

ストレインゲージ心機図法

— 収縮初期ことにI音との関係について —

九州大学第一内科

福本晃雄 真柴裕人

伊東盛夫 福島勇

藤野武彦 伊東祐信

はじめに

心臓の収縮運動による前胸壁のうごきに関する記録は、簡便に、かつ非観血的に心筋の収縮性に関する情報を得ることが出来るという利点から、古来種々の試みがなされてきた¹⁾。しかし、心室内諸現象との関連について考えると、心筋の収縮と心筋の外部への動きとの不均等性²⁾のためや、心臓と前胸壁の間に介在する胸壁の軟部組織のために、前胸壁の動きの記録は、心室内諸現象とは相当の違いがおこってくる³⁾。

われわれはこの点を考慮して、ストレインゲージを用いた心機図法を考案して、前胸壁の動きを記録し、心臓の収縮運動、さらに心筋の収縮性について検討し、発表してきた⁴⁾⁵⁾⁶⁾。

心筋の収縮性をみる場合に、Q—I時間や等容収縮時間が重要な指標となりうるが、そのためには僧帽弁閉鎖時期、大動脈弁開放時期を判定することが重要なことである。

しかし、非観血的方法としては、現在のところ、僧帽弁の閉鎖時期については心音図から推定されるだけであり、互いに確かめあう参考曲線がないため、その同定は困難である。大動脈弁開放時期は、心音図と頸動脈波との同時記録により、その切痕 (incisura) と大動脈弁閉鎖音との差 (pulse delay) が駆出初期の頸動脈波への伝達時間と同じであるとの仮定のもとに判定している。頸動脈波の立ち上がりや切痕について、どの部分を判定するかという測定上の問題も残されている。

このような僧帽弁閉鎖時期、大動脈弁開放時期の判定の重要さと困難さに鑑み、ストレインゲージ心機図法の応用の一つとして、心室収縮初期の状況について、時相の面から検討した。

Kinetocardiography by strain-gauge method (S-KCG). An analysis of early systolic phase.

Teruo FUKUMOTO, Hiroto MASHIBA, Morio ITO, Isamu FUKUSHIMA, Takehiko FUJINO & Sukenobu ITO.

The First Department of Medicine, Faculty of Medicine, Kyushu University, Oaza Katakasu, Fukuoka, 812.

方 法

従来、われわれが使用しているストレングージ心機図法（以下S-KCGと略する）の記録方法の概略⁴⁾⁵⁾⁶⁾は次のとおりである（図1）。

直径6mmの円柱の金属端子をストレングージ（日本光電SB-IT）に直結し、その支点を大地に固定する。被検者は固いベッドに背臥位とし、呼気停止中に、前胸壁上の任意の肋間軟部組織を接触端子で圧迫した状態（通常700gの圧迫）で固定し

記録した。同時に心電図、心音図、及び頸動脈波（日本光電KK, MPP-2による）または、脈波（高千帆測器KK, PG-102）を記録する。紙送り速度は50mm/secまたは125mm/secである。

成 績

前胸壁上の任意の部位で、種々の波形が得られたが、収縮初期の状況については、第4肋間胸骨左縁から第5肋間鎖骨中線（K33, K34, K45など）にかけて記録されやすかった。従って以下に述べる記録例は、これらの部位からのものである。

図2。17才健常男子の記録である。心電図Rのすぐ後にはじまるのはPE波で、心音図主節前成分とよく一致する（図2A）。亜硝酸アミルの吸入（負荷心機図）により、心電図P波に伴うa波が明らか

