From the First Medical Clinic of Nagoya University

(Director: Professor S. Hibino, M. D.)

and the Research Institute of Environmental Medicine,

Nagoya University (Director: Assist. Prof. H. Toyoshima, M. D.)

Researches for the Spatial Vectorcardiography and Electrocardiography by means of the Reconstruction Method (Part II.)

By

YASUSHI MIZUNO

(Received for Publication, Feb. 28. 1957)

逆構成法による心電圖及びベクトル心電圖の研究 (第2報)

水 野 康

名古屋大學醫學部内科第1講座 (主任 日比野進教授)

名古屋大學環境醫學研究所豊島研究室 (主任 豊島英雄助教授)

In the preceeding study, it was concluded that the ECG and VCG could be reconstructed by means of measurement of the solid angle at various lead-points subtending to each small unit region of the ventricle. Since the solid angle measurement in the preceeding study having been done only on the epicardial surface of the heart, the potential changes due to the septal and endocardial activation processes could not be obtained in detail. Therefore, in the present study, plaster model of the normal human heart without any heart disease was made and the septal, endocardial, epicardial surfaces of this plaster heart model were divided into 109 unit areas of diameter of about 1.5cm. After that, this plaster model was replaced to its original position in the body, and solid angles were measured at 33 lead points (three points of standard limb lead, six points of standard precordial leads, twenty points for polyography and four points for cube system method) to each unit area of the ventricular surface of the plaster model.

According to the electric principle in infinite volume conductor, the potential due to polarization of a unit area is presented by next equation,

$$V_b = \frac{\phi}{k} \Omega$$

where, k is a coefficient concerning dielectric condition, Ω is the solid angle at that lead point subtending to the unit area, and ϕ is a electrical moment of the electric double layer of the unit areas. Since the diameter of a unit area is too

little compared with the distance from its center to a lead point, the solid angle Ω is possible to be obtained approximately from next equation

$$\Omega = \frac{S \cos \theta}{r^2}$$

where, S is the area of the unit area, r is a distance from a lead point to the center of a unit area, and θ is an angle made by outward normal at the center of that unit area and the line from this lead point to that center. Then, the potential at this lead point

$$V = k \Omega$$

where, k is a coefficient.

The method of reconstruction of ECG and VCG was the same with that in the preceeding study. According to the bipolarity theory of Wilson, the potential at a given point without heart is possible to be obtained equivalently from the potential due to depolarization of these endocardial and epicardial unit areas. Namely, the potential at a given instant is given by algebraic summation of the potentials due to the unit areas contained within the activated region. In the present study, the potential changes during a QRS interval at the lead points were obtained dividing the ventricular activation process into eight stages.

In the vectorcardiography, the manifest vectors in each reference system were reconstructed from these potentials calculated. Standard limb lead ECGs were obtained from the potential difference between the representative point of both

extremities. Unipolar lead ECGs were obtained by subtracting one third of the sum of three extremity potentials from their potentials.

In the present study, the following facts could be confirmed. The ECG and VCG reconstructed under the assumptive ventricular activation process of Lewis and of Barker resembled the usual ECG and VCG in main features, but not in initial portions. When the direction of the septal activation is assumed as from down to up, and the free endocardial activation occurs in relatively early stage, ECG and VCG reconstructed resembled closely the usual ones. Maybe, these results suggest that the ventricular activation process of normal

human heart adopted in this study is more righteous than those by Lewis and by Barker.

Even if the activation process is the same, the electrical heart axis shifts according to the variation of anatomical heart position. But, on the other hand, electrical heart position was changed even in the same heart of same anatomical heart position, when the activation process was changed. When the mid portion of the anterior wall of the right ventricle was activated earlier, the electrical heart position took the vertical electrical position, and on the contrary, took the horizontal electrical position when the apical region was activated earlier.

緒 論

Lewis¹⁾の局限電位差説に端を発し、Wilson^{2) 3)}によって確立された新膜説の出現により、心電曲線は理論的、電気學的に解析可能となつた。以來心電曲線より求められる體表面の電位變化は、その點が心臓に生起された電氣二重層に對して張る立體角の變化に比例するものとして、心臓内電氣諸現象を適確に把握せんとする試みがつづけられて來た。而しこれに關する諸家の説明は未だ得られた心電曲線と心臓諸様相とを経験的、實驗的に結びつけたもので、實際に誘導點より心臓に對して張る立體角を測定して論じてはいない。

先に豊島、山田⁴⁾、山田⁵⁾は實際の人の心臓について、心室表面を94個の單位面積に分け立體角測定法により、 $V_b = \frac{\phi}{k} \Omega$ (V_b : 體表面上の電位、 ϕ : 電氣二重層の帶電能率、 k : 容積電導體の導電率等で定まる常數、 Ω : 體表面上の點が該電氣二重層に對して張る立體角)の式より體表面上各種誘導點に及ぼす電位を求め、單にこの數値の代數和より、種々の心室内興奮傳播過程を假定した場合の各誘導點の電位變化が追求出来ることを發表した。次いで豊島らはこの立體角數値表を用い、正常心⁶⁾、心室期外收縮⁷⁾、心筋梗塞⁷⁾、肥大心⁸⁾の心電圖、ベクトル心電圖が容易に逆構成され、臨床時に得られるそれとよく一致し、夫々の場合の心臓内電氣的諸現象を膜説の立場より從來より一層理論的、具體的に説明出来ることを發表した。而し山田の測定結果は心室表面(外膜面)についてのみ立體角を測定したもので、内面すなわち中隔面、心内膜面に關しては測定されていない。ために心内膜面、中隔面の興奮による電位變化は外膜面のそれより推定した値をとらざるを得ず、この點心臓電氣現象を詳細に追求するに不十分な憾みがある。山田⁹⁾も指摘している如く、測定に使用した心臓は收縮期と擴張期との中間と考えられるものであり、短時間ではあるが薄いフォルマリン溶液で固定した爲、多少心臓表面が收縮し、場所により若干の狂いが生じていることは容易に考えられる。又前報で述べた様に、心臓が前胸壁面に對してやや

近づきすぎて復元されたため、 C_2 、 C_3 に對して心臓前面が張る立體角が極めて大きくなり、 V_5 、 V_6 に比し、 V_2 、 V_3 の心電曲線が極めて大きく表現されていた。これらの缺點を考慮して、新しく心臓の石膏模型を作成し、心内膜面、中隔面についても單位面積に分割しその立體角を測定し各種誘導點の電位を計算した。

