健常者ならびに虚血性心疾患患者における運動負荷時の Gベクトルの変化に関する研究

大阪大学医学部第一内科（指導 阿部 裕教授）

石川 澄

G-VECTOR CHANGES IN EXERCISE STRESS TEST IN HEALTHY ADULTS AND
PATIENTS WITH ISCHEMIC HEART DISEASE.

Kiyomu ISHIKAWA, MD

The First Department of Medicine, Osaka University Medical School

概要 Gベクトルは心室内での興奮伝播過程により影響されず、一次性T変化、二次性T変化の鑑別に有用な情報を与えるものと期待されている。本研究では従来計測が煩雑であつたGベクトルの臨床応用を可能にするため、コンピュータを用いた心電図データ処理システムを開発するとともに、このシステムを用いて運動負荷前後のGベクトルを計測することにより、心筋虚血に基づく一次性T変化の評価を試みた。対象は健常群28例、労作性狭心症群15例、陳旧性心筋硬塞群12例であり、半臥位自転車エルゴメータにより多段階負荷を行ない、修正フランク誘導を用いて負荷前後の空間平均QRSベクトル、空間平均Tベクトル、Gベクトルの変化を検討した。健常群では負荷により、QRSベクトル、Tベクトルとも大きさの減少とともに方向の変化を認めた。GベクトルはQRSベクトルに比しより大きく減少するとともに、その方向も左後上方に変移し、健常者でも負荷により一次性T変化が生じることが示唆された。労作性狭心症群では負荷により、健常群に比し有意に大きいTベクトル変化を認めたが、Gベクトルも大きく変化し、健常群に比しより強い一次性変化が生じたことが示唆された。心筋硬塞群では安静時からGベクトルの大きさの減少、方向の異常を認め、硬塞群におけるTベクトルの異常には心筋壊死による一次性T変化が関与しているものとおもわれた。Gベクトルの方向の変移は負荷により生じた虚血の部位、または壊死巣から遠ざかる傾向を認めたが、その傾向は下壁虚血～下壁硬塞群において著明であつた。以上の結果より、Gベクトルの計測は心筋虚血の評価に有用な情報を提供するものとおもわれた。

1. 緒 言

虚血性心疾患患者では運動負荷によりST segmentの異常とともに、T波も大きく変化することが多い。従来より、負荷試験の判定にはST接合部の偏位が重視されてきたが、T波に関しては定性的に扱われていたにすぎなかつた。その理由

の一つは、T波の変化は心筋局所または全体における活動電位波形の変化によつても生じ（一次性変化）、また興奮伝播過程の変化によつても生じるからである（二次性T変化）。したがつて運動負荷時のT波の変化を解析するためには、興奮伝播過程（QRSベクトルに反映される）との関係においてTベクトルをみることが不可欠となる。

Gベクトルは心筋各部における活動電位波形の

〔昭和54年2月19日受稿〕

不均一性により生じると考えられ¹⁾, 興奮伝播過程により変化しないことが理論的にも²⁾, 臨床的⁴⁾にも証明され, 一次性T変化を反映する指標とみなされている⁶⁾. したがって負荷時におけるGベクトルの変化を解析すれば, 負荷により生じた心筋虚血による一次性T変化を二次性変化と区別して評価することが可能であり, 負荷によるT変化の解釈に有用な情報が得られるものと期待される. しかしGベクトルの計測は従来の方法では煩雑であり, 測定誤差も大きかったため, 十分に臨床応用されるには至らず, 運動負荷による変化の検討もほとんどなされてはいなかった. そこで本研究ではコンピュータを用いた自動計測システムを開発するとともに, これを用いて負荷前後のGベクトルの変化を解析し, 心筋虚血がGベクトルに与える影響を検討した.

2. 対象および方法

2-1. 対象

健常成人群(H群), 労作性狭心症群(EA群), 陳旧性心筋硬塞群(MI群)を対象とした. 健常群は心疾患を疑わせる症状, 所見がなく, 胸部X線像, 安静時心電図に異常を認めない健常成人28例である(年齢22~69才, 平均 41.8 ± 12.3 才). 労作性狭心症群は, 運動負荷により再現性をもって誘発され, 安静またはニトログリセリン錠舌下投与により速やかに軽快する狭心発作を有する症例15例である(年齢46~76才, 平均 55.2 ± 8.3 才). 労作性狭心症群について, 運動負荷により標準十二誘導心電図で, $V_3 \sim V_6$ にのみ 0.1mV 以上の虚血性ST低下を認めたものを前壁虚血群(EA 1群, 5例)とし, $V_3 \sim V_6$ およびII, III, aVFの双方に異常を認めたものを前壁および下壁虚血群(EA 2群, 10例)とした. なお, II, III, aVFのみにST変化を示すものは含まれていなかった. 心筋硬塞群は標準十二誘導心電図に異常Q波を認め, 過去に定型的な心筋硬塞発作の既往を有する12例を用いた(年齢42~72才, 平均 58.1 ± 9.9 才). 心筋硬塞群について $V_1 \sim V_6$ のいずれかに異常Q波を認めるものを, 前壁中隔硬塞群(MI 1