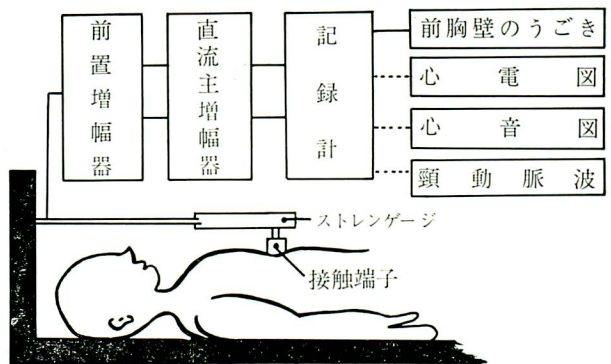


図1. ストレングージ法によるキネトカルジオグラム記録装置のダイヤグラム

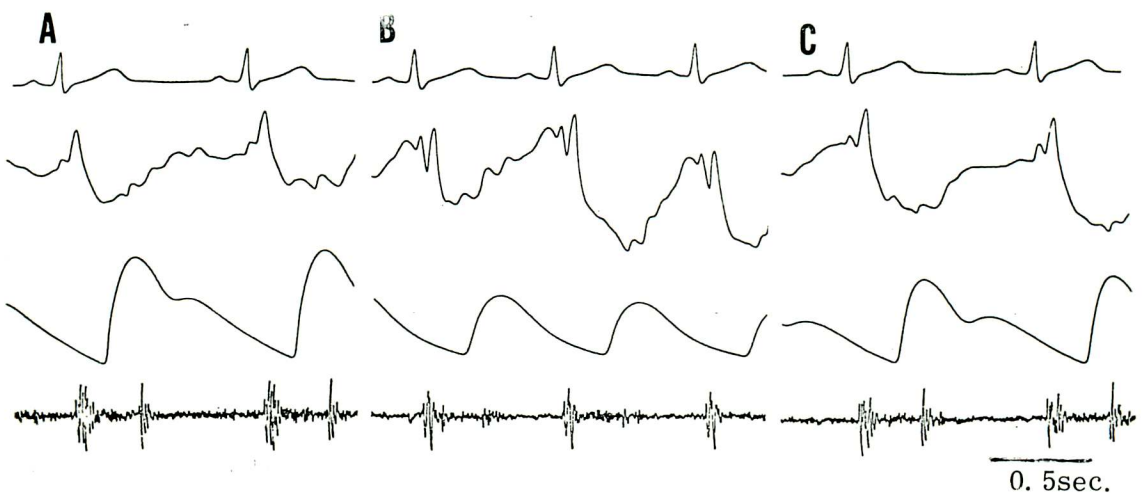


図2. 17才、健常男子。亜硝酸アミル吸入の効果。A：吸入前，B：吸入20秒後，C：同60秒後。

に増大している。PE波は特別変らず、E波の頂点が低下しているが、その後、もとにかえっている。

(図2, B, C)