實驗方法

立體角測定法の骨子は山田⁵⁾の述べた方法と大體同じである。心電圖のQRS群の畫かれる間は心臓は形態的に擴張期の状態にある⁹⁾。前述の如く山田の方法によると心臓石膏模型はこの状態より多少歪んだものとなる憾みがある。今回は形、大きさ及び位置の正常な心臓を、それに入出している各血管を結紮した上摘出し、心腔内に更に適量の液體を注入することにより擴張期の状態を再現せしめ、これをフォルマリンにつけることなく直ちに粘土で心室の陰型模型を作成した。次いで心房其他の附屬物を心室の部分より除去し、瓣口部より心腔内に粘土を充分入れ、左右心腔の模型を取り、これと上述の心室の陰型模型との兩者を用いて粘土で正常心臓の心室部のみの模型を再現した。次にこの粘土の心臓模型を、中隔を含んだ中央部、右室自由壁部、左室自由壁部の三者に分割し、夫々を原型として石膏模型を作成した。自由壁内膜面の立體角測定はこの模型からでは測定困難のため、先に心腔を象つた粘土模型を原型とした石膏模型を作り、測定時には兩中隔面に之をとりつけて(第1圖b)その内膜に接する外面を用いて測定した。すなわち心臓石膏模型は上述の心室筋實質部を3分したものと左右心室腔部を象つた模型の合計5つの部分よりなり、これらを組合せる時は外觀上原心臓と全く同形の隙のない石膏塊となる(第1圖c)この心臓模型は中隔部分で金屬支持器を用いて金屬臺上に固定され、この周圍に豫め屍體で精密に測定された胸廓と心臓との關係に基づいて、後述の諸誘導點を設定した。この心臓模型に第2圖に示す様に、外膜面、中隔面、内膜面(測定の便のため心室腔を象つた石膏模型の自由壁と相接する面を代用した)上

Fig. 1. Diagram of the plaster model from the heart of human adult (anterior aspect).
a) Frontal view of the septal cast.
b) Frontal view of the negative casts of cavities plastered to the septal surfaces.
c) Frontal view of the epicardial surface of the plaster model.
Numbering points presents the centers of small unit areas.

Fig. 2. The positions of the unit areas on the septal, subendocardial and subepicardial surfaces.

に直径 1.5cm の単位圓を互に相接する様に印しづけ、その中心と誘導點との距離 r 及び中心に立てた法線と各誘導點と中心を結ぶ直線とのなす角 θ を求めた。これは先づ中隔面についてなされ (第 1 圖 a), 次にこの面上に左右の心腔を象つた模型をとりつけ、その外面すなわち内膜面について測定し (第 1 圖 b), 最後にその上に心室自由壁の模型をとりつけ、外膜面について r 及び θ 角が測定された (第 1 圖 c)。角 θ の求め方は山田の発表⁹⁾の如く、各単位圓の中心に縦横 2mm の鏡を貼付し検眼鏡を用いその點の法線方向を定め、この法線方向上の任意點 N と鏡の中心 M、誘導點 L と M、M と N の三者の距離を夫々測定し、作圖により、MN と LM のなす角を求めればこれが θ となる。

體表面上の心起電力による電位は、新膜説に従う時は $V_b = \frac{\phi}{k} \Omega$ から求められる。故に k, ϕ が一定であると考えられる場合は、電位は單に Ω の値によつて定まる。又任意の一點より任意の圓板に對して張る立體角 Ω は、
$$\Omega = 2\pi \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^{n+1} \frac{(2n)!}{2^{2n}(n!)^2} \left(\frac{a}{r}\right)^{2n} P_{2n-1}(\cos\theta) \quad r > a \dots\dots (1)$$
$$\Omega = 2\pi \left\{ 1 - \sum_{n=0}^{\infty} (-1)^n \frac{(2n)!}{2^{2n}(n!)^2} \left(\frac{r}{a}\right)^{2n+1} P_{2n+1}(\cos\theta) \right\} \quad r < a \dots\dots (2)$$

で表わされる。本測定では誘導點と單位圓板の中心との距離 r は圓板の半径 a に比して充分に大きいため、多項式 (1) の第 2 項以下は第 1 項に比し negligible order となり。

$$\Omega \approx \frac{\pi a^2}{r^2} \cos\theta \dots\dots (3)$$

の省略式を用いることが出来る。本測定の立體角はすべて (3) 式を用いて求めた。

實驗に用いた誘導點は次の 33 點である。

a) Polyography^{10) 11)} 誘導點 20 點 (第 3 圖)

1) 背面 Polyography 誘導點 8 點

D₉ の後突起を中心として半径 11cm の圓上に圖の様な 8 點を定む。

2) 水平面 Polyography 誘導點 8 點

臍高で胴周圍に圖の様な 8 點を定む。

3) 右側面 Schellong - 豊嶋法誘導點 4 點

Fig. 3. Lead-points in Polyography and Cube system VCG.

The left: Those in frontal (back) and horizontal plane Polyography.

The mid: Those in sagittal plane Polyography (Schellong-Toyoshima method).

The right: Those in Cube system VCG.

右腕のつけね下部で右前腋窩線及び後腋窩線の點及び夫々の下方 20cm の點 (この 4 點の中心は略々心臓形心の高さとなる)。

b) Cube system による spatial Vectorcardiography¹²⁾

の誘導点 4 点 (第 3 圖)

右後腋窩線で第 2 腰椎の高さ……第 1 点

左後腋窩線で第 2 腰椎の高さ……第 2 点

右前腋窩線で第 2 腰椎の高さ……第 3 点

右腕のつけね下部で右後腋窩線……第 4 点

c) 単極胸部誘導法の標準点 6 点

d) 単極肢誘導法の代表点としての 3 点

右腕のつけね下部で右前腋窩線の点……右手の代表点 S_1

左腕のつけね下部で左前腋窩線の点……左手の代表点 S_2

水平面 Polyography 誘導点の P' 点 (S_2 の下

方 27cm にあたる)……左足の代表点 S_3

測定成績

測定結果は、内臓面(中隔面を含む)を第 I 表に外臓面を第 II 表に示す。測定点は右内臓面 22 点、左内臓面 18 点、外臓面 69 点で番號は夫々第 2 圖に圖示した点の番號と對應する。単極誘導法及び cube system による spatial VCG に於ては夫々誘導点の絶対電位として求め、Polyography は各單位面積の前額面、水平面、矢状面の表現ベクトルを X 軸、Y 軸の縦横二方向に分解した數値として求めた(前額面では対象の左方上方を(+), 水平面では左方後方を(+), 矢状面では前方上方を(+))

Table I. Potentials at various lead-points calculated from the solid angle measurement. (septal and subendocardial surfaces) M. P.: Measuring points.