群, 6例)とし, II, III, aVFに異常Q波を認める6例を下壁硬塞群(MI 2群)とした. いずれも最後の硬塞発作から6カ月以上経過したものを用いた. また対象に用いた症例はいずれもジギタリス剤, 抗不整脈剤, Ca拮抗剤など心電図に影響を与える可能性のある薬物は服用していなかった. 労作性狭心症15例中10例, 心筋硬塞12例中8例に冠動脈造影を施行し, 全例に75%以上の冠狭窄の存在を確認した.

2-2. 負荷方法

半臥位自転車エルゴメータ(モナーク社製)を用いて, 多段階負荷を行なった. 負荷量は $150\text{kpm}/\text{min}$ より始め, 3分毎に $150\text{kpm}/\text{min}$ ずつ増加させた. T波とP波の重畳を避けるため, 目標心拍数を $130/\text{min}$ とし, 目標心拍数に達する前に狭心痛あるいは極度の下肢の疲労, 息切れ, 危険な不整脈が出現した場合にはその時点で負荷を中止した.

2-3. 心電図データ採取と処理

運動負荷による過度の呼吸, 体動による基線動揺をさけるため, 本研究ではフランク誘導の下肢誘導を腸骨前上棘内側におく, 修正フランク誘導法⁷⁾により心電図を採取し, 負荷前と負荷終了直後のデータを用いて解析した.

運動負荷心電図処理システムは, フランク誘導心電図増幅器(三栄測器), アナログデータレコーダ(TEAC R-100), 患者監視モニタ(三栄測器), A-Dコンバータ(Hewlett-Packard 5610A), コンピュータ(NEAC 3200モデル30, 記憶容量16K語), 入出力CRTグラフィックターミナル(Tektronix 4012)からなる.

心電図データはリアルタイムに, またはいつたんだータレコーダに入力してから, A-Dコンバータによりサンプリング頻度 480Hz でデジタル化した後, オンラインでコンピュータに入力する. デジタル化されたXYZ3軸の心電波形をスムージングおよび基線補正した後, 5心拍の平均波形を求め, 以下のパラメータの計算を行なった. なお加算平均に際しては, 期外収縮, 補充収

縮を除外するとともに、先行T波との重畳、期外収縮後ST-T変化を避けるため、その前後の心拍も除外した⁸⁾。

2-4. パラメータの計測

直交3軸誘導の加算平均波形から空間平均QRSベクトル、空間平均Tベクトル、空間平均Gベクトル（以下それぞれQRSベクトル、Tベクトル、Gベクトルと略す）、QRS-T夾角を自動計測した。QRSベクトル、TベクトルはそれぞれQRS波、T波が直交3軸誘導で基線と囲む面積のベクトル和として与えられ、GベクトルはQRSベクトルおよびTベクトルの和として与えられる。QRSベクトルの計測に際しては心房脱分極波（Ta波）の影響をできる限り少なくするため、QRS波の面積は3軸中最も早くP波が出現する点から、ST接合部までを時間積分して求め、またT波の面積としてはST接合部よりT波が3軸中最も遅れて基線に復するまでを用いた。U波に関してはその成因が未だ充分明らかでないが、本研究ではU波を含めてTベクトルを求めた。各ベクトルはその大きさと方向を極座標で表現し、大きさは $\mu V \cdot \text{sec}$ で表わし、方向は水平面となす角度である上下角（S-I

angle, 上を正）、前額面からの前後角（A-P angle, 前を正）、矢状面からの左右角（L-R angle, 左を正）であらわした。

3. 結 果

健常群、労作性狭心症群、陳旧性心筋硬塞群に運動負荷心電図処理システムを用いて多段階負荷を施行し、負荷前後のQRSベクトル、TベクトルおよびGベクトルの大きさと方向を比較検討した。負荷前の心拍数、pressure-rate productは3群の間に有意差はなかった。負荷終了直後計測時点での心拍数は健常群、労作性狭心症群、心筋硬塞群それぞれ 114.4 ± 14.8 , 112.3 ± 12.1 , $105.2 \pm 11.2/\text{min}$, pressure-rate productは 18668 ± 1341 , 18239 ± 1692 , $17978 \pm 2520 \text{ mmHg/min}$ でいずれも有意差はなかった。各群における負荷前後のQRSベクトル、TベクトルおよびGベクトルのそれぞれの大きさと方向、QRS-T夾角の平均値をそれぞれ表に示した（表1～4）。