図3。43才男子。大動脈弁狭窄症例である。心音図ではI音が分裂して記録されている。S-KCGでもこれに一致してPE波-E波間隔が広い(0.07秒)。

図4。60才男子。新鮮心筋梗塞例である。a波が大きく、収縮中期の外方運動(bulge)が著明である。PE-E間隔が延長している(0.07秒)。

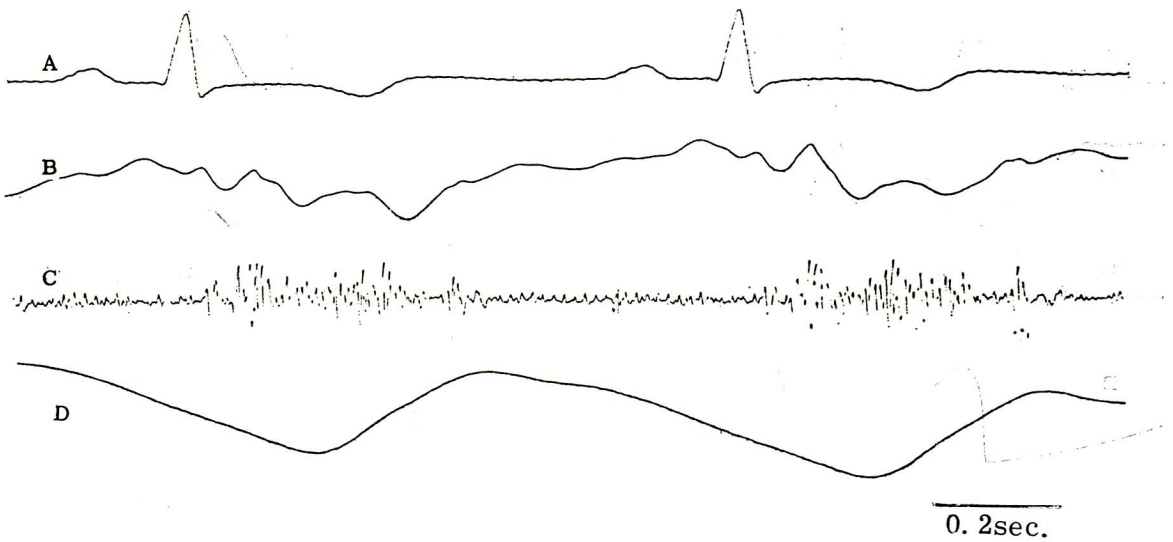


図3. 43才, 男, 弁性大動脈狭窄。A:心電図(第2誘導), B:S-KCG(K34), C:心音図(4LSB), D:プレチスモグラム。

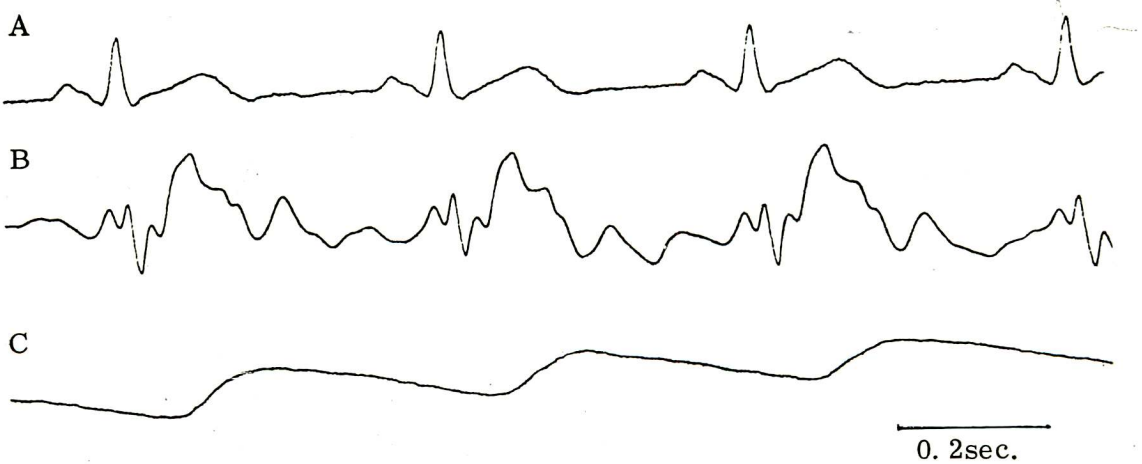


図4. 60才, 女, 新鮮心筋梗塞, 狭心症。A:心電図(第2誘導), B:S-KCG(K34), C:プレチスモグラム。

図5。20才女子。心室性期外収縮1個を含んだ三段脈のみで他に特別の異常所見を示さなかった例である。期外収縮時にはI音が幅広い。このときS-KCGでもPE-E間隔は広い(0.10秒)。期外収縮直後の第1拍目のPE-E間隔は0.03秒で、第2拍目の0.06秒よりも短い。

図6。23才女子, 健常者。塩酸トリメトキノール(イノリン®, 0.1mg)を筋注した結果, 血圧は120/84から136/88に上昇した。I音の増強がみられる。S-KCGではPE-E間隔が短縮(0.060秒から0.036秒)し, E波の外方および内方運動の変化が著明である。

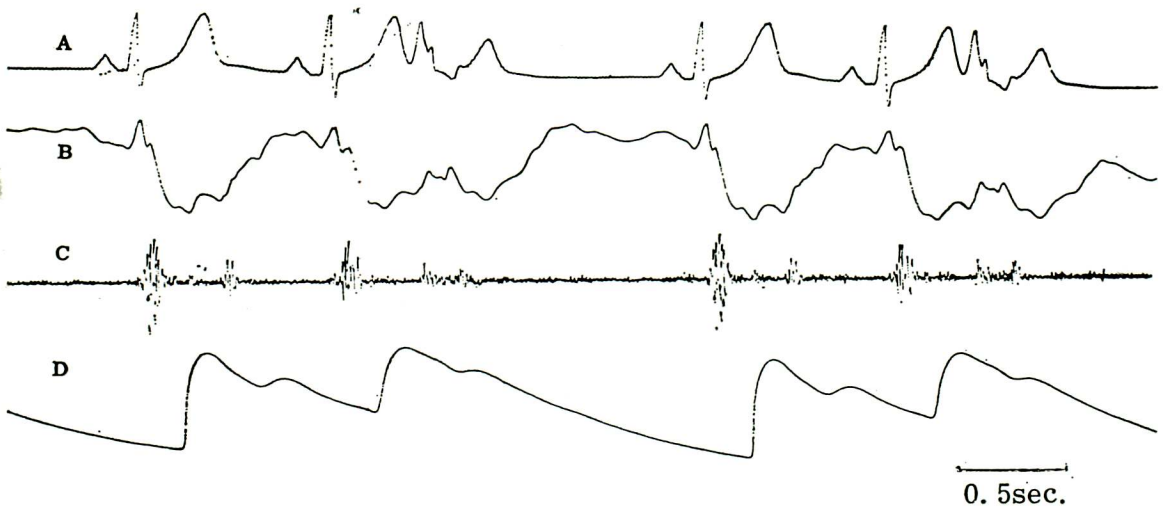


図5. 20才, 女。心室性期外収縮による非協調性 (dyssynergic effect)

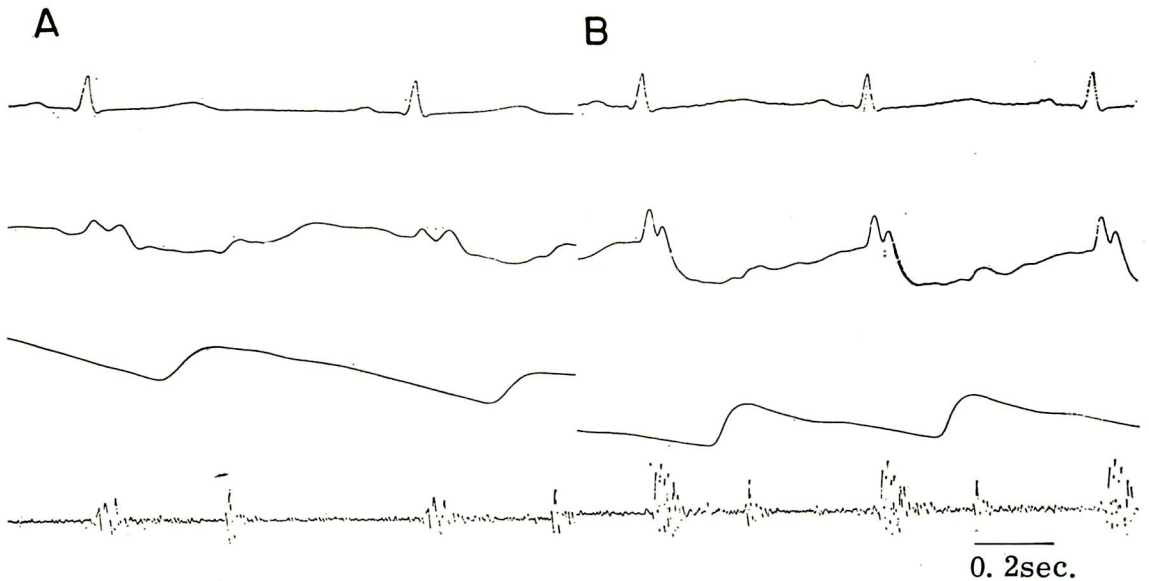


図6. 23才, 健常女子。アドレナリン作動薬の効果

図7. 60才男子。硬化性心臓病にみた間歇性右脚ブロック例である。右脚ブロック発生時には、I音が僅かに分裂している。S-KCGでも、そのとき、a波、PE波には変化はみとめないが、E波だけが遅れて出現して、他の洞調律のとき(0.030秒)よりもPE-E間隔が広い(0.044秒)。



