11) Mc Fee, R. and Johnston, F. D.: Electrocardiographic leads. III. Synthesis. Circulation, 9:868, 1954.
- 12) Frank, E.: Measurement and significance of cancellation potentials on the human subject. Circulation, 11:937, 1955.
- 13) Frank, E.: Determination of the electrical center of ventricular depolarization in the human heart. Am. Heart J., 49:670, 1955.
- 14) Nelson, C. V.: Human thorax potentials. Ann. New York Acad. Sci., 65:1014, 1957.
- 15) Grayzel, J. and Lizzi, F.: The combined influence of inhomogeneities and dipole location. Am. Heart J., 74:503, 1967.
- 16) 山田和生, 岡島光治, 村木寛茂, 永田昌久, 外山淳治, 岡田章: 肺の心電図におよぼす影響に関する実験的研究, 環研年報, 20:121, 1968.
- 17) 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, 1968.
- 18) 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, 1966.

- 19) 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, 阿久津暁, 菱田仁士: 胸部誘導心電図とベクトル心電図の関係, 伝達インピーダンスの観点から, 環研年報, 18: 86, 1966.
- 20) Duchosal, P.W. and Groscurin, J.R.: The spatial vectorcardiogram obtained by use of a trihedron and its scalar comparisons. *Circulation*, 5: 237, 1952.
- 21) 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, 1953.
- 22) Pipberger, H.V., Bialek, S.M., Perloff, J.K. and Schnaper, H.W.: Correlation of clinical information in the standard 12-lead ECG and in a corrected orthogonal 3-lead ECG. *Am. Heart J.*, 61: 34, 1961.
- 23) Abildskov, J.A., Street, W.W., Solomon, N. and Toomajian, A.H.: Clinical observations with the Frank precordial lead system. *Circulation*, 17: 1069, 1958.
- 24) Tannenbaum, O., Vesell, H. and Schack, J.A.: A simple corrected orthogonal lead system of electrocardiography: Correlation with the conventional twelve-lead electrocardiogram and clinical information. *Am. Heart J.*, 65: 349, 1963.
- 25) Frank, E.: An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography. *Circulation*, 13: 737, 1956.
- 26) Frank, E.: Spread of current in volume conductors of finite extent. *Ann. New York Acad. Sci.*, 65: 980, 1957.
- 27) Frank, E.: Absolute quantitative comparison of instantaneous QRS equipotentials on a normal subject with dipole potentials on a homogeneous torso model. *Circulation Res.*, 3: 243, 1955.
- 28) Okada, R.H., Langner, P.H. and Briller, S.A.: Synthesis of precordial potentials from SVEC III vectorcardiographic system. *Circulation, Res.* 7: 185, 1959.
- 29) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on dog's thoracic surface. *Circulation Res.*, 11: 862, 1962.
- 30) Taccardi, B.: Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. *Circulation Res.*, 12: 341, 1963.
- 31) 山田和生, 岡島光治, 立松広, 任書煌, 伊藤厚士, 豊嶋英明, 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, 1973.
- 32) Mc Fee, R. and Parungao, A.: On the interpretation of cancellation experiments. *Am. Heart J.*, 58: 582, 1959.
- 33) Mc Fee, R.: On the interpretation of cancellation experiments. II. *Am. Heart J.*, 59: 433, 1960.
- 34) Scher, A.M., Young, A.C. and Meredith, W.M.: Factor analysis of the electrocardiogram. Test of electrocardiographic theory: normal heart. *Circulation Res.*, 8: 519, 1960.
- 35) Horan, L.G., Flowers, N.C. and Brody, D.A.: The limits of information in the vectorcardiogram: comparative resynthesis of body surface potentials with different lead systems. *Am. Heart J.*, 68: 362, 1964.
- 36) Wyss, O.A.M. and Senn, E.: A new method of vectorcardiography. Role of proximity effects. *Vectorcardiography 1965*. Amsterdam, North-Holland publishing Co., 1966. P. 475.
- 37) 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: 951, 1966.
- 38) Brody, D.A. and Copeland, G.D.: Electrocardiographic cancellation: Some observations concerning the "nondipolar" fraction of precordial electrocardiograms. *Am. Heart J.*, 56: 381, 1958.