3-1. 健常者における安静時および運動負荷後のQRS, T, Gベクトル

健常群では安静時におけるQRSベクトル、Tベクトル、Gベクトルの大きさは、それぞれ $36.8 \pm$

表1. 運動負荷前後におけるQRSベクトルの大きさと方向の変化

number	healthy adult 28		effort angina EA 1 5		pectoris EA 2 10		myocardial infarction MI 1 6		MI 2 6	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
magnitude before ex.	36.8	13.4	39.0	15.1	44.7	18.8	30.1	10.9	35.9	13.6
post ex. (% mag.)	27.0 (78.2)	9.0 (26.0)	33.8 (87.4)	11.8 (10.2)	32.5 (73.1)	15.0 (25.0)	27.1 (84.2)	11.6 (17.0)	34.4 (95.6)	18.5 (39.5)
S-I angle before ex.	-43.9	17.3	-43.0	7.7	-41.5	15.8	-51.3	34.3	-23.8	17.9
post ex. (deviation)	-25.6 (16.4)	30.6 (21.3)	-43.0 (0.8)	11.3 (8.1)	-32.5 (9.0)	38.0 (28.1)	-34.3 (17.0)	37.6 (22.6)	-26.6 (-2.8)	21.6 (19.2)
A-P angle before ex.	-12.5	9.1	-1.4	4.5	-5.0	5.5	-21.7	23.2	-7.7	23.0
post ex. (deviation)	-28.6 (-16.1)	21.3 (16.4)	-14.8 (-13.4)	11.4 (15.8)	-20.2 (-15.2)	12.4 (13.2)	-22.8 (-4.9)	29.5 (13.3)	-14.0 (-8.4)	29.2 (21.9)
L-R angle before ex.	42.7	17.7	46.6	7.6	47.4	15.8	15.7	21.7	57.3	21.3
post ex. (deviation)	29.1 (-13.6)	22.3 (18.8)	26.3 (-20.4)	37.0 (39.4)	32.9 (-14.5)	16.1 (22.3)	1.8 (-13.9)	34.2 (16.8)	47.6 (-9.7)	18.8 (15.6)

運動負荷前後での有意差： * $P < 0.1$, ** $P < 0.05$, *** $P < 0.01$

健常群との有意差： * $P < 0.1$, ** $P < 0.05$, *** $P < 0.01$

magnitude: 大きさ($\mu V \cdot \text{sec}$), S-I angle: 上下角, A-P angle: 前後角, L-R angle: 左右角,
before ex.: 負荷前, post ex.: 負荷後, % mag.: 負荷前に対する百分率, deviation: 負荷前か
らの偏位角 略号は以下各表とも共通

表2. 運動負荷前後におけるTベクトルの大きさと方向の変化

number	healthy adult		effort angina pectoris		myocardial infarction		myocardial infarction	
	28		EA 1	EA 2	MI 1	MI 2	MI 2	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
magnitude								
before ex.	56.2	22.4	39.5	15.5	44.4	28.9	39.4	9.4
post ex.	34.6	13.2	20.0	8.0	23.5	11.4	20.1	6.3
(% mag.)	(65.1	24.9)	(50.0	5.8)	(78.9	74.8)	(55.1	22.2)
S-I angle								
before ex.	-25.9	12.3	-31.0	25.4	-6.5	47.3	-34.0	48.8
post ex.	-8.6	14.0	1.4	42.1	27.8	44.5	-7.0	41.2
(deviation)	(15.4	14.6)	(22.8	47.6)	(20.1	32.3)	(26.7	24.6)
A-P angle								
before ex.	21.1	9.2	20.2	16.8	23.1	10.6	11.5	11.0
post ex.	20.7	13.4	17.0	14.7	7.4	28.7	19.5	9.9
(deviation)	(-0.1	12.8)	(-3.3	9.5)	(-13.9	23.3)	(8.0	9.1)
L-R angle								
before ex.	53.6	9.9	46.4	18.1	35.2	22.2	20.5	31.2
post ex.	61.8	10.8	32.1	47.1	12.0	37.0	44.4	30.4
(deviation)	(8.6	10.1)	(-14.0	37.9)	(-22.6	36.6)	(23.8	25.8)