M.P.	LEAD POINTS													POLYGRAPHY						
	LIMB LEAD			PRECARDIAL LEAD						CUBE SYSTEM				FRONT.		HORIZONT.		SAGITT.		
	S ₁	S ₂	S ₃	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	C ₆	1	2	3	4	X	Y	X	Y	X	Y	
RIGHT ENDOCARDIUM	1	27	21	-14	173	183	40	-10	-22	-29	-10	-37	2	0	-56	42	-22	-17	27	25
	2	20	-9	-3	208	232	54	6	-28	-39	-3	-35	17	1	-69	6	-28	-34	28	5
	3	24	-14	4	86	16	81	-5	-33	-40	-3	-36	5	-6	-63	3	-25	-48	26	11
	4	29	-24	-5	161	78	-10	-28	-43	-43	8	-29	29	6	-96	3	-38	-22	31	1
	5	17	-35	-7	38	-38	-43	-35	-42	-39	20	-18	40	8	-123	-43	-58	2	21	-25
	6	13	1	1	51	-33	-51	-53	-44	-44	19	-20	43	2	-98	-40	-48	-28	25	-33
	7	5	-40	6	-11	-52	-72	-41	-44	-36	29	-4	36	9	-111	-79	-47	-3	3	-37
	8	5	-41	5	-7	-67	-82	-58	-51	-37	28	4	36	7	-87	-72	-47	-10	4	-37
	9	2	-39	10	7	-72	-87	-71	-59	-47	18	-6	39	0	-87	-55	-45	-30	16	-39
	10	1	33	1	32	80	66	53	36	28	-35	-52	-25	-9	60	117	44	-29	14	37
	11	14	36	-17	38	95	58	31	18	6	-25	-35	-20	5	21	135	10	-6	10	45
	12	14	38	-30	68	82	67	19	16	12	-13	-18	-41	9	27	101	-1	35	-16	55
	13	-17	-22	8	16	76	73	56	47	40	-28	12	-40	-16	125	32	65	-6	-10	23
	14	-4	37	4	26	80	70	45	39	35	-24	10	-55	-1	85	64	52	25	-24	53
	15	4	39	-18	-6	54	33	37	34	34	-9	19	-45	8	69	41	29	62	-28	48
	16	3	-22	-24	-22	14	-30	0	-17	-32	-1	44	-28	10	82	20	15	71	-23	29
	17	-25	33	6	-83	20	61	41	65	44	-13	27	-47	-3	93	10	57	26	-39	24
	18	-14	9	-1	-188	-137	-57	-2	19	29	37	25	-27	6	49	0	26	45	-36	11
	19	-4	-4	-5	-139	-245	-66	-68	-1	25	8	35	-9	9	32	-13	8	49	-21	4
	20	-24	2	6	-24	-167	-38	8	28	29	11	38	-15	4	50	-25	24	29	-38	11
	21	-10	-21	4	-204	-304	-151	-38	-2	21	16	39	0	8	29	-30	4	28	-24	-13
	22	-19	-37	13	-162	-183	-43	2	12	19	17	30	7	4	12	-38	7	15	4	-1
LEFT ENDOCARDIUM	1	-8	45	3	13	52	64	55	50	44	-30	-7	-25	-14	76	36	44	-13	5	27
	2	4	48	-15	35	78	78	47	44	31	-25	-33	-20	-2	53	137	23	-4	8	43
	3	2	46	-15	-29	-38	21	46	65	67	-19	-11	-27	2	56	94	19	-10	-33	8
	4	-28	30	8	-23	-21	22	37	50	48	-12	29	-23	-19	145	9	49	11	-15	-9
	5	-22	29	8	-62	-29	-18	38	52	55	-16	31	-34	-7	124	9	50	16	-23	14
	6	-1	29	-25	-45	-60	-104	-30	21	39	-25	25	-29	8	80	26	24	18	-9	43
	7	-29	-2	13	-102	-76	9	38	49	53	6	32	-17	-2	70	-44	45	14	-36	-13
	8	-23	13	2	-130	-176	-53	11	45	54	-1	42	-25	-3	101	-15	39	37	-31	0
	9	1	-62	19	25	16	30	20	8	-2	19	11	27	-2	-70	-109	-5	-7	7	-24
	10	-8	-77	15	-12	-47	-24	3	-4	-4	17	33	19	2	-82	-58	1	-3	-6	-30
	11	3	-63	2	-33	-82	-137	-83	-68	-37	22	52	3	11	-80	8	-23	8	-19	-8
	12	10	-40	-11	-1	-77	-202	-165	-105	-55	21	23	20	15	-26	-27	-40	25	-4	-12
	13	7	-8	13	61	86	64	46	12	-3	5	-17	22	-9	-109	-96	-7	-31	24	-20
	14	16	-19	9	71	77	57	25	-17	-44	10	-30	24	4	-160	-43	-27	-36	19	-7
	15	19	-15	-5	71	73	34	-9	-76	-88	11	-33	27	12	-140	16	-52	-24	16	-5
	16	17	17	1	73	97	72	34	13	-24	-5	-65	15	-1	-131	37	-58	-74	27	5
	17	18	30	-14	59	7	69	24	-22	-50	-6	-76	10	9	-112	104	-46	-35	18	16
	18	19	19	-21	70	85	42	-43	-78	-87	1	-47	10	-5	-105	61	-44	-30	23	2

Table II. Potentials at various lead-points calculated from the solid angle measurement.
(subepicardial surface)

