

講座

# 等尺性収縮と等張性収縮

岩月 尚文\*

## I. 等尺性収縮 (Isometric Contraction) ・ 等張性収縮 (Isotonic Contraction)とは？

等尺性収縮とは筋長を変化させずに筋収縮が起きている状態を指し、外見からは筋が収縮を起していることはわからない。等張性収縮とは筋が一定負荷の下で短縮している状態を指し、筋の収縮は筋長が短くなるので外見上明らかである。例えるならば、腕で荷物を持ち上げる場合、荷物が非常に重くて持ち上げられずにいる状態が等尺性収縮で、外見からは収縮がわからないが、腕の筋肉内では持ち上げようとする力が生じている。一方、1 kg の荷物を持ち上げつつある状態が等張性収縮であり、持ち上げている 1 kg の荷物と等しい力（張力）が発生しつつ、腕は持ち上がって来ており、常に一定の張力が維持されていることから、等張性と云われる。

## II. 等尺性、等張性収縮の特徴

筋の収縮を説明するため、単純化したモデルを使用する。Hill は筋を収縮をつかさどる Contractile Element (CE：収縮要素)と受動的な Series Elastic Element (SE：直列弾性要素)より成るとした(図1 A)。

筋の両端を固定し収縮を起させるのが等尺性収縮である。収縮の開始により CE の短縮が始まるが、筋は短縮出来ないで、SE を伸展しつつ CE は短縮する(図1 B)。これにより筋肉に張力(等尺性張力：isometric force)が発生する。したがって等尺性収縮では、CE の短縮距離と速度( $\Delta CE$  と  $V_{CE}$ )は、SE の伸展距離と速度( $\Delta SE$  と  $V_{SE}$ )と等しくなる。一定の筋長下で発

生しうる最大の等尺性張力を  $P_0$  と名付ける。 $P_0$  は筋が収縮を開始する前の筋長(初筋長)が長い程大きくなり、初筋長を変化させ張力が最大となる筋長を  $L_{max}$  と云う。通常心筋の正常作動範囲は  $0.7 \sim 1.0 L_{max}$  である(図2)<sup>1)</sup>。同じ様に、初筋長を長くして行くと、ある筋長より静止筋張力