図7. 60才, 男。間歇性右脚ブロックを伴う硬化性心疾患。第2, 3および6拍に右脚ブロックがみられる。

考 案

心臓による前胸壁の動きの超低周波の記録方法は、その基準点のとり方から、2つに大別されよう。Benchimol らのACG⁸⁾に代表される相対的変位をみる方法⁹⁾¹⁰⁾と、Eddleman らのKCG¹¹⁾に代表される絶対的変位をみる方法である¹²⁾¹³⁾¹⁴⁾。

ACGは、胸壁上に固定したマイクロフォンに囲まれた容積内の圧変化を記録したものであり、一方KCGは、体外に固定した点からの、胸壁上の動きをみたもので、それがやはり圧の伝達として記録される。即ちACGが、前胸壁の一点とその周辺の胸壁上の動きの差としてとらえられる点は、KCGが空間的位置からの変位としてとらえようとするものと本質的に異なる点である。

肋間の局所的動きもさることながら、胸廓自体さえも動いていることを考慮すると、心臓による前胸壁の動きをみる場合には、体外の固定点からの絶対的変位をみる方法がその目的にふさわしい。われわれのストレインゲージ圧迫心機図法(S-KCG)は、この絶対的変位としてとらえ、記録するものである。

心臓の動きによって発生する広範囲にわたる

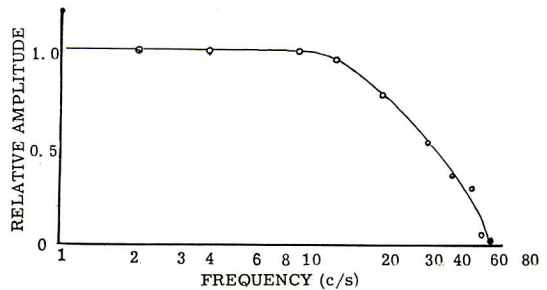


図8. 使用したストレインゲージの周波数特性

周波数成分¹⁵⁾のうち、15Hz以下の動きをとらえようとするとき、その周波数特性や時相のずれは大きな問題で¹⁶⁾¹⁷⁾、目的とする低周波の動き以外に、それ以上の振動を拾って記録したり、時相の判定に支障をきたすことがある。その結果、心音図に記録された振動と同じ振動が共鳴をおこし、低周波振動記録計でとらえられているのをみて、それらが互いに時相の面で一致したことに意義をみいだそうとする誤ちをおかすことがある。これは一種の artifact とすべきであろう³⁾。われわれは一定の変位を機械的に与え、得られた振幅から (図 8) 周波数特性を得た。20Hz以上になると急激に減衰してしまう。

なお直流増幅器を使っており、時定数無限大のため変位に忠実で(図 9)、与えた変位が途中で減衰して記録されることはない¹⁸⁾。接触端子からストレンゲージまでに変位を歪ます介在物はなく、共鳴はみとめられない。

次に圧迫することの意義について述べる。

絶対的変位を記録する方法の中には、胸壁に触れずに胸壁表面の動きを記録するもの¹²⁾¹³⁾と、胸壁軟部組織を圧迫する方法¹¹⁾¹⁴⁾とがある。

われわれが知りたいのは、胸壁軟部組織の細かい動きではなく、それを介しての心臓の動きであるから、この軟部組織によって変位が修飾され、

変形をうけてしまうことは、得られた波形の振幅の面からも、時間的経過の面からも望ましいことではない。これは心臓の動きが、前胸壁に忠実に伝わらない原因の一つとなっている。この軟部組織の影響を最小限にするために、われわれはストレンゲージ端子を前胸壁に圧迫している。心尖拍動がみえなくても触知したり、少しづつ胸壁に力を加えていくと次第に強く触れることはよく経験するところである。変位に忠実となれば、心筋の緊張や弾力性の変化に伴う変位もつかみうるものが期待される。

図10は、同一部位において圧迫量を変えて記録した S-KCG 波形である。圧迫量が増すにつれて振幅が大きくなると共に、波形、時相にも変化がみられる⁴⁾。ことに内方へ向く動きの違いは大きく、このことは単に振幅を増幅しただけでは償いえないものである。軟部組織の厚い人ほどこの傾向は大きい。多くの例をみていくと、400~800g ではぼ一定の波形をとるに至る。それ以上になると接触端子の直径が6mmでは被検者に不快感を与えることがある。したがってわれわれは通常700gの圧迫で記録している。