M.P.	LEAD POINTS										POLYGRAPHY									
	LIMB LEAD			PRECORDIAL LEAD						CUBE SYSTEM				FRONT.		HORIZONT.		SAGITT.		
	S ₁	S ₂	S ₃	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	C ₆	1	2	3	4	X	Y	X	Y	X	Y	
1	5	8	-8	36	96	61	9	7	-5	-18	-27	-15	-15	-1	37	7	-9	17	17	
2	4	71	-6	76	205	98	22	8	8	-17	-31	-14	-12	-11	28	6	-14	13	16	
3	1	52	-2	111	296	177	64	24	-10	-14	-30	-11	-8	-31	46	7	-21	9	13	
4	2	33	-4	104	372	332	93	12	-17	-16	-35	-7	-10	-29	32	-2	-33	16	11	
5	-8	12	5	64	227	305	148	27	-12	-15	-36	-4	-13	-32	30	4	-41	12	-1	
6	-7	0	17	27	92	240	188	33	-9	-16	-36	-2	-13	-28	64	14	-58	15	-2	
7	-16	-32	0	-55	-81	-53	-36	-20	-12	27	55	-2	22	8	-118	-7	53	-47	-14	
8	-15	-35	7	-55	-59	-59	-36	-29	-24	35	44	14	1	-37	-159	-20	39	-26	-45	
9	-17	-34	21	-55	-88	-70	-51	-22	-10	19	58	9	-8	14	-155	19	28	-13	-37	
10	-15	-34	26	-59	-83	-65	-82	-22	-7	17	41	11	-7	-13	-122	16	2	-10	-34	
11	-17	-36	33	-74	-11	-107	-59	-14	9	5	50	-5	-7	48	-105	54	12	-14	-17	
12	-23	-28	42	-73	-115	-107	15	47	42	-4	27	-10	-13	36	-65	78	-6	-12	-16	
13	18	53	-14	111	153	-9	-10	-14	-18	-17	-31	-16	-4	-12	25	-6	-12	16	33	
14	9	45	-5	163	297	89	10	-5	-15	-18	-33	-15	-10	-6	28	6	-17	16	23	
15	-33	20	-2	151	408	177	54	33	-12	-18	-28	-6	-12	-18	4	5	-28	-6	-15	
16	-4	14	0	146	304	236	68	6	-16	-14	-30	-6	-17	-28	22	0	-5	15	0	
17	1	1	3	84	192	166	62	-18	-25	-14	-39	8	-11	-38	45	-9	-49	24	-2	
18	4	-17	33	0	-9	47	62	-3	-2	-8	-25	12	-13	-29	-2	16	-86	26	-10	
19	28	26	-14	221	147	0	-19	-20	-17	-14	-28	-10	1	-26	38	-4	-9	23	37	
20	-15	15	-11	290	337	72	9	-10	-22	-14	-30	-5	-9	-25	22	-7	-20	2	-4	
21	5	0	4	242	237	91	26	-8	-17	-16	-27	10	-11	-32	-2	-2	-48	30	0	
22	3	7	4	158	102	70	19	-12	-24	-10	-34	21	-10	-37	12	-15	-59	31	-12	
23	-4	-23	17	19	6	15	-4	-27	-29	-1	-29	32	-11	-57	-15	-24	-80	29	-32	
24	29	-3	-13	317	73	-15	-31	-27	-31	-8	-30	12	-3	-52	22	-28	-16	36	16	
25	19	-13	-7	295	71	8	-17	-26	-31	-9	-33	28	-5	-49	14	-31	-29	42	-4	
26	3	-24	54	56	-7	-25	-23	-27	-32	2	-27	47	-9	-56	-25	-37	-55	41	-40	
27	-13	13	15	-29	-77	-77	-45	-33	-27	10	-12	51	-9	-10	-38	-37	-53	27	-58	
28	20	-35	24	-54	-91	-74	-61	-38	-22	16	19	35	-15	13	-33	-13	-31	33	-27	
29	-14	7	38	-55	-87	-102	-133	-29	-12	11	27	13	-6	2	-87	33	-28	-2	-34	
30	35	-21	-14	110	-23	-42	-52	-41	-32	5	-30	38	7	-73	4	-48	-9	43	-1	
31	26	-24	-14	6	-57	-61	-47	-41	-36	19	-24	50	13	-107	-5	-68	-8	31	-21	
32	-2	-28	4	-3	-54	-30	-32	-27	-27	16	-23	59	-6	-84	-30	-48	11	34	-58	
33	3	25	-4	-40	-70	-61	-46	-37	-34	34	-11	47	5	-107	-67	-67	2	9	-53	
34	-14	-30	15	-62	-71	-53	-34	-23	-24	24	6	42	-7	-58	-101	-40	-17	7	-62	
35	-12	-34	21	-53	-70	-54	-34	-25	-20	18	10	35	-8	-43	-96	-25	-35	9	-51	
36	-9	-31	0	-49	-63	-54	-42	-35	-27	42	2	32	10	-117	-77	-57	20	-20	-52	
37	-11	-34	11	-56	-61	-66	-30	-27	-19	20	15	29	-3	-28	-120	-33	11	-6	-57	
38	-10	-31	-1	-56	-72	-54	-45	-34	-29	38	27	14	6	-77	-123	-38	44	-4	-16	
39	-20	-36	15	-36	-57	-46	-34	-23	-17	30	23	30	-7	-66	-150	-29	10	-10	-6	
40	-9	-37	20	-55	-66	-48	-33	-24	-18	22	28	23	-5	-19	-115	-11	-5	-2	-42	
41	-7	82	-11	-41	-26	-24	-21	-1	10	-20	-22	-20	-4	48	87	10	2	-2	21	
42	-3	96	-9	0	60	37	181	26	8	-17	-27	-18	-9	15	54	10	-6	4	16	
43	-7	83	-5	-4	107	107	57	43	22	-18	-29	-18	-12	88	40	12	-10	4	12	
44	-5	58	-4	14	168	255	145	63	17	-20	-32	-20	-12	52	29	14	-18	4	16	
45	-11	34	4	4	115	448	286	101	24	-17	-34	-15	-12	24	19	27	-25	2	6	
46	-14	10	24	-32	-8	144	290	142	57	-14	-14	-17	-13	15	11	67	-33	0	5	
47	10	52	-13	-43	-37	-31	-25	0	10	-19	-12	-24	5	110	116	15	4	-1	41	
48	-3	73	-9	-32	-31	-25	-16	9	17	-18	-24	-22	-4	65	85	12	2	-5	20	
49	-3	35	-9	-33	-10	12	4	42	41	-16	-19	-25	-1	51	55	17	2	-8	26	
50	-14	68	-3	-11	19	70	77	97	58	-19	-21	-25	-14	33	27	27	-8	-4	12	
51	-15	24	12	-44	-23	56	179	167	107	-18	-6	-22	-12	50	10	53	-10	-5	10	
52	-10	7	-13	-83	-80	-46	-37	-21	-16	8	12	-17	3	166	112	10	22	-16	12	
53	-16	10	-8	-65	-88	-59	-35	3	30	-12	16	-22	0	177	75	28	23	-19	13	
54	-15	40	-3	-72	-58	-32	0	44	68	-15	0	-22	-9	136	44	32	9	-9	9	
55	-13	28	-3	-55	-80	-46	-3	84	109	-13	18	-20	-4	115	16	42	18	-11	11	
56	-14	7	9	-55	-74	0	40	125	133	-13	23	-17	-6	106	19	57	11	-8	8	
57	-14	-2	23	-57	-70	-11	118	158	106	-13	17	-19	-12	61	-23	77	-4	-5	4	
58	-15	-18	-11	-61	-67	-51	-40	-27	-3	-2	35	-17	5	133	65	10	40	-25	7	
59	-17	-6	-5	-57	-72	-56	-38	0	26	-5	47	-18	-4	106	53	28	38	-18	2	
60	-14	11	-1	-50	-33	-38	-12	31	74	-14	30	-22	-10	178	20	45	23	-9	9	
61	-17	-4	4	-62	-93	-61	-3	60	107	-8	57	-20	-11	147	-31	57	27	-13	0	
62	-15	-24	27	-61	-84	-70	15	45	73	-2	60	-13	-10	90	-83	76	16	-12	-7	
63	-14	-28	-5	-60	-70	-65	-37	-28	-13	15	64	-14	6	67	-77	4	55	-34	-6	
64	-13	-21	-2	-48	-77	-68	-41	-24	3	8	82	-11	0	137	-78	21	51	-23	-7	
65	-13	-21	4	-57	-71	-57	-41	3	33	-1	35	-4	-5	134	-42	45	51	-80	-9	
66	-16	-31	21	-60	-82	-67	-33	33	57	-2	82	-12	-10	111	-105	71	33	-14	-12	
67	-13	-33	3	-58	-67	-57	-48	-28	-13	19	76	-6	1	48	-136	8	57	-28	-18	
68	-14	-15	11	-56	-77	-61	-40	-15	6	10	100	-6	-6	96	-146	34	50	-18	-17	
69	-17	-31	25	-47	-67	-73	-35	-12	3	10	65	4	-7	37	-125	43	-2	-11	-26	