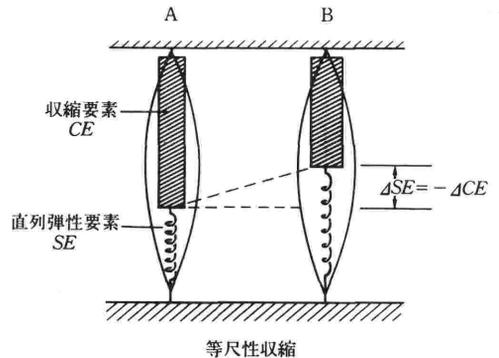


図1 等尺性収縮. Hill のモデルを用いての説明. CE の短縮と SE の伸展が等しい。

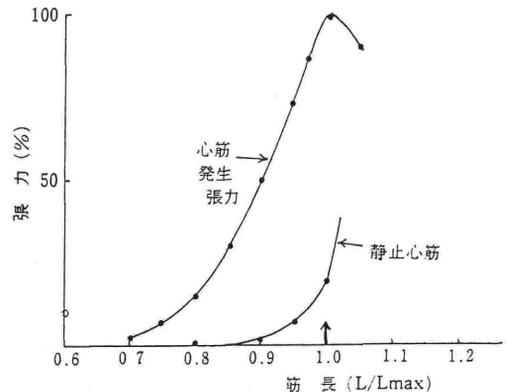


図2 張力-筋長関係. 最大の発生張力が得られる筋長を  $L_{max}$  と称す(矢印). 横軸は  $L_{max}$  に対する筋長の比で示してある。

\*東北大学麻酔学教室

(resting tension) が次第に増加してくる。

筋の一端を固定，他端を自由とし筋が短縮出来る状態で収縮を起させたものが等張性収縮である(図3)。今自由端にPの荷重がかかっているものとする。CEが荷重Pを持ち上げるに必要な張力が発生するまで、CEはSEを伸ばしつつ短縮し、筋全体の長さは変わらず等尺性収縮を示す(図3A→B)。発生張力が荷重Pを超えた後は、CEは荷重Pと等しい張力を保ちつつ荷重を持ち上げ短縮を続け、ここで筋の短縮が認められ、等張性収縮を示す(図3B→C)。この間、SEの長さは変わらず、筋長 $l$ はCEの短縮と同じだけ短縮する( $\Delta l = \Delta CE$ )。したがって、等張性収縮では筋の短縮速度( $V_l$ )はCEの短縮速度と等しくなる( $V_l = V_{CE}$ )。この荷重Pを後負荷(after load)と云う。後負荷を色々に変え、短縮の変化( $\Delta l$ )を見ると図4Aのごとくなる。初筋長を一定にしておくと、後負荷が大きい程度  $\Delta l$  は小さくならぬと共に、短縮速度( $V_l$ )も遅くなる。したがって、等張性収縮は後負荷により規定される。横軸に後負荷(張力に等しい)を縦軸に  $V_l$  を取り画いたのが force-velocity curve (張力-短縮速度曲線: F-V 曲線)で、この曲線の位置の移動によって心筋の収縮状態が推測される(図4B)一後述。

以上より、CEの短縮が、等尺性収縮では張力の変化とし、等張性収縮では筋長の変化(短縮)として現わされる。

### Ⅲ. 等尺性、等張性収縮測定の意義

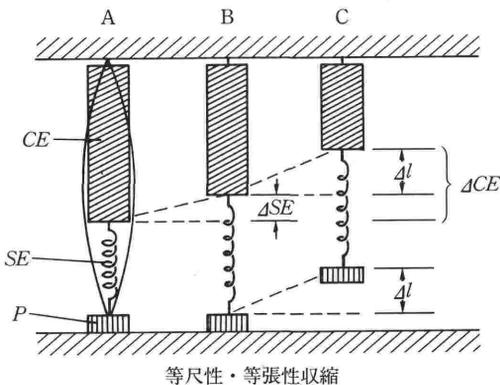


図3 等張性収縮。A→Bは等尺性収縮，B→Cが等張性収縮。B→Cでは筋短縮とCEの短縮は等しい。P=後負荷。

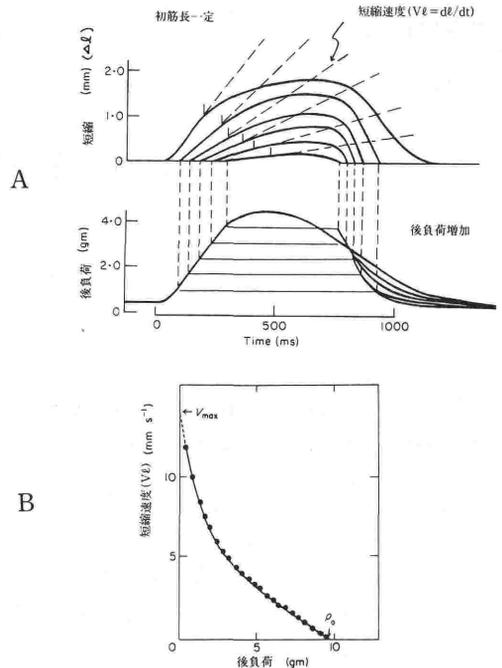


図4 (A) 後負荷増加による短縮距離と短縮速度の関係。(B) force-velocity curve と  $V_{max}$ 。

等尺性あるいは等張性収縮を測定する目的は、心筋の収縮特性、いわゆる contractility (収縮性) の変化を知るためである。心筋の収縮特性とは何かと云えば、CEの収縮特性であり、CEの興奮の強さとその持続時間により定まる。このCEの興奮状態を active state (活性状態) と称することがある。

心筋の収縮性の変化は、等尺性収縮では張力  $P_0$  の変化として、等張性収縮では筋短縮距離  $\Delta l$  の変化として示される。前述した様に、両収縮においては共に、 $P_0$ ,  $\Delta l$  は初筋長によって変わるので、この測定時は初筋長を一定としておき、さらに等張性収縮では後負荷の影響も受けるので、後負荷も一定としておかなければならない。このような条件下において初めて、 $P_0$ ,  $\Delta l$  が、収縮性の変化を反映しているものと考えてよいことになる。