収縮初期には、心室の長径は短縮し横径は伸びて球形に近づいて¹⁹⁾ (initial systolic expansion²⁰⁾、収縮が全体に及び、収縮が強まると心内圧が急激に上昇し、心尖部が突出する¹⁴⁾²¹⁾。駆出がはじまると内圧の加速の勢いは落ちるが筋力はなお持続する²¹⁾²²⁾²³⁾。

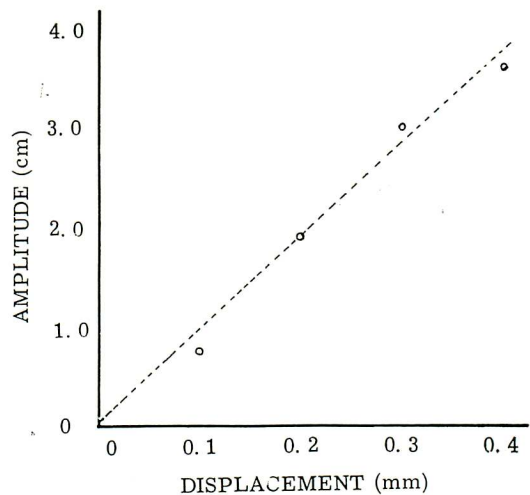


図 9. トランスジューサの感度

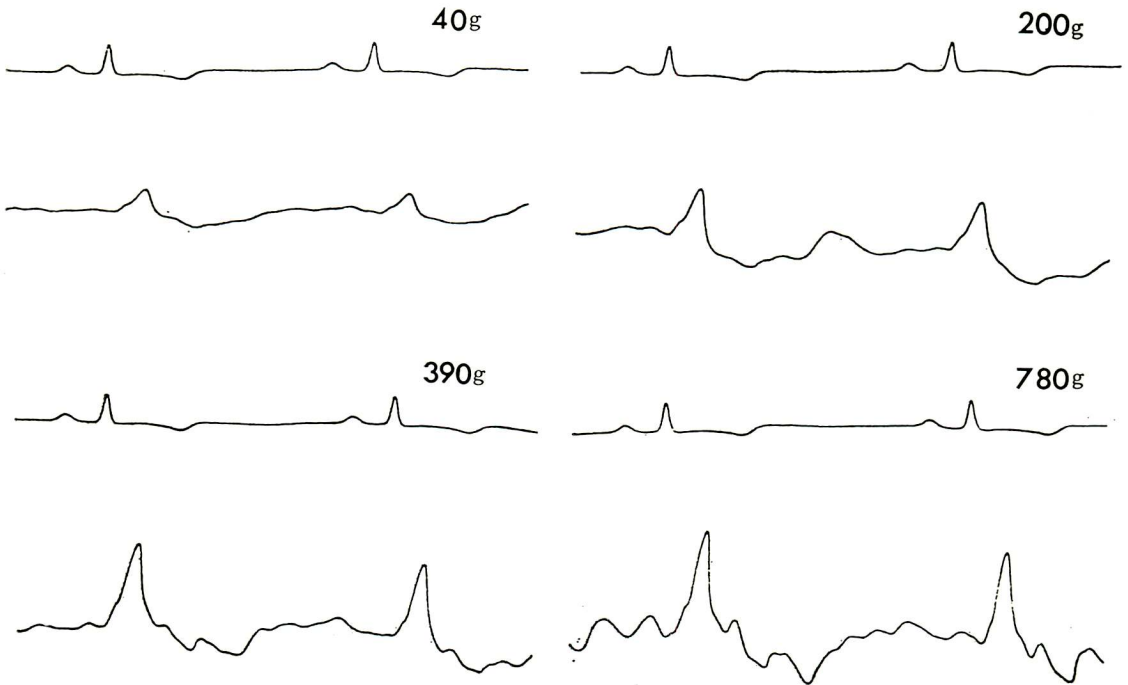


図 10. 22才, 男, 若年性高血圧。前胸壁に対する加圧によるS-KCG (K34) の波形変化。数字は加圧の程度を示す。

Initial systolic expansion は、S-KCGでは、PE波としてQの0.01秒後に認められ(心室の機械的動きはじめ)、等容収縮期を経て、駆出に伴う心尖部の外方突出は、E波の外向きの振れとして記録される²⁴⁾。加速の減退は、Eの頂点あるいはその変化点としてあらわれる。PE波が明白に出るのは、圧迫することによって軟部組織の吸収が少なくなり、心臓の動きが忠実に反映されるようになったこと、心筋の緊張により張力が増大すると、圧迫をはねかえそうとする動きが変位として現れるためである。さらに、体外の固定点からの絶対的変位を記録していることが大きな原因となる。すなわち前胸壁全体にわたってこのPE波は外方に向かっている⁷⁾。絶対的変位記録法で当然つかみうるこの動きは、局所的動きの差を記録する方法、すなわち相対的記録法によっては、有意の変位差としてとらえきれない場合が出てくる。

従来も、心音図I音主節前成分に一致する notch の出現をとりあげたものもあるが²⁵⁾、I音そのものの artifact³⁾ といわれている。これは、マイクロフォン式圧変換型では、周波数特性に問題があるため、たとえば Benchimol のACGでは、20Hzあたりで共鳴をおこし⁸⁾、カットされるはずのI音主節前成分がACGの波形の中にあられたものと考えられるためであろう。しかし、ここにいうPE波はその成因からこれとは別のものである。