にとつてある). 表現の便宜上, 各数値は $\frac{\cos\theta}{r^2} \times 10000$ で表わされている. 実際の電位は之に $\frac{\phi}{k} \pi a^2$ を乗じたものとなる.

心電図ベクトル心電図の逆構成法

本電位表を用いて心電図, ベクトル心電図を構成する方法は第1報⁶⁾の方法と略々同じである.

膜説に従えば, 第4圖aの様に興奮波が心内膜側より心外膜側に進む時, 心室脱分極部が心臓外の一Pに及

Fig. 4. Diagram illustrates the relationship between solid angle and activation process. (see text)

ぼす電位は, 第4圖bの様に興奮の到達せる心内膜面及び心外膜面の脱分極による電位変化として等價的に考えられる^{13), 14)}. 従つて心内膜及び心外膜の脱分極せる部分がP點に對して張る立體角 $\Omega \text{ end}$, $\Omega \text{ epi}$ さえ分れば, P點の電位は

$$V_p = \frac{\phi}{k} (\Omega \text{ end} + \Omega \text{ epi})$$

として求められる. (ϕ は電気二重層の帯電能率, k は容積電導体の導電率等で定まる常数. $\Omega \text{ end}$, $\Omega \text{ epi}$ は夫々心内膜, 心外膜の脱分極部がP點に對して張る立體角. 但しこの場合P點が興奮の到達した膜面の(+)側か(-)側かにあるかにより(-)或は(+)の値をとる).

今この脱分極した心内膜, 心外膜面を幾つかに分割して, 夫々のP點に對して張る立體角 Ωi を測定すれば, その代数和は

$$\sum_{i=1}^n \Omega i \text{ epi} \approx \Omega \text{ epi}, \quad \sum_{i=1}^n \Omega i \text{ end} \approx \Omega \text{ end}$$

となり, この場合のP點の電位は容易に求められる. 著者の求めた電位表は, 心内, 外膜の單位面積の分極面が各種誘導點に及ぼす電位を表わしている故, 心室の内外膜面に於ける興奮の擴がり方さえ與えられれば, その興奮到達部に含まれる番號の数値を表より求め, その逆數(脱分極することはそれだけ電位が減少することになる)を代數的に加えれば, 各誘導點のその瞬間に於ける電位が得られる. この場合心臓外任意誘導點に對する本測定値の總和すなわち内外膜面全體が分極している時の値は零でなければならない. 而し第3表に見られる様に各誘導點共, この總和は零ではない. これは勿論測定時の偶發的誤差も含まれるであろうが, 模型心臓作製の際心内膜部の心基部の部分すなわち心外膜との移行部が正確に復元出來ず, この部分の立體角の測定が完全に出來なかつたためであると推定される. 故に便宜的是であるが, 各誘導點についてこの内外膜兩者の電位總和の間のひらきを心内膜面(中隔面も含む)最上部(心基部)の部分の分極に基づく電位と見做して, この部分に興奮が及んだ時に適當に補正值として加えることにした. その数値は第III表に示す.

正常心の心室内興奮傳播過程を Lewis¹⁵⁾の想定に従つて第5圖の様に8時期に分けて考えてみる. 上述の様に, この場合心臓外の誘導點の電位変化は興奮の到達した内膜面, 外膜面のみを考慮すれば求められる. 圖中影線は附記した番號の順に進行する興奮波の前線を示す. 興奮は中隔兩側上部より下方に進み, 次いで兩心室内膜面に擴がり, 大乳頭筋の基部附近で右室前面の心外膜に傳わり, 次第に兩心室外膜面に波及する過程である. すなわち①の時期は右中隔面1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 左中隔面1, 4, 5, 7, 8の番號の領域が興奮の結果脱分極し, ②では中隔面はすつかり脱分極し, 興奮波は左右内膜面にも及び, 右内膜面3, 9, 12, 15, 16, 19, 左内膜面2, 3, 6, 12, 18が加わる. ③では更に右内膜面11, 14, 18,

Table III. Correctional values of potentials on the septal and subendocardial surfaces. (see text)

END.: The total value in the septal and endocardial surfaces.

EPI.: The total value in the epicardial surface.