さらに、どのくらいの長さに初筋長を固定したかと云うことも示す必要がある。このことは、心筋の収縮状態を定性的に調べる時(収縮性が増加したか否か)には問題とならないが、定量的に検討(収縮性がどのくらい増加したか)する際には問題となる。例えば、図5は  $Ca^{++}$  の増加によって収縮性が増加し、等尺性収縮における張力-筋

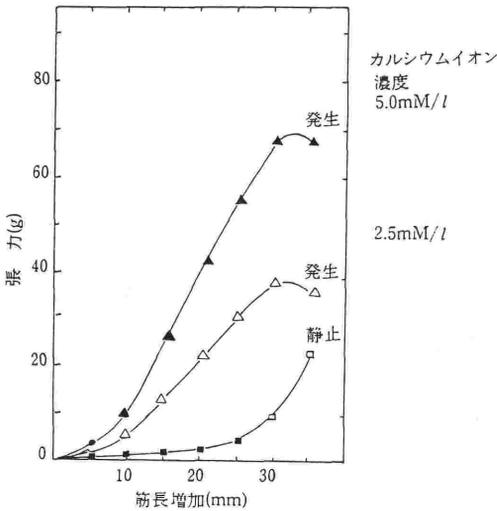


図5 カルシウムイオン濃度の違いによる張力-筋長関係の違い。

長関係が左上方に移動した様子を示している(図5)。張力の  $Ca^{++}$  増による増加の程度に、初筋長の違いにより差があることがわかる。  $L_{max}$  ないはその付近で測定するのが一般的である。

さらに詳しく検討すると、 $P_0, \Delta l$  の変化は CE の興奮の強さと持続時間の合成より成り立っているので、CE の興奮の強さの変化を知るには、 $P_0, \Delta l$  のみの測定では適切でない。等尺性収縮において、CE 興奮の強さは CE による張力発生最大速度 ( $dP/dt_{max}$ ) に反映され、持続時間は単収縮における  $P_0$  のピークに達するまでの時間 (TPT) に反映されると示されている<sup>2)</sup>。CE の興奮の強さを収縮性であると考えれば、収縮性の変化は等尺性収縮における  $P_0$  の最大速度  $dP_0/dt_{max}$  を指標とすればよく、これはとりもなおさず CE の短縮速度の最大値 ( $V_{CE \cdot max}$ ) の変化を示している。等張性収縮においては、前述したごとく  $V_{CE} = V_l$  であるので、 $V_{CE \cdot max}$  には筋短縮速度の最大値  $V_{l \cdot max}(dl/dt_{max})$  を追えばよい。 $V_{l \cdot max}$  は後負荷が小さい程大きくなるので、 $V_{l \cdot max}$  の最高値は後負荷 0 にて得られ、これを通常  $V_{max}$  (無負荷最大短縮速度) と称する。現実には後負荷 0 の  $V_l$  を測定することは不可能であるので(後負荷 0 では筋はちじんでしまい収縮出来ない)、force-velocity curve を書き、curve を外挿し縦軸との交点を求めて  $V_{max}$  とする方法がとられる(図4B)。したがって、force-velocity curve に

より、 $V_{max}$  と  $P_0$  の変化が共にわかることになり、収縮性の増加によりこの曲線は右上に ( $V_{max}$  と  $P_0$  の共に増)、低下により左下に移動する。初筋長の変化では、 $P_0$  は筋長-筋長関係に従って変化するが、 $V_{max}$  は変化しないとされ、 $V_{max}$  を初筋長の変化から独立した収縮性のみにより変化する指標であるとする考え方がある<sup>3)</sup>。しかし、最近では  $L_{max}$  に近い所以外では、 $V_{max}$  も筋長により変化するとされている<sup>4)</sup>。