- 39) Brody, D.A., Evans, J.W. and Bradshaw, J.C.: The lead tensor: Its nature and prospective applications. *Am. Heart J.*, **60**:840, 1960.
- 40) Horan, L.G. and Flowers, N.C.: Recovery of the moving dipole from surface potential recordings. *Am. Heart J.*, **82**:207, 1971.
- 41) Helm, R.A.: The lead vectors of multiple dipoles located on an electrically homogeneous circular lamina. *Am. Heart J.*, **50**:883, 1955.
- 42) Helm, R.A.: The lead vectors of multiple dipoles located on a transverse plane of Frank's homogeneous torso model. *Am. Heart J.*, **52**:323, 1956.
- 43) Helm, R.A. and Chou, T.: Computation of a variable location dipole representation from body surface leads. *Am. Heart J.*, **77**:363, 1969.
- 44) Arthur, R.M., Geselowitz, D.B., Briller, S.A. and Trost, R.F.: Quadrupole components of the human surface electrocardiogram. *Am. Heart J.*, **83**:663, 1972.
- 45) 真島三郎:心発電体モデル, 最新医学, **25**:866, 1970.
- 46) Mc Fee, R. and Parungao, A.: An orthogonal lead system for clinical electrocardiography. *Am. Heart J.*, **62**:93, 1961.
- 47) Seiden, G.E.: Anatomic location of the electric heart center in patients. *Circulation*, **12**:773, 1955.
- 48) 山田和生, 岡島光治, 堀一彦, 河野光明, 水谷修, 菱田仁, 林博史, 小林利次, 永田昌久: Frank誘導法の検討——誘導ベクトルに及ぼす心双極子の位置変化の影響——環研年報, **21**:127, 1970.
- 49) Okada, R.H.: The image surface of a circular cylinder. *Am. Heart J.*, **51**:489, 1956.
- 50) Hirsch, J.L., Wachtel, H. and Kossman, C.E.: Comparison of anatomical and electrical image configurations in living human subjects. *Circulation*, **29**, 30: Suppl. III-95, 1964.
- 51) 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及ぼす影響, 環研年報, **24**:95, 1973.
- 52) Nonogawa, A.: Comparison of the lead vectors of five different vectorcardiographic systems. *Jap. Circul. J.*, **30**:1009, 1966.
- 53) Helm, R.A.: The effect of boundary contour on the distribution of dipole potential in a volume conductor. *Am. Heart J.*, **52**:768, 1956.
- 54) Brody, D.A. and Arzbaecher, R.C.: A comparative analysis of several corrected vectorcardiographic leads. *Circulation*, **24**:533, 1964.
- 55) 高安正夫: 心電図の誘導とその理論, 総合臨床, **8**:1960, 1959.
- 56) 佐野豊美: 心電図誘導理論の最近の発展, 日本臨床, **16**:369, 1958.
- 57) 豊嶋英雄: ベクトル心電図, 現代内科学大系, 循環器疾患, 中山書店, 東京, 1962.
- 58) 原岡昭一, 井谷昭, 寺坂俊明: QRS群とQRS環, 最新医学, **25**:838, 1969.
- 59) 山田和生, 菱田仁, 林博史: 各種誘導法の理論, 総合臨床, **19**:631, 1970.

**Experimental studies on the effects of
variable antero-posterior distance of the trunk
upon ECG and VCG with torso models.**

By

Toshimasa KITA

The First Department of Internal Medicine, Okayama University Medical School
(Director: Prof. Kiyowo Kosaka)

The effects of variable antero-posterior distance of the trunk upon standard 12 lead systems and three different corrected orthogonal VCG lead systems were investigated with the reference to the lead vector. Human torso model of an average Japanese adult male and four elliptical cylinders, which had fixed height and left to right distance and variable antero-posterior distance were employed as a homogeneous volume conductor. Lead vectors were measured when the artificial current dipole was placed at each of 15 points in the heart area. The following results were made in the present study.

1) The presence of proximity effect in V 1, V 2, V 3 and V 4 leads were demonstrated. These proximity effects were greater value in the models with short antero-posterior distance of the trunk.

2) The normality and orthogonality of the Frank lead system were better than those of the modified Frank lead system in the models with long antero-posterior distance of the trunk.

3) The normality and orthogonality of the modified Frank lead system were better than those of the Frank lead system in the models with relatively short antero-posterior distance of the trunk.

4) The Mc Fee lead system had better orthogonality and worse normality.

5) The effects of variable dipole locations upon the lead vectors measured with each lead systems became considerably greater, according as the shortening of the antero-posterior distance of the trunk.