R. S.: The right septal surface.

L. S.: The left septal surface.

R. E.: The right endocardial surface.

L. E.: The left endocardial surface.

	LEAD POINTS										POLYGRAPHY								
	LIMB LEAD			PRECORDIAL LEAD						SPATIAL VCG				FRONT.		HORIZONT.		SAGITT.	
	S ₁	S ₂	S ₃	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	C ₆	1	2	3	4	X	Y	X	Y	X	Y
END.	58	-39	-69	99	-321	-103	-17	-33	-67	20	-48	-121	60	-366	326	-26	16	-79	227
EPI.	-407	266	363	580	1213	999	696	578	476	-87	290	96	-459	1155	-1278	510	-229	70	-495
TOTAL	-349	227	294	679	892	896	679	545	409	-67	242	-25	-399	789	-952	484	-213	-9	-268
CORRECTIONAL VALUE																			
R.S.	58	-38	-49	-113	-149	-150	-113	-91	-68	11	-40	4	67	-132	158	-81	35	1	44
L.S.	58	-38	-49	-113	-149	-150	-113	-91	-68	11	-40	4	67	-132	158	-81	35	1	44
R.E.	116	-76	-98	-227	-298	-300	-226	-181	-136	22	-80	8	132	-263	318	-161	72	4	90
L.E.	117	-75	-98	-226	-296	-296	-227	-182	-137	23	-82	9	133	-262	318	-161	71	3	90
TOTAL	349	-227	-294	-679	-892	-896	-679	-545	-409	67	-242	25	399	-789	952	-484	213	9	268

Fig. 5. An example of assumptive activation process used for the reconstruction of ECG and spatial VCG. (Stretched line in numerical order shows the front of the activation wave).

Table IV. Potential values at various lead-points calculated basing on the activation process illustrated in Fig. 5.

STADIUM	LEAD POINTS												POLYGRAPHY								
	LIMB LEAD			PRECORDIAL LEAD						SPATIAL			VCG			FRONT.		HORIZONT.		SAGITT.	
	S ₁	S ₂	S ₃	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	C ₆	1	2	3	4	X	Y	X	Y	X	Y		
1	-6	12	-17	-309	-53	140	40	28	13	-38	12	-79	12	124	188	61	47	-39	82		
2	-83	-88	133	-333	110	307	273	141	66	9	17	46	-36	6	-200	98	-91	22	-110		
3	-101	-46	138	-478	-125	-27	153	261	219	-1	105	112	-50	339	-518	150	-16	17	-165		
4	-197	167	-15	-458	-667	-1187	-576	188	474	64	555	-59	-60	1197	-1030	245	565	-188	-198		
5	-203	-1	-13	-759	-1434	-1519	-812	-163	307	134	740	-72	-54	1471	-1036	245	656	-305	-152		
6	-211	-71	-39	-964	-1132	-906	-626	-239	55	125	590	-115	19	1178	-515	127	584	-385	-67		
7	-102	-182	3	-393	-502	-416	-280	-171	-56	112	456	-42	29	454	-649	50	345	-201	-102		
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0		

STADIUM	STANDARD LIMB ECG			UNIPOLAR ECG										V ₀ $\frac{S_1+S_2+S_3}{3}$	SPATIAL VCG					
				LIMB LEAD			PRECORDIAL LEAD								FRONT.		HORIZONT.		SAGITT.	
	I	II	III	V _R	V _L	V _F	V ₁	V ₂	V ₃	V ₄	V ₅	V ₆	X	Y	X	Y	X	Y		
1	18	-11	-29	-2	16	-13	-305	-49	144	44	32	27	-4	50	50	50	41	-41	50	
2	-5	216	221	-70	-95	146	-320	123	320	286	154	79	-13	8	-45	8	-37	37	-45	
3	55	239	184	-98	-43	141	-475	-122	-24	156	264	222	-3	106	-49	106	-113	113	-49	
4	364	182	-182	-182	182	0	-443	-652	-1166	-561	203	489	-15	491	-124	491	123	-123	-124	
5	202	190	-12	-131	71	59	-687	-1362	-1447	-740	-91	379	-72	606	-188	606	206	-206	-188	
6	140	172	32	-104	36	68	-857	-1025	-799	-519	-132	162	-107	465	-106	465	230	-230	-106	
7	-80	105	185	8	-88	97	-299	-408	-322	-186	-77	38	-94	344	-83	344	154	-154	-83	
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

V_0 = POTENTIAL VALUE OF WILSON CENTRAL TERMINAL

21, 左内膜面 10, 11, 15, 17 の領域が脱分極し, 興奮波は心外膜にも到達して, 外膜面 16, 17, 22 も脱分極した場合である. ④は内膜面は全部脱分極し, 外膜面 4, 5, 6, 12, 15, 18, 21, 23, 26, 27, 28, 29, 45, 46 にも興奮が及ぶ. ⑤は更に外膜面 2, 3, 10, 11, 14, 20, 25, 32, 34, 35, 43, 44, 50, 51, 56, 57 も脱分極し. ⑥は 1, 9, 13, 19, 24, 30, 31, 33, 37, 40, 42, 49, 54, 55, 61, 62, 66, 69 にも興奮が進み, ⑦は更に 36, 38, 39, 41, 47, 48, 52, 53, 59, 60, 65 も脱分極し, ⑧の時期は心室全体が興奮した状態である.

この 8 時期について夫々各種誘導点の電位を求める.

例えば ①の時期では S_1 (右手の代表点) の電位は, 右内膜 1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 左内膜 1, 4, 5, 7, 8 の番號に相當する電位數値を第 1 表より求め, その逆數 (本表は分極している單位面積による電位を示す故, 脱分極時はその數値だけの電位が消失したことになる) を加算し, その答 -6 がすなわち S_1 の絶對電位となる. 他の誘導点についても同様に求められ, これら各時期の絶對電位は第 4 表の様になる. 上述の内膜面の補正值に関しては, 内膜面最上部が興奮されると考えられる ④の時に加えられている.

Polygraphy については誘導点が多數のため, 計算の

複雑さをさける意味であらかじめ表現ベクトルを各面について X, Y の座標軸に分解した値を求めてあるため、各時期について興奮到達部に含まれる番號の代數和の逆數をとれば、これが直ちにその場合の X 軸、 Y 軸のベクトル要素となる。

標準肢誘導の電位は、各時期毎に、 $I=S_2-S_1$, $II=S_3-S_1$, $III=S_3-S_2$ より求められ、單極肢及び胸部誘導の電位は各誘導點の絶對電位より、Wilson 結合電極の電位として、 $\frac{S_1+S_2+S_3}{3}$ を差引いて V_R, V_L, V_F 及び $V_1 \sim V_6$ の電位が求められる。Grishman の Spatial VCG は前額面 $X=2-1, Y=4-1$, 水平面 $X=2-1, Y=1-3$, 矢狀面 $X=3-1, Y=4-1$ から各期のベクトル要素が求められる。これら各時期毎の結果は第 4 表に要約される。この電位を経時的にグラフ上に Plot すれば第 6 圖の様に、この興奮傳播過程に於ける QRS 群に関する逆構成心電圖、ベクトル心電圖が得られる。