等尺性収縮では、CE は SE を伸展しつつ張力  $P_0$  を発生している。したがって、 $dP_0/dt_{max}$  は CE の他に SE の影響下において、 $dP_0/dt_{max}$  を測定時には SE の変化に対する検討も必要である。SE は受動的弾性体であるので、力学的特性は stress-strain 関係で示される。この関係は急速解放法 (quick release technique) によって得られる。すなわち、最大の後負荷をかけ等尺性収縮を起させ  $P_0$  なる張力を発生させると、SE は  $P_0$  につきあうだけ伸展される(図6A)。そこで突然に  $P_1$  ( $P_1 < P_0$ ) の後負荷にまで減してやると、CE が短縮を開始する前に、SE は  $P_1$  につき合うだけ短縮する(図6B・D)。この時の筋の短縮距離 ( $\Delta l$ ) が  $P_0 - P_1$  ( $\Delta P$ ) の後負荷により伸展される SE の距離 ( $\Delta SE$ ) となる。 $P_1$  を変

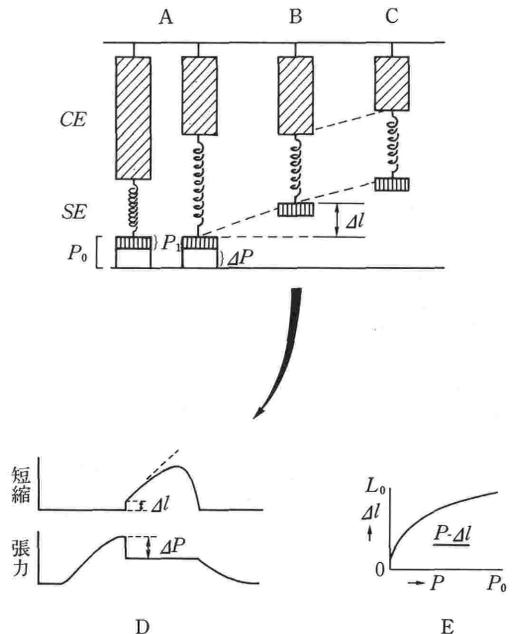


図6 急速解放法の説明(A→D)と stress-strain ( $\Delta l - P$ ) 関係(E)。

ることによって stress-strain 関係が得られ、非直線弾性を示すとされる (図 6 E). これは指数関数で近似出来、その勾配は  $dP/d\ell = kP+c$  となる。そこで、CE の短縮速度  $V_{CE}$  (すなわち  $d\ell/dt$ ) を  $P_0$  の変化より推測すると、次のごとくなる。

$$dP/dt = \frac{dP}{d\ell} \cdot \frac{d\ell}{dt} \text{ であるので } V_{CE} = \frac{dP}{dt} / kP+c \text{ となる}$$

ただし  $c$  は SE のゼロ負荷における硬さ。しかし、実際には SE の弾性定数  $k$  は非常に大きく、最大張力発生によっても SE は筋長の 3~4% しか伸びない<sup>5)</sup>。この式により、SE の負荷-伸展関係がわかれば、 $P_0$  の変化より CE の短縮速度(収縮性)がわかることになる。

急速解放後は、筋は後負荷  $P_1$  を持った等張性収縮を起こすが (図 6 C), 図 3 での等張性収縮とは異なり、CE の長さは  $P_1$  の違いにかかわらず常に同じである (図 3 では  $P_1$  に見合うだけの CE 短縮=SE 伸展がある)。そこで、急速解放を行う時期を収縮開始より一定の時点にしておけば、筋短縮が発現する時の CE の興奮の時期と長さが一定となり、同じ興奮状態からの異なる後負荷に対する筋短縮速度  $V_0$  を測定できる。前述のただ単に後負荷を変え、その都度  $V_0$  を測定して得られた F-V 関係とは異なった F-V 関係が得られる (前述の F-V 関係は異なった興奮状態よりなる多数の F-V 関係から各点を集め合成したものと考えられる)。しかし、筋の力学的解析を行うのでなければ、例えば薬物の心筋収縮性への作用などを検討するのであれば、前述の F-V 関係で充分であろう。