PE波はQから0.01秒後にはじまり、0.04秒でその頂点に達する。亜硝酸アミルの負荷心機図でみたように、a波、E波の変化は大きい、PE波にはあまり大きな変化はない。Q-I時間の延長した僧帽弁狭窄症例では大きなPE波を伴って、Q-I時間は延長している。これらより、PEの頂点はほぼI音主節前成分を示すものと考えられる。

つぎに心筋の収縮力の変化と共に、等容収縮期の変化をみしてみる。

図6に示したように β -stimulantにより、収縮様式の変化がおこるばかりではなく、PE-E間隔が短縮している。Eの頂点が大動脈弁開放時期で、PEの頂点が僧帽弁閉鎖時期であるから、このPE-E間隔は(狭義の)等容収縮期²⁶⁾²⁷⁾²⁸⁾であり、心収縮力の増大によって、これが短縮したことを示す。

逆に、心筋梗塞症例(図4)では収縮中期の外方突出の異常(bulge形成)もさることながら、この間隔の延長がみられる²⁹⁾。

心室性期外収縮発生時には、異所性興奮収縮のために、bulgeが形成されるなどの収縮様式の変化がおこる³³⁾³⁴⁾³⁵⁾。

従って心内圧の発生のしかたが変わって、I音、II音及び心雑音も大きな変化³⁰⁾³¹⁾³²⁾をうける。心室性期外収縮1個を含んだ三段脈の例では、この心収縮力の変化が連続記録として観察される(図5)。

すなわち、S-KCGでは、収縮中期に外方突出の波(bulge)が出来³⁸⁾、PE-E間隔が広く分裂して示されている。この間隔は、期外収縮時のI音の分裂間隔とも一致する。

期外収縮直後の洞調律心拍を、第2拍目の洞調律心拍と比較すると、同じ洞調律のために収縮様式は似てはいるが、PE-E間隔は期外収縮直後の洞調律心拍の方で明らかに短縮している。これは期外収縮直後の心収縮力が増大した(postextrasystolic potentiation³⁶⁾³⁷⁾)のために、等容収縮期が短縮したことを示す。

間歇的におきた右脚ブロック例では、右脚ブロック発生時にI音の後成分が遅れて分裂している。このとき、S-KCGでは、a波、PE波には変化がないが、E波が遅れて出現している。このE波の成因については、右心性とも左心性とも考えられるかもしれない。右脚ブロックのために右室の収縮が遅れ、駆出も遅れたとして、このEは右室の動きを示したものであり、記録されたI音後成分は右心性の音とみなすこともできよう³²⁾。しかし、特別の基礎心疾患がないにも拘らず、そのエネルギーが大きく、分裂間隔も広すぎて、右心性のものとは言えない。むしろ左心性の音を記録したと考え、右脚ブロックに伴って、左室からの駆出も遅れ³⁹⁾、このEはやはり大動脈弁開放時期を示すと考えたい。なお、この脈波の記録からは立ち上りの遅れをよみとることはできなかった。

なおACG法利用者の中には、心室の動き始めのEの立ち上がりから、頸動脈波から算出した大動脈弁開放時期までをもって等容収縮期とみなすものもある²⁷⁾²⁸⁾。ここにいうE波のはじめが、われわれのストレンゲージ圧迫法でのPE波、E波のどこに相当するかは不明瞭であるが、心室の動き始めからみ

たものは、いわゆる広義の等容収縮期に相当する。われわれが知りたいことは、心室内圧が急速に加速され始める時期であり、そのためには弁の動き始めよりも、積極的に閉じられる時期⁴⁰⁾をとらえた方がよい。このためにはPE波の頂点を選んだ方が適切であると考え。もとより、これらは、僅かな時間差であり、たとえ等容収縮期が理想的に得られたとしても、心室内圧の上昇速度を知るには、左房圧や大動脈弁開放時の圧を求める必要がある。これらの圧測定が、同等の簡単さで得られないかぎり、体外記録による等容収縮期間だけでは、単に時間経過にすぎず、心筋収縮力のパラメーターにはなりえない⁴¹⁾⁴²⁾。

したがって、このストレンゲージ圧迫心機図法は、心臓の機械的収縮開始時の判定、僧帽弁閉鎖時期および大動脈弁開放時期の簡単な判定法、あるいはその参考曲線としての利点があり、簡単に等容収縮期を求めうることに特徴がある。

しかしながら、これと共に、S-KCGのパターン、とくにa波の増高、収縮様式の変化などを合わせて判断すれば、心収縮力判定の有益な方法となりうる⁴³⁾。

結 論

われわれはストレンゲージ圧迫心機図法(S-KCG)を用い、軟部組織の影響を最小限におさえ、心臓の低周波の動きを変位として忠実に記録しうることを示した。このためinitial systolic expansionをよく記録しえ、また時相のずれが少いことから、心室の機械的収縮開始時期、僧帽弁閉鎖及び大動脈弁開放時期が簡単に認定しうる。したがって、われわれの方法は、従来のQ-I時間の測定や、きわめて困難で煩わしい頸動脈波を利用する判定法などと比較して、等容収縮時間測定上、特徴のある、有用な方法であると考えられる。