正常心の心室内興奮傳播過程について

上述の心室内興奮傳播過程は Lewis¹⁵⁾, Barker¹⁶⁾ ら

の成績より想定されたもので、中隔面で興奮が上部より下方に擴がって行く場合である。Polyography では前額面で左上方に進み、次いで下方に轉じ、反時計式に廻轉して原點に歸っている。水平面では左方わづかに後方に進み、次いで前方に轉じ反時計式に左後方に廻轉し後方より原點に歸っている。矢狀面 Schellong - 豊嶋法では後上方に小さく進み、次いで前下方に轉じ時計式に後下方に進み原點に歸っている。Grishman の cube system による spatial VCG も大體同様の経過をとっている。

正常人から実際に撮影されるベクトル心電圖は、豊嶋^{17), 18)} は前額面で初期には左下方に向い、時計式又は反時計式に廻轉し、主部は左下方にあり、水平面では初期に右前方に進み、次いで左後方に反時計式に廻轉し、主部は左方にあり、矢狀面では初期に前方に向う部分があり、次いで時計式に後下方に廻轉すると述べている。Grishman¹⁹⁾ も cube system による spatial VCG において略々同様の成績を述べている。第 6 圖の逆構成法により得られた結果も大體これと一致しているが、詳細

Fig. 6. The ECG and spatial VCG reconstructed from the activation process illustrated in fig. 5.

Fig. 7. Another example of activation process (Activation wave proceeds from down to up in the septal surface).

に見ると、各誘導面共にその初期方向が諸家の成績と逆の方向に向っているのが見られる。この初期方向の部分は、Lewis¹⁵⁾, Barkers ら¹⁶⁾ の興奮過程に従つたため、左右中隔面の上部の興奮により生じた電気ベクトルを表現している。

Salzmann²⁰⁾, Schneider²¹⁾, Sodi-Pallares ら²²⁾, Burchell²³⁾, Scher ら²⁴⁾ は中隔の興奮は下部より上方に進むと述べている。そこで第7圖に示す様に中隔の下部より上方に興奮波が進む過程を考えてみると、逆構成法より得られる心電圖、ベ圖は第8圖(實線で示す部分)の如くなり、Polygraphy 及び cube system による spatial VCG は共にその初期方向が諸家の成績と一致する。すなわち前額面で右下方に、水平面で右方に、矢狀面で前方に向うのが見られる。著者ら^{25), 26)} は先に犬について単極及び近接双極誘導を併用して、心室中隔及び内膜の興奮過程を研究し、心室中隔の興奮は下部より上部に進むと共に、心室自由壁内膜面下部も比較的早期に興奮に入ることを報告した。この結果を考慮に入れて、上記興奮過程(第7圖)で心室自由壁内膜面の脱分極過程を1時期づつ早めてみると、その心電圖、ベ圖は第8圖點線で示すもの(④の時期以後は内膜面は全部脱分極しているため第7圖の場合の心電圖、ベ圖と同じである)となり、正常心についての諸家の報告と全くよく一致する。標準肢誘導及び単極肢誘導曲線は、手足の誘導点の代りに、S₁, S₂, S₃ の代表点で測定されているため、多少曲線に歪を生じているが大體正常像を示している。著者^{25), 26)} の犬心の興奮傳播過程の研究より導き出された。この正常心の興奮過程は、その逆構成心電圖、ベ圖が実際に撮影される心電圖、ベ圖と極めてよく一致する点よりしても、正常心の興奮過程は Lewis¹⁵⁾, Barker ら¹⁶⁾ の推論よりもむしろ著者の興奮傳播様式の方が妥当ではないか

と思考するものである。

心臓電気軸と解剖的位置との関係

心外膜面への刺激到達の時間的關係については、Lewis¹⁵⁾, Barker¹⁶⁾ らの犬心について、近接双極誘導を用いた Harris²⁷⁾ の犬、猿、猫心についての實驗結果が報告されている。最近 Sodi-Pallares²⁸⁾, Durrer ら²⁹⁾ も近接双極誘導を用いて、右室自由壁は左室自由壁に比べて興奮傳播速度が大きいことを報じている。これら諸家の結果は何れも、右室前面が早期に、左室後基部が最も遅れて興奮することを論じている。而し、Lewis¹⁵⁾ は右室前面心尖部側が比較的早く興奮するとし、Barker¹⁶⁾, Harris²⁷⁾ は右心耳尖端に近い右室前面或は左室前面中央部が最も早期に興奮に入ると報告している。豊嶋³⁰⁾ は単極誘導心電圖及びベクトル心電圖を併用して、心室内興奮傳播過程を研究し、右室前面中央部が最も早く、心尖部は比較的遅れて興奮するのを認めている。これら Barker, Harris, 豊嶋らの實驗結果を考慮して、第9圖に示す様に、内膜の脱分極過程は第7圖と同じで、唯單に外膜側で心尖部が比較的遅れて脱分極される過程を考えてみて、その場合の心電圖、ベ圖を本方法で構成してみると第10圖のようになる。Polygraphy 及び spatial VCG 共に前額面、矢狀面で時計式回轉、水平面で反時計式回轉を示し、胸部單極誘導心電圖も通常撮影される正常像とよく一致している。外膜心尖部が比較的早く脱分極する Lewis の過程に従つた第8圖では標準肢誘導で左型を、單極肢誘導で半水平位をとるに對して、本過程による時は右型及び垂直位を呈している。これら兩者の逆構成心電圖、ベ圖は共に同一位置の同一心臓について、單にその外膜側脱分極過程を多少變更したにすぎない。

Fig. 8. The ECG and spatial VCG reconstructed from the activation process illustrated in Fig. 7. (Dotted line shows the instance that the activation in subendocardial surface was assumed to begin one stage earlier than in Fig. 7).

Fig. 9. Another example of activation process. (The activation process of the subendocardial surface was the same with that in Fin. 7. That of subepicardial one was changed).

Fig. 10. The ECG and spatial VCG reconstructed from the activation process illustrated in Fig. 9.