以上より、筋長-張力関係、張力-速度関係 (F-V 関係)、負荷-伸展 (stress-strain) 関係を調べれば、心筋収縮の特性が完全に取られることになる。

#### IV. 測定法

以上の様な関係を調べるためには、摘出心筋標本を用いるのが最適である。筋走行の比較的平行である乳頭筋あるいは肉柱を、生理的実験溶液に浸して、酸素化および薬物投与を筋の表面側よりおこなう表面灌流法と、乳頭筋への支配血管へカニューレーションして、血液灌流を行ない、冠循環により酸素化および薬物投与を行う冠血管灌流

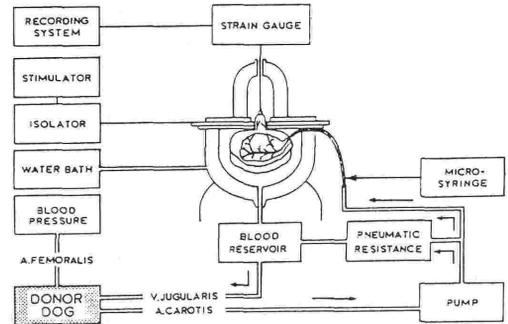


図 7 冠血管灌流法の模式説明図。

法がある<sup>6)</sup> (図 7). 後者の方がより自然に近く、酸素化不全に陥いることが少なく、筋損傷による正常収縮の障害が少ないことなどの利点があるが、収縮特性決定のための前述の各指標を求めることが難しいこと (例えば F-V 関係)、薬物投与に際しては灌流血液中の薬物濃度を一定とすることが難しいことなどより、実験の容易な表面灌流法が多く行なわれている。

表面灌流法のための心筋標本としては、小動物 (イヌ・ネコ・ウサギ・ネズミなど) の心室乳頭筋や肉柱が好んで用いられる。この方法の最大の問題点は、充分な酸素化と筋損傷であるので、十分に細い筋の選択と収縮刺激頻度の減少 (例えば  $37^{\circ}\text{C}$ -30回/分 で直径 0.89 mm,  $30^{\circ}\text{C}$ -12回/分 で 1.15 mm: ネコ乳頭筋)<sup>7)</sup>、心筋摘出時、測定装置への装着時に筋を傷つけない様にするなどの注意をはらう。

代表的な実験装置の模式図を図 8 に示す。後負荷を十分に重くすれば、筋は短縮出来ず等尺性収縮が得られ、 $P_0$  が測定出来る。ストッパーを上下させることにより筋長が変化するので、その都度  $P_0$  を測定すれば筋長-張力関係が得られる。 $P$  なる前負荷につり合った筋長にてストッパーをきかせ初筋長を固定し、後負荷を  $P_1, P_2, \dots$  と加えてゆき筋短縮速度  $V_0$  を測定すれば、F-V 関係が得られる (後負荷増加法)。しかしこの方法には多少問題がある。先述したごとく、後負荷の違いによって CE が異なった興奮状態にあるために、得られた  $V_0$  は後負荷の違いによる差と興奮状態の違いによる差との合さったものになる可能性がある。そこで、前述の急速解放法を用いると、同じ CE の興奮状態が得られ、純粋に後負荷と  $V_0$  の関係が得られる (図 8 B). 同時に  $\Delta P/\Delta \ell$

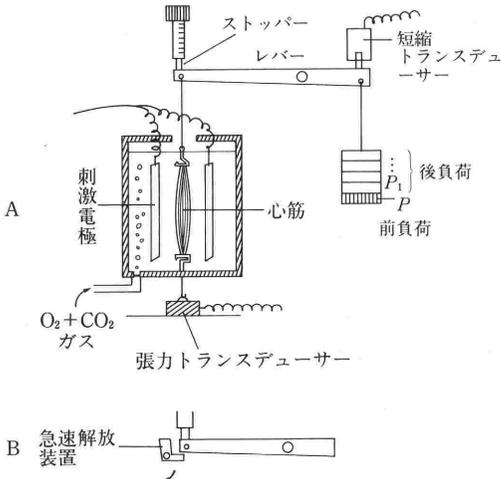


図8 表面灌流法による張力・短縮測定法と急速解放装置.