文 献

- 1) Agress, C. M., et al. : The common origin of precordial vibrations. Am. J. Cardiol. 20 : 226—231, 1964.
- 2) Hefner, L. L., Sheffield, T., et al. : Relation between mural force and pressure in left ventricle of the dog. Circulat. Res. : 11 : 654—663, 1962.
- 3) 坂本二哉 : 心尖拍動図法. 呼吸と循環 18 : 243—255, 1970.
- 4) 福本晃雄, 他 : ストレンゲージによる心尖拍動記録について(第1報). 第26回日循九州地方会. 昭和44年6月.
- 5) 福本晃雄, 他 : 心臓の動きに由来する前胸壁の動き : ストレンゲージ法について. 医学のあゆみ 69 : 523—525, 1968.
- 6) 福本晃雄, 他 : 心機図に関する研究(第2報). 第28回日循九州地方会. 昭和45年6月.
- 7) Dressler, W. : Precordial heave on the right related to left-atrial enlargement. J. A. M. A. 205 : 642—643, 1968.
- 8) Dimond, E. G., Duenas, Z. & Benchimol, A. : Apex cardiogram. Am. Heart J. 72 : 124—130, 1966.

- 9) Johnston, F. D. & Overy, D. C. : Vibration of low frequency over the precordium. *Circulation* 3 : 579—588, 1951.
- 10A) Ueda, H., Kobayashi, T., et al. : Precordial low-frequency vibrocardiography. Methods of recording. *Jap. Heart J.* 12 : 176—182, 1962.
- 10B) 小林亨 : 正常及び病的状態における胸壁低周波振動図法. *東京医学雑誌* 70 : 1—18, 1962.
- 11) Eddleman, E. E., et al. : Kinetocardiogram. I. Methods of precordial movement. *Circulation* 8 : 269—275, 1953.
- 12) Valero, A. : Recording actual heart movements and arterial pulsations with a new electronic device. *Am. J. Cardiol.* 19 : 224—230, 1967.
- 13) 森和夫 : キネトカルジオグラム : その実用化のための研究. *医用電子と生体工学* 5 : 127—138, 1967.
- 14) Beilin, L. & Mounsey, P. : The left ventricular impulse in hypertensive heart disease. *Brit. Heart J.* 24 : 409—421, 1962.
- 15) Agress, C., et al. : The normal vibrogram. Physiologic variations and relation to cardiodynamic events. *Am. J. Cardiol.* 8 : 22—31, 1961.
- 16) Kesteloot, H., et al. : On the physical principles and methodology of mechanocardiography. *Acta cardiol.* 24 : 147—160, 1969.
- 17) Bancroft, W. H. & Eddleman, E. E. : Methods and physical characteristics of the kinetocardiographic and apexcardiographic systems for recording low frequency precordial motions. *Am. Heart J.* 73 : 756—764, 1967.
- 18) Nagle, R. E. & Tawara, F. A. : Left parasternal impulse in pulmonary stenosis and atrial septal defect. *Brit. Heart J.* 29 : 735—741, 1967.
- 19) Armor, A., Walter, C., et al. : Electrical and mechanical activity of papillary muscle. *Am. J. Physiol.* 218 : 1710—1717, 1970.
- 20) Rushmer, R. F. : Initial phase of ventricular systole : Asynchronous contraction. *Am. J. Physiol.* 184 : 188—194, 1956.
- 21) Eber, L. M., Greenberg, H. M., et al. : Dynamic changes in left ventricular free wall thickness in the human heart. *Circulation* 39 : 455—464, 1969.
- 22) McDonald, I. J. : The shape and movements of the human left ventricle during systole. A study by cineangiography and by cineradiography of epicardial markers. *Am. J. Cardiol.* 26 : 221—230, 1970.
- 23) Ross, J. & Sonnenblick, E. H. : The architecture of the heart in systole and diastole. Technique of rapid fixation and analysis of left ventricular geometry. *Circulat. Res.* 21 : 409—421, 1967.
- 24) Deliyannis, A. A., Gillam, P. M. S., Mounsey, I. P. D., et al. : The cardiac impulse and the motion of the heart. *Brit. Heart J.* 26 : 396—411, 1964.
- 25) Kobayashi, T., Sakamoto, T., et al. : Precordial low-frequency vibrocardiography. 2. The normal configuration. *Jap. Heart J.* 3 : 231—239, 1962.