運動負荷前後での有意差: *P<0.1, **P<0.01, ***P<0.001

健常群との有意差: *P<0.1, **P<0.05, ***P<0.01

表3. 運動負荷前後におけるGベクトルの大きさと方向の変化

number	healthy adult		effort angina pectoris		myocardial infarction		myocardial infarction	
	28		EA 1	EA 2	MI 1	MI 2	MI 2	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
magnitude								
before ex.	87.2	29.6	74.4	15.0	74.8	35.6	57.1	25.1
post ex.	50.1	15.5	36.5	15.5	26.7	8.7	32.2	17.2
(% mag.)	(61.9	23.8)	(48.2	16.3)	(40.1	18.1)	(51.8	17.0)
S-I angle								
before ex.	-35.5	9.9	-39.6	11.9	-36.9	26.8	-59.6	20.1
post ex.	-28.4	10.0	-43.6	21.1	-5.3	35.4	-35.0	31.4
(deviation)	(7.1	9.9)	(-4.0	10.9)	(33.1	26.4)	(24.6	21.2)
A-P angle								
before ex.	7.5	5.9	8.0	7.1	6.8	10.0	-3.4	7.0
post ex.	-1.4	9.6	-6.7	4.8	-25.1	21.6	-2.1	19.2
(deviation)	(-9.4	9.4)	(-13.2	5.3)	(-31.1	16.7)	(0.9	16.7)
L-R angle								
before ex.	52.7	9.0	48.5	10.3	45.8	17.6	21.9	23.2
post ex.	62.1	12.6	41.8	28.4	30.8	37.6	33.3	36.8
(deviation)	(9.5	12.0)	(-6.5	18.5)	(-15.0	33.4)	(11.4	36.9)

運動負荷前後での有意差: *P<0.1, **P<0.05, ***P<0.01, ****P<0.001

健常群との有意差: *P<0.1, **P<0.05, ***P<0.01

表4. 運動負荷前後におけるQRS-T夾角の変化(単位: 度)

number	healthy adult		effort angina pectoris		myocardial infarction		myocardial infarction	
	28		EA 1	EA 2	MI 1	MI 2	MI 2	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
before ex.	43.7	14.4	32.9	19.9	62.3	38.9	46.4	21.0
post ex.	70.2	27.0	88.2	24.4	115.9	36.6	81.0	41.5
(deviation)	(26.5	26.8)	(55.8	42.4)	(53.6	37.3)	(34.6	32.9)

運動負荷前後での有意差: *P<0.1, ***P<0.01

健常群との有意差: **P<0.05, ***P<0.01

● 健常群 (平均値±SD)

労作性狭心症群

× 前壁虚血群 (EA1群)

● 前壁+下壁虚血群 (EA2群)

陳旧性心筋硬塞群

▲ 前壁硬塞群 (MI1群, △: 右側半球を向くもの)

■ 下壁硬塞群 (MI2群)

図1. 安静時におけるGベクトルの方向の球面座標表示 (左側半球)

13.4, 56.2 ± 22.4 , $87.2 \pm 29.6 \mu\text{V} \cdot \text{sec}$ であった。負荷直後には各ベクトルとも負荷前に比し有意に減少したが、Gベクトルの減少率 (負荷前値の $61.9 \pm 23.8\%$) はQRSベクトルの減少率 (負荷前値の $78.2 \pm 26.0\%$) に比し、有意に大きかった。各ベクトルの方向は、安静時には表1, 2, 3に示したように、QRSベクトルは左下後方を (上下角 $-43.9^\circ \pm 17.3$, 前後角 -12.5 ± 9.1 , 左右角 $42.7 \pm 17.7^\circ$)、Tベクトルは左下前方 (上下角 $-25.9 \pm 12.3^\circ$, 前後角 $21.1 \pm 9.2^\circ$, 左右角 $53.6 \pm 9.9^\circ$)、Gベクトルは下左方を (上下角 $-35.5 \pm 9.9^\circ$, 前後角 $7.5 \pm 5.9^\circ$, 左右角 $52.7 \pm 9.0^\circ$) を向いた (図1)。負荷後にはQRSベクトルは負荷前に比し、右上後方に (上方へ $16.4 \pm 21.3^\circ$, 後方へ $16.1 \pm 16.4^\circ$, 右方へ $13.6 \pm 18.8^\circ$)、Tベクトルは左上方へ (左方へ $8.6 \pm 10.1^\circ$, 上方へ