も得られ SE の stiffness も求められる (図 6 D. E).

V. In vivo の心臓への適応と問題点

In vivo の心臓において、摘出心筋で考えた等尺性・等張性収縮の考え方をそのままあてはめるのは、元来無理がある。しかし、心臓における収縮性 (contractility) の変化を考える場合、心室壁が心筋の集合体であり、心室壁の収縮が各心筋の等尺性、等張性収縮のくりかえしにより成立しているとすると、理論的に考え容くなる。

今摘出心筋における単収縮の張力と長さの関係を図解すると、図 9 A のごとくなる。1-2 が等尺性収縮で 2-3 が等張性収縮、3-2、2-1 がそれぞれ等張性、等尺性弛緩で、1→2→3→

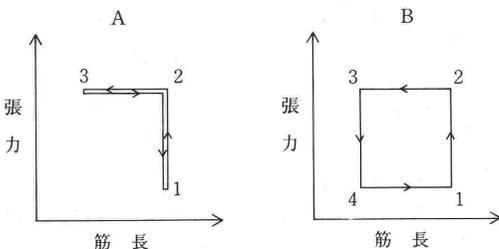


図9 摘出心筋単収縮における張力-筋長の変化。等尺性および等張性収縮を行なわせている。Bでは等張性収縮の終り(点3)に後負荷を取りさつてある。

2→1 とくりかえす。そこで、点3で後負荷を取りさると心筋は3-4と等尺性弛緩をし、次いで4-1と等張性弛緩を起す(図9B)。

In vivo 心臓の心室内圧と容積の関係をみると、図10のごとくなり、図9Bに類似する。大動脈弁が開くまで心室内圧は上昇するが容積は変わらない(1-2:等容収縮期)。弁開放により容積は減少する(2-3:駆出収縮期)。弁閉鎖により容積不変のまま内圧が低下する(3-4:等容弛緩期)。房室より心室へ血液が充填され心室容積が増大する(4-1:拡張弛緩期)。

心室壁を均一と仮定すれば、心筋張力は平均心室壁張力として表わされ、心室内圧に反映される。単位あたりの心室壁張力は、心室内圧・容積・心室形状(通常球や回転楕円体など比較的単純なもの)と仮定する)から計算によって求められる。平均筋長の変化は、心室容積と形状により計算により求められ、平均心筋短縮速度はこの変化速度より得られる。心室全体の平均収縮特性はこの様に求められるが、局所壁の個々の変化とは別個のものである。局所の収縮特性は、その部分の長さ・速度・張力を知る必要がある。長さ、速度の変化を求めることは比較的容易であるが(例えば対の超音波クリスタルを埋込む)、局所の張力を直接求めることは非常に難しい。例えば心室壁に strain gauge arch を縫い着けて等尺性張力を測定する試みがあるが、一見張力らしきものを測定しているだけである(後述)。ここでは in vivo の心臓における等尺性・等張性収縮測定法により得られる指標について述べるが、これらは基本的には多くの仮定の下で成立していることを心にとめておいていただきたい。

1. 等容収縮期の指標

等容収縮期(図10:1-2)は、図9Bの1-2に対応させ、心室壁は等尺性収縮を行なっていると解釈される。しかし正確には、等容収縮を行なっている時の左室は、長軸に対し短縮をし、形状が球形に近づくので、厳密には摘出心筋による等尺性収縮を行なっているとは云えない。さらに、虚血心などにおいて認められている心室壁の異常な動きがある時は、局所的にはこの期に壁の短縮、時には伸展が見られることがある。また、弁疾患など病的な心臓では、等容収縮期自体が存在しない