- 26) Metzger, C. C., et al : True isovolumic contraction time. Its correlation with two external indexes of ventricular performance. *Am. J. Cardiol.* 25 : 434—442, 1970.
- 27) Oreshkov, V. : Indirect measurement of isovolumetric contraction time. *Cardiologia.* 47 : 315—322, 1965.
Wallace, A. F., Skinner, N. S., et al. : Hemodynamic determinants of left ventricular pressure. *Am. J. Physiol.* 205 : 30—36, 1963.
- 28) Spodick, D. H. : Isovolumetric contraction period of the left ventricle. Results in a normal series and comparison of methods of calculation by atraumatic techniques. *Am. J. Cardiol.* 76 : 498—503, 1968.
- 29) Inoue, K., et al. : Isometric contraction period of the left ventricle in acute myocardial infarction. *Circulation* 42 : 79—90, 1970.
- 30) Luisada, A. A., Gagnon, G. & Ikeda, H. : First heart sound and the dynamic events in ventricular ectopic beats and in paced beats. *Am. J. Cardiol.* 25 : 529—534, 1970.
- 31) Oriol, A., Papp, O. & Sanz, G. : Splitting of second heart sound in ventricular ectopic beats. *Brit. Heart J.* 30 : 757—764, 1968.
- 32) Haber, E. & Leatham, A. : Splitting of first heart sound from ventricular asynchrony in bundle branch block, ventricular ectopic beats and atrial pacing. *Brit. Heart J.* 27 : 691—697, 1965.
- 33) Hood, W. B., et al. : Asynchronous contraction due to late systolic bulging at left ventricular pacing sites. *Am. J. Physiol.* 217 : 215—221, 1969.
- 34) Herman, M. V., et al. : Localized disorders in myocardial contraction : asynergy and its role in congestive heart failure. *New Engl. J. Med.* 277 : 222—231, 1967.
- 35) Ueda, H., Harumi, K. & Ueda, K. : Cineangiocardigraphic observations on the asynchronism of cardiac contraction during ventricular pacing. *Jap. Heart J.* 9 : 295—302, 1968.
- 36) Hoffman, B. F., et al. : Postextrasystolic potentiation of contraction in cardiac muscle. *Am. J. Physiol.* 185 : 95—102, 1956.
- 37) Hoffman, B. E., et al. : Effects of postextrasystolic potentiation on normal and failing hearts. *Bull. New York Acad. Med.* 41 : 499—534, 1965.
- 38) 福本晃雄 : 心電図ベクトル心電図の考え方, 読み方. 期外収縮. *臨床と研究* 47 : 170—172, 1970.
- 39) Gravets, J., Wessner, S., Argono, B. & Luisada, A. A. : Dynamic analysis of heart sounds in right and left bundle branch block. *Circulation* 36 : 275—283, 1967.
- 40) Di Bartolo, G., et al. : Hemodynamic correlates of the first sound. *Am. J. Physiol.* 201 : 888—892, 1961.
- 41) Sonnenblick, E. H., et al. : Ventricular function. Evaluation of myocardial contractility in health and disease. *Prog. Cardiovasc. Dis.* 12 : 449—466, 1970.
- 42) Siegel, J. H. : Isometric time-tention relationships as an index of myocardial contractility. *Circulat. Res.* 12 : 597—610, 1963.
- 43) 福本晃雄, 他 : 心機図に関する研究. 第35回日循総会発表. 昭和46年4月。

第 5 席 討 論

司会：(中村・慶応大) amplitude と output (displacement) の関係を示す図が出てきましたけれども、amplitude と force との関係を示す図はスライドに出てまいりましたか。

演者：その場合の force といいますと……？

司会：変位を出すために加えている力です。

演者：これはストレンゲージを用いておりますから、たとえば1センチという変位が起これば、それに見合うだけのアンプリチュードが出てくるという意味です。その1センチという変位をおこさせるのにたとえば100グラムというものが必要であれば、力という概念が入ってくるのですが、この場合には力というのと距離というものは別に考えてゆかなければならないものと思います。

司会：そうですね。私にはちょっとそのところがよくわからないのですけれども……。

町井先生、心尖拍動図の問題でたいぶご苦労なさったことがあると思うのですけれども……。

町井(三井記念病院)：とくにストレンゲージ法をお使いになった利点を教えていただきたいと思うのですが……なかなかややこしい機械のようすけれども……。

演者：それほどややこしいことはないと思います。第1に周波数特性が非常によいということです。たとえば従来の心尖拍動図法でしたら、20サイクルあたりに resonance があって、そのために元来非常に振幅の小さいものでも、その近辺の周波数のものは大きく記録されるという欠点があるといえます。それから第2の点は、圧迫するとい

うことに対して、圧迫量が変われるということが非常に特徴です。たとえば胸壁の厚い人、やわらかい人、薄い人というような因子を除外できるということです。これはひいては時相判定上非常に有利なことではなからうかと思えます。それからもう1つ、きょうは出しませんでしたけれども、与えた圧迫量とそれから得られた振幅から、胸壁自体の外に対する仕事も記録できる可能性がじゅうぶんあるわけなんです。申し遅れましたけれども、較正が簡単にできるということ、たとえばこれはきょう出しませんでしたけれども、実際の長さ、たとえば700グラムあたえたときは何ミリになる、ということも測定できるという、そういう利点があります。

魚住(愛知県総合保健センター)：先生の方法で心尖拍動をとるときはどのようなふうにするのですか。

演者：この方法ではたとえば右胸壁のほうでも記録できます。もちろん鏡像など、いろいろ形が違ってきますけれども……。同様な方法で、心尖も固定点をずらすことによって非常に簡単に記録出来ます。

魚住：パーやおもりはどのようにするのですか

演者：パーは目的に応じてそちらの方へもってゆきます。おもりは使いませんが、パーを押えてゆきますと、いま400グラム、いま800グラムというふうに、ストレンゲージだからこそ出来ることですけれども、あたえた量がはっきり出てきます。先ほど780グラムとか示しましたものはそれに応ずる圧迫する重さであるわけです。