(● 負荷前の方向, ○ 負荷後の方向)

図2. 健常群におけるGベクトルの運動負荷による方向の変化 (左側半球)

$15.4 \pm 14.6^\circ$) 変位した。Gベクトルは左上後方へ変位したが、その程度は小さかった (上方へ $7.1 \pm 9.9^\circ$, 後方へ $9.4 \pm 9.4^\circ$, 左方へ $9.5 \pm 12.0^\circ$, 図2)。

3-2. 虚血性心疾患患者におけるQRS, T, Gベクトル

3-2-1. 労作性狭心症

安静時には各ベクトルとも健常群とほとんど有意差を認めなかった (表1~3)。Gベクトルの大きさはEA1群 $74.4 \pm 15.0 \mu\text{V} \cdot \text{sec}$, EA2群 $74.8 \pm 35.6 \mu\text{V} \cdot \text{sec}$ と健常群より小さかったが、EA1群にのみ有意差を認めた。Gベクトルの方向は両群とも健常群と有意差を認めなかった (図1)。

負荷前後の比較ではQRSベクトルは大きさの減少率、方向の変化とも健常群と変わらなかった。Tベクトルは負荷により両群とも健常群に比しより大きく変化した。すなわち、Tベクトルの大きさはEA1群で健常群に比し、より著明に減少し (負荷前値の $50.0 \pm 5.8\%$)、負荷前後の方向の変化はEA1群では上方へ変位したが、その変位角は健常群と有意差がなく、EA2群では健常群

× → × 前壁虚血群 (EA1群, ×: 右側半球を向くもの)
 ● → ○ 前壁+下壁虚血群 (EA2群, ●: 右側半球を向くもの)

図3. 労作性狭心症群におけるGベクトルの運動負荷による方向の変化 (左側半球)

に比し有意に右後方に変位した。QRS-T夾角は両群とも負荷により開大したが(表4), その程度は両群とも健常群に比し大きかった。Gベクトルの大きさはEA1群, EA2群とも負荷により減少し, それぞれ負荷前の $48.2 \pm 16.3\%$, $40.1 \pm 18.1\%$ となつた。Gベクトルの方向は負荷によりEA1群では下方へ $4.0 \pm 10.9^\circ$, 後方へ $13.2 \pm 5.3^\circ$, 右方へ $6.5 \pm 18.5^\circ$ 動き, EA2群では上方へ $33.1 \pm 26.4^\circ$, 後方へ $31.1 \pm 16.7^\circ$, 右方へ $15.0 \pm 33.4^\circ$ 動いたが, 健常群の変化と比較して有意差を示したのはEA1群の下方への変位, EA2群の上後右への変位であつた(図3)。

3-2-2 陳旧性心筋硬塞群

安静時の各ベクトルは健常群と有意の差を認めた(表1~3)。TベクトルはMI1群では有意に小さく($39.4 \pm 9.4 \mu V \cdot sec$), 方向はMI1群では健常群に比し右方に偏り, MI2群では右上方向へ偏つていた(図1)。Gベクトルの大きさはMI1群 57.1 ± 25.1 , MI2群 $62.8 \pm 37.1 \mu V \cdot sec$ といずれも健常群に比し小さかつた。Gベク

▲ → ▲ 前壁硬塞群 (MI1群, ▲: 右側半球を向くもの)
 ■ → □ 下壁硬塞群 (MI2群, ■: 右側半球を向くもの)

図4. 陳旧性心筋硬塞群におけるGベクトルの運動負荷による方向の変化 (左側半球)

トルの方向は, MI1群では左下方向(上下角 $-59.6 \pm 20.1^\circ$, 前後角 $-3.4 \pm 7.0^\circ$, 左右角 $21.9 \pm 23.2^\circ$)を向き, 健常群に比べ右下後方向に偏り, またMI2群では左上前方向(上下角 $17.5 \pm 48.7^\circ$, 前後角 $13.7 \pm 17.4^\circ$, 左右角 $33.3 \pm 34.3^\circ$)を向き, 健常群に比し, 上方に偏つていた。すなわち両群とも硬塞部位から遠ざかる方向に変位し, その変位の大きさはMI2群の方が大きかつた(図1)。負荷前後の比較ではTベクトル, Gベクトルとも大きく動く症例を認めたが, 全体としては分散が大きく, 一定の傾向を認めなかつた(図4)。