Wilson ら³¹⁾ は単極肢並びに単極胸部誘導の QRS 群の組合せから得た心臓電気軸と心臓の解剖的位置との関係を論じ、Myers³²⁾, Goldberger³³⁾, Johnston³⁴⁾ らは心電図の QRS 群の形態より心臓の解剖的位置を詳細に定め得ることを考えている。一方 Grant³⁵⁾ は生前の心電図と死後剖見とを比較して、心臓電気軸の方向とは無関係に、心臓の解剖的位置と回転の變化は極めて少いことを論じている。著者は前報に於て、同一位置の同一心臓でも興奮傳播過程が多少變化するだけで、心臓電気軸の方向は、Wilson のいう立位より水平位までのあらゆる位置をとり得ることを発表した。今回も同一位置に固定した同一心臓模型で得られたものであり、單に外膜側で、心尖部が比較的早期に脱分極する時は、心電図が水平位に近づき、この部分が比較的遅れて脱分極すると想定される時は立位に近づくのが認められた(本模型心臓の解剖長軸は心尖部を前方 32 度、左方 30 度に向けた位置をとっている)。勿論心臓の解剖軸の變化によつて

心電図上の電気軸が變化を受けることは當然で、前報の比較的立位に固定された心臓模型(解剖軸は心尖部を前方 30 度、左方 15 度に向けている)で立位の電気軸を示す興奮過程と全く同一の過程(第 7 圖)で本模型心臓による電位表から逆構成される心電図では半水平位を示すが見られる(第 8 圖)。Wilson らのいう單極誘導心電図の QRS 群から求められる心臓電気軸は勿論個人間の心臓の解剖的位置の變動によつても影響されるであろうが、同時に興奮傳播過程の變化も與つて力があることが考えられる。

總 括

1) 正常心の石膏模型を作成し、中隔面、内膜面、及び外膜面を 109 個の單位面積に分け、Polygraphy 誘導點 20 點、spatial VCG 誘導點 4 點、胸部誘導點 6 點、單極肢誘導點 3 點、合計 33 點について、各々の單位面積の張る立點角を測定し、各誘導點に單位面積の及ぼす電位を表示した。

2) 立體角計算より得た電位表を用いて Lewis, Barker らの正常心に於ける興奮傳播過程に従つた場合の心電圖, ベクトル心電圖を逆構成した。

3) 本逆構成法で求めた心電圖, ベ圖より, 正常心に於ける中隔面の興奮は Lewis, Barker らの報告の如く上部より下部に進むのではなく, 著者らの報告の如く下方より上方に進むと考える方が妥當であることを示した,

4) 同一位置に固定された心臓でも, 心室外膜面への興奮到達の變化によつて, 心臓電気軸が變化することを示した。すなわち右室前面中央部が早期に興奮すれば電気軸は垂直位に近づき, 心尖部が早期に興奮すれば水平位に近づくことを知つた。これは心臓電気軸は必ずしも心臓の解剖的位置と関連しないことを示唆する。

撰筆するに當り御校閲並びに御指導を賜りたる恩師日比野教授並びに環境醫學研究所豊嶋助教授に厚く感謝の意を表す。

(本論文の要旨の一部は日本循環器學會第18回總會に於て發表した。)

REFERENCES

- 1) Lewis, T., Arch. Int. Med., 30: 267, 1922.
- 2) Wilson, F. N., Macleod, A. G. and Barker, P. S., J. Gen. Physiol., 16: 423, 933.
- 3) Wilson, F. N., Rosenbaum, F. F. and Johnston, F. D., Advances Int. Med., 2: 1, 1949.
- 4) Toyoshima, H. and Yamada, K., *Annual Report of the Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University*, 4: 137, 1952.
- 5) Yamada, K., Japanese Circulation J., 18: 262, 319, 1954.
- 6) Mizuno, Y., *ibid.*, 19: 397, 1955.
- 7) Yamada, K., Nagoya J. Med. Sci., 17: 322, 1954.
- 8) Matsunami, B., Japanese Circulation J., 19: 387, 1955.
- 9) Wiggers, C. J., *Circulation*, 5: 324, 1952.
- 10) Toyoshima, H. and Otani, K., *Annual Report of the Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University*, 1: 84, 1947-49.
- 11) Toyoshima, H. and Otani, K., Nippon J. Angiocardi., 14: 136, 1950.
- 12) Grishman, A., Borun, E. R. and Jaffe, H. L., Am. Heart J., 41: 483, 1951.
- 13) Ashman, R., *Essentials of Electrocardiography, the McMillan Company*, 1945.
- 14) Toyoshima, H., *Sogo-rinsho*, 3: 378, 1954.
- 15) Lewis, T., Phil. Tr. Roy. Soc., 206: 181, 1915. 207: 221, 1916.
- 16) Barker, P. S., Macleod, A. G. and Alexander, J., Am. Heart J., 5: 720, 1930.
- 17) Toyoshima, H., J. Nagoya Med. Ass., 57: 111, 1943.
- 18) Toyoshima, H., Matsunami, B., Matsuoka, T., Yamada, K. and Mizuno, Y., *Annual Report of the Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University*, 5: 113, 1953.
- 19) Scherlis, L., Lasser, R. P. and Grishman, A., Am. Heart J. 42: 235, 1951.
- 20) Saltzman, S., Arch. f. Physiol., 20: 233, 1907.
- 21) Schneiders, Ztschr. f. Biol., 65: 465, 1915.
- 22) Sodi-Pallares, D., Rodriguez, M. I., Chait, L. O. and Zuckerman, R., Am. Heart J., 41: 569, 1951.
- 23) Burchell, H. B., Essex, H. E. and Pruitt, R. D., *Circulation*, 6: 161, 1952.
- 24) Scher, A. M., and Young, A. C., Circ. Res., 3: 535, 1955.
- 25) Toyoshima, H. and Mizuno, Y., Japanese Circulation J., 19: 108, 1955.
- 26) Toyoshima, H. and Mizuno, Y., *Annual Report of the Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University*, 7: 94, 1955.
- 27) Harris, A. S., Am. J. Physiol., 134: 319, 1941.
- 28) Sodi-Pallares, D., Bisteni, A., Medrano, G. A. and Cisneros, F., Am. Heart J., 49: 587, 1955.
- 29) Durrer, D., Tweel, L. H. and Blickman, J. R., Am. Heart J., 47: 192, 1954. 48: 13, 1954.
- 30) Toyoshima, H., Yamada, T., Yamada, K., Itatsu, H., Kato, K. and Tomida, Y., *Annual Report of the Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University*, 5: 102, 1953.
- 31) Wilson, F. N., Johnston, F. D., Rosenbaum, F. F., Erlanger, H., Kossmann, C. E., Hecht, H., Cotsim, N., Menzens de Oliveri, R., Scarsi, R., and Barker, P. S., Am. Heart J., 27: 19, 1944.
- 32) Myers, G. B. and Klein, H., *ibid.*, 35: 727, 1948.
- 33) Goldberger, E., *Unipolar Electrocardiography, Philadelphia, Lea & Febiger*, 1949.
- 34) Johnston, F. N., Am. Heart J., 43: 306, 1952.
- 35) Grant, R. P., *Circulation*, 7: 890, 1953.