4. 考 案

4-1. Gベクトルの概念とその臨床応用

心電図ST segment, T波は心筋活動電位波形を反映し, 心筋虚血, 変性, 壊死などにより活動電位が影響されると心電図ST segment, T波に変化が生じる。すなわちST segmentは静止電位の異常(TQ segmentの変化)と活動電位第2相の変化を, T波は再分極相(第3相)の変化を反映

し、それぞれ虚血性心疾患の診断に有用な情報を与える。しかし従来より負荷心電図の診断においてST segmentの変化は重要視されてきたが、T波に関しては定性的に取扱われ、明確な診断基準が作られていなかった。その理由の一つはT波の判定に際しては、一次性T変化（興奮伝播過程の変化によらないT変化）と二次性T変化（興奮伝播過程の変化に伴って起こるT変化）を鑑別する必要があるからである。

Wilsonはventricular gradientの概念を提唱し¹⁾、QRSベクトルとTベクトルから合成されるGベクトルの変化が、一次性T変化を反映することを示した。すなわちWPW症候群や脚ブロックなど二次性T変化を伴う症例では興奮伝播過程に異常があつても、各部の活動電位波形は変わらないため、Gベクトルは保存されるが⁴⁾⁵⁾、虚血などにより局所の活動電位波形に変化が生じると、Gベクトルが変化し一次性的のT変化が生じると考えられる。このGベクトルとT波の関連は、その後の研究により、理論的にも実験的にも支持されてきたが²⁾³⁾⁹⁾¹⁰⁾、Gベクトルの計測が容易でないため、臨床的にはあまり普及せず、とくに運動負荷時のGベクトルの変化、その心筋虚血との関係に関する系統的な研究はほとんどなされていない。しかし近年のコンピュータを用いた情報処理技術の向上により¹¹⁾¹²⁾、Gベクトルを比較的容易に精度良く計測することが可能となり、臨床的にGベクトルを再評価しようとする研究がでてきた。本研究ではコンピュータを用いた自動計測システムを開発し、健常群と虚血性心疾患群を対象として負荷前後におけるGベクトルの変化について検討した。

4-2. 運動負荷がGベクトルに及ぼす影響

本研究で対象として用いた健常群では、安静時のGベクトルの大きさは $87.2 \pm 29.6 \mu V \cdot sec$ であり、その方向は下方へ $35.5 \pm 9.9^\circ$ 、前方へ $7.5 \pm 5.9^\circ$ 、左方へ $52.7 \pm 9.0^\circ$ 振れ、左下やや前方を向いた。この結果を同様にFrank誘導を用いた諸家の報告と比較すると、真島ら¹³⁾は16～33才の男女で大きさが $88.0 \pm 25.7 \mu V \cdot sec$ 、仰角 $45^\circ \pm 15^\circ$ 、

方位角 $36^\circ \pm 16^\circ$ 、竹下¹⁴⁾は18～30才の男子で大きき $127.0 \pm 39.6 \mu V \cdot sec$ 、仰角 $46.9 \pm 10.9^\circ$ 、方位角 $16.0 \pm 11.0^\circ$ 、31～50才男子で大きき $110.2 \pm 29.1 \mu V \cdot sec$ 、仰角 $47.6 \pm 11.3^\circ$ 、方位角 $19.0 \pm 13.0^\circ$ と報告している。これらの報告と今回の結果には多少の差異が認められるが、年齢構成の違い、半臥位での記録であることなどが影響しているものと考えられる。

Gベクトルは活動電位持続時間の長い部分から短い部分へと向うことが理論的に説明されているが²⁾³⁾、microelectrodeを使用した実験によれば活動電位持続時間は心室壁局所では心内膜側より、心外膜側の方が短く¹⁵⁾¹⁶⁾¹⁷⁾、また心尖部と心基部では心尖部の方が短いことが認められている¹⁸⁾。したがって正常心のGベクトルは、局所の各心室壁では心内膜側から心外膜側へ向い、心室全体としては心基部から心尖部に向うと考えられる(図5)。今回の成績においても、Gベクトルの方向は心尖部(左前下方向)へ向つたが、このことは上記の理論を裏付けている。

次に運動負荷を行なうと、QRSベクトル、Tベクトルはいずれも大きさと方向に変化がみられ、QRS-T夾角は開大した。同時にGベクトルは大きさが負荷前の62%に減少し、方向は左上後へ変位した。この結果は運動負荷後に生じたTベクトル

→ 局所Gベクトルの方向
⇨ 心臓全体のGベクトルの方向

図5. 正常心臓におけるGベクトルの方向

の変化は、QRSベクトルの変化（興奮伝播過程の変化）に伴う二次性的変化と、活動電位の変化に基づく一次性的変化の両方の効果が含まれていることを示している。すなわち、運動負荷によつて健常者でもGベクトルが変化し、Tベクトルの大きさの減少とQRS-T夾角の開大が生じると解釈される。

この負荷時のGベクトルの変化には負荷による心拍数の増加に伴うQT短縮が大きく影響しているが、QT短縮には活動電位波形の変化（たとえば活動電位持続時間の短縮）と心室内伝導速度の増大が関与すると考えられる。活動電位波形の変化は、カテコールアミン、アセチルコリン、心筋張力、温度、pHなど種々の要因で起こるが、中でもカテコールアミンは活動電位第0相、第3相を急峻化させ、活動電位持続時間の短縮をおこすことが知られている¹⁹⁾。負荷時にはカテコールアミンの分泌が主たる原因となつて活動電位持続時間の短縮が起こり、その結果、Gベクトルの大きさの減少が生じるのであろう。二次性的T変化に関しても活動電位第0相の急峻化による伝導速度の増加が関係すると思われるが、井上ら²⁰⁾は、立方体心発電体モデルを用いたシミュレーションにより、プルキンエ線維(V_1)および固有心筋(V_2)の伝導速度が大きいくほど、QRS-T夾角は小さくなるが、両伝導速度の比(V_1/V_2)が大きくなるとQRS-T夾角は大きくなることを示している。この理論にあてはめると、運動負荷時にはプルキンエ線維の伝導速度が相対的に大きくなつてQRSベクトルの方向が変化し、これがGベクトルの減少と相まつて、QRS-T夾角を開大させたものと解釈することができる。

また負荷によるGベクトルの変化には心臓の位置の変化も考慮する必要がある。健常例で負荷によりQRS、T、Gベクトルがいずれも上方に変位したことは、心臓の長軸が上方に振れた可能性を示唆している。

4-3. 心筋虚血とGベクトルの変化

次に心筋虚血がGベクトルに及ぼす影響を、労

作性狭心症と陳旧性心筋硬塞症の患者で検討した。

まず、労作性狭心症群では、安静時のGベクトルは健常群とほとんど差を認めなかつた。労作性狭心症例での負荷によるGベクトルの減少は、心筋虚血による活動電位の異常に基づくことは明らかであるが、活動電位にいかなる異常が生じた結果であるかを詳細に説明することは困難である。通常労作性狭心症では虚血は内膜側に強く出現すると考えられており、主として内膜側心筋の活動電位の変化がGベクトルに反映されたものとおもわれる。活動電位第2相の変化は主としてST-segmentに、第3相の変化はT波に反映されるが、この他静止電位（第4相）の上昇が基線（TQ線）を変え、みかけ上ST-segmentの偏位を生じることにも知られている。これらのすべての変化が総和されたものが、Gベクトルの変化として反映されたと解釈される。

心筋硬塞のGベクトルは安静時において、大きさ、方向とも異常を認めた。すなわち、健常者に比し、大きさが小さく、方向は前壁硬塞では左下後方向を、下壁硬塞では上方向を向いた。陳旧性硬塞では、硬塞の中心部に線維化が起こり、活動電位が消失しているため、局所のGベクトルは存在し得ないと考えられる。したがつて心臓全体のGベクトルは硬塞部位を除外した部分のGベクトルのみの和となるので、大きさが小さくなるばかりではなく、方向も硬塞巣から遠ざかる方向を向くのであろう。負荷によるGベクトルの方向の変化には硬塞部位と一定の関係を認めなかつたが、これは負荷により新たに生じた虚血部位が硬塞巣周辺、反対側と多様にわたつていたためであると推測される。

5. 結 論

以上、運動負荷時のGベクトルの変化について検討したが、これをまとめると次のことが結論される。

1) 健常者においてもGベクトルは運動負荷によつて変化する。

2) 労作性狭心症では、安静時のGベクトルは健常者と差はないが、運動負荷後の変化は健常者より著明である。

3) 陳旧性心筋硬塞では、安静時においてもGベクトルの大きさ、方向に異常が認められる。

4) Gベクトルの方向は、虚血の部位と関係し、前壁硬塞では右下後方向を、下壁硬塞では上方向を向き、労作性狭心症においても、負荷後のGベクトルの方向は、虚血部位を反映する。

以上から、Gベクトルは心筋の虚血性変化を反映する一つの指標として計測する価値はあるが、従来のST segmentやT波のパターンに基づく診断法と比較してどれだけの利点があるかについては、なお今後の検討を要する問題が残っている。その第一は、Gベクトルには個体差があり、成績に示したように健常者でも分散が非常に大きいことである。第二は、Gベクトルには、T波に関する活動電位の持続時間差だけではなく、TQ segmentやST segmentに関係する第4相や第2相の異常も含まれるということである。これらを区別した方がよりGベクトルの意義が大きくなると考えられるが、各相を明確に分けることは理論的にも技術的にも困難である。このような問題はあるものの、Gベクトルの概念は、活動電位の変化と心電図変化を結びつける理論として、今後さらに臨床的な検討を加える価値があると考えられる。

文 献

- 1) Wilson FN, et al: The determination and the significance of the areas of the ventricular deflections of the electrogram. *Amer Heart J* 10: 46, 1934.
- 2) Burger HC: A theoretical elucidation of the notion "ventricular gradient". *Amer Heart J* 53: 240, 1957.
- 3) Haas HG: Ein Beitrag zur Theorie des Ventrikelgradienten. *Cardiologia* 36: 321, 1960.
- 4) Pantridge JF: Observations on the electrocardiogram and ventricular gradient in complete left bundle branch block. *Circulation* 3: 589, 1951.
- 5) Berkun MA, et al: The spatial ventricular gradient: Intermittent Wolf-Parkinson-White syndrome, intermittent left bundle branch block and ventricular premature contraction. *Circulation* 13: 562, 1956.
- 6) Abildskov JA, et al: The primary T wave—A new electrocardiographic waveform. *Amer Heart J* 81: 242, 1971.
- 7) Isaacs JH, et al: Vector-electrocardiographic exercise test in ischemic heart disease. *JAMA* 198: 139, 1966.
- 8) 石川 澄, 他: 臨床データのオンライン自動計測(第14報)運動負荷心電図のベクトル解析システムの開発. *日本ME学会雑誌* 16巻特別号: 98, 1978.
- 9) Lepeschkin E: *Modern electrocardiography: The P-Q-R-S-T-U*. Williams and Wilkins, Baltimore, vol 1, 1951.
- 10) Gardberg M and Rosen IL: Experimental verification of Wilson's derivation of the principle of the ventricular gradient. *Circulation Research* 4: 835, 1961.
- 11) Pipberger HV, et al: Automatic screening of normal and abnormal electrocardiograms by means of a digital electronic computer. *Proc Soc Exper Biol & Med* 106: 130, 1961.
- 12) 奥村満磨, 他: 空間心室 gradient の恒常性の臨床的検討. 間歇性 WPW 症候群を用いて. *心臓* 7: 1270, 1975.
- 13) Mashima S, et al: The normal ventricular gradient determined with Frank's lead system and its relation to the heart rate change induced by various procedures. *Studies on the ventricular gradient I. Jap Heart J* 5: 337, 1964.
- 14) 竹下 勇: 空間心室グラディエントの定量的分析(第1報)正常空間心室 gradient. *Jap Circulation J* 34: 335, 1970.
- 15) Burgess MJ, et al: The sequence of normal ventricular recovery. *Amer Heart J* 84: 660, 1972.
- 16) Van Dam RT and Durrer D: Experimental study on the intramural distribution of the excitability cycle and on the form of the epicardial T wave in the dog heart in situ. *Amer Heart J* 61: 537, 1961.
- 17) Spach MS and Barr RC: Ventricular intramural and epicardial potential distributions during ventricular activation and repolarization in intact dog. *Circulation Research* 37: 243, 1975.
- 18) Schafer H: *Das Elektrogramm*. Berlin-Goettingen-Hiderberg, Springer-Verlag, 1951.
- 19) Wit AL, et al: Electrophysiology and pharmacology of cardiac arrhythmias. IX. Cardiac electrophysiologic effects of beta adrenergic receptor stimulation and blockade. *A. Amer Heart J* 90: 521, 1975.
- 20) Inoue M, et al: Theoretical analysis of T-wave polarity based on a model of cardiac electrical activity. *J Electrocardiology* 11: 171, 1978.