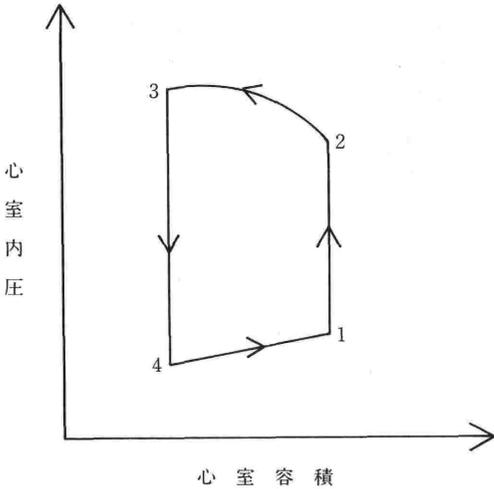


図10 左室1回収縮時における内圧-容積関係の推移。

こともある。

◇  $dP/dt_{max} \cdot V_{CE}$ :

正常心では、一応等容収縮期に心室壁の大部分は等尺性収縮を行うとし、左室内圧の変化より左室壁全体の平均張力変化を求めることが出来る。今左室壁張力をTとすると、左室を薄肉球体とするならば Laplace の法則より、 $T = \frac{P \cdot r}{2}$  (P: 左室内圧, r: 左室半径) ……①。したがって、

$dT/dt = \frac{1}{2} (r \cdot dP/dt + P \cdot dr/dt)$ . 等容収縮である

ので  $dr/dt = 0$ . そこで  $dT/dt = \frac{1}{2} r \cdot \frac{dP}{dt}$  ……②。

先の等尺性収縮で CE の短縮速度  $V_{CE}$  は SE の stiffness 定数を k とすると、 $V_{CE} = \left( \frac{dT}{dt} \right) / kT + c$  となる (先述では T の代りに P となっている)。

c が小さいとして無視すると②より、 $V_{CE} = \frac{r}{2kT}$

$\cdot dP/dt$  ……③。③へ①を代入し、 $V_{CE} = \frac{1}{kP} \cdot \frac{dP}{dt}$

$= (dP/dt) / kP$  ……④。よって、 $dP/dt = V_{CE} \cdot kP$  ……⑤。

⑤式より  $dP/dt$  が  $V_{CE}$  に関係した値であることがわかる。すなわち、 $dP/dt$  は CE の power 仕事率 (張力×その発生速度、あるいは距離×速度) を表わしている。左室単収縮サイクルにおける最大の  $dP/dt$  ( $dP/dt_{max}$ ) の変化を追えば、あ

る条件下で  $V_{CE}$  の変化を追っていることになる。ただし k と P は一定である必要がある。k が大きくなる程—SE が硬い程— $dP/dt$  は大きくなる。そこで、同一心臓における (すなわち k が同じである) 収縮性を論ずるには、良い指標と云える。同一心臓であっても、k が変化するような状況が生じたり (虚血等) 薬物を投与 (k を急に大きく変化させる薬物は多くはないが) した時には考慮しなければならない。P は大きくなる程  $dP/dt$  は大きくなる。P は前負荷に依存するので、前負荷が大である程  $dP/dt$  は大きくなる。また  $dP/dt$  は等容期の指標であり、 $dP/dt$  が最大に達する以前に駆出期に入ってしまうと  $dP/dt_{max}$  が低くなる。すなわち  $dP/dt$  は後負荷にも影響をうける。 $dP/dt$  測定時には、心臓への負荷状態を考慮する必要がある。そこで、共通の心室内圧、例えば 40 mmHg、での  $dP/dt$  をもって比較する方法も行なわれる。

④式より、心室内圧の測定より直接  $V_{CE}$  を得ることも可能である (対数アンプを組込んだ回路が市販されている)。 $V_{CE}$  は収縮性の変化を反映すると共に、前・後負荷の影響をうける。

◇  $V_{max}$ :

Mason ら<sup>8)</sup> は、縦軸に  $\frac{dP/dt}{kP} = V_{CE}$  を横軸に

P をとると、F-V 曲線に類似したものが得られ、この曲線の外挿上の縦軸との交点は、摘出心筋における  $V_{max}$  と近似したものとし、これを心臓における収縮性の指標とした。この  $V_{max}$  も種々の仮定の上に成立っており、摘出心筋の  $V_{max}$  自体も色々批判のあるところであるので、収縮性を示す1つの指標として考えておけばよいであろう (図11)。

◇ Strain Gauge Arch:

心室壁の等尺性収縮を測ろうとする試みの1つに、心室壁に strain gauge arch (例: Walton-Brodie strain gauge) を装置し、アーチ下の壁張力を測定しようとする方法がある。一見アーチ下の張力を測定している様であるが、アーチ下の張力と周囲の心筋によりアーチの両端を引き伸ばそうとする力との差を見ているに過ぎない。したがって、アーチ装置時にアーチ下の心筋が引き伸ばされているか、たるんでいるかによって、測定しているものが違ったものになる。

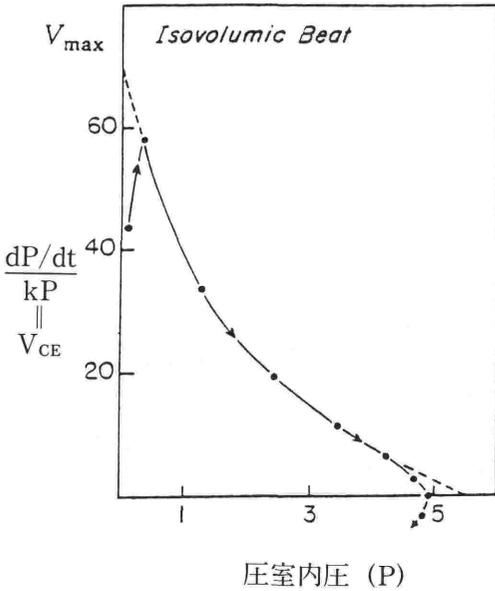


図11 生体内心臓において心室内圧より  $V_{max}$  を求める法。曲線を縦軸に外挿する。

2. 駆出収縮期の指標

駆出収縮期（図10：2-3）における心室壁の短縮は、一応等張性収縮（図9B：2-3）に擬せられる。したがって、壁の短縮速度はCEの短縮速度  $V_{CE}$  を示すことになる。しかし図10でもわかるごとく、駆出期の心室内圧は一定ではなく（むしろ最大壁張力は駆出期に見られている）、等張性収縮とはなっていない。すなわち、駆出期のCEの短縮は筋の短縮と張力の発生と両者で表わされる。しかし、筋短縮 ( $\Delta l$ ) を速度の変化 ( $V_l$ ) でとらえると、 $V_{CE} = V_l + V_{SE}$  が成り立つ。そこで、 $V_{SE}$  は最大張力発生時に0となるので、その時の  $V_l$  を測れば  $V_{CE}$  がとらえられる。

◇ 円周方向線維短縮速度 (circumferential fiber shortening velocity:  $V_{CF}$ )

$V_l$  の代表的な測定に円周方向線維短縮速度  $V_{CF}$  がある。これは心室の円周（通常赤道面が用いられる）の短縮速度を円周で除した値である。すなわち、 $V_{CF} = 2\pi dR/dt \cdot 1/2\pi R = dR/dt \cdot 1/R \dots \dots \textcircled{1}$ 。平均  $V_{CF}$  は、平均  $V_{CF} = (R_d - R_s) / R_d \cdot ET$  で得られる。R = 半径、 $R_d$  = 拡張終期半径、 $R_s$  = 収縮終期半径、ET = 駆出時間。瞬時  $V_{CF}$  は①式より得られるが、壁厚 ( $\omega$ ) を考慮すると

$$V_{CF} = 2\pi \frac{d(R + \omega/2)}{dt} \text{ となる。一般的には平均 } V_{CF}$$

を用いることが多く、正常値は 1.1 circ/sec 以上とされている<sup>9)</sup>。瞬時  $V_{CF}$  で最大壁張力時の値 ( $V_{CF}$  at peak stress) は、 $V_{SE}$  が0となるので  $V_{CE}$  を示すことになる。そのためには左室内圧を測定する必要がある、平均  $V_{CF}$  を得るのに比べ多少臨的に難かしくなる。 $V_{CF}$  を得るための半径の変化は、今日超音波ドプラー法によって簡単に近似値が求められる。そのため収縮性の指標として、近年広く臨床で使用されるようになった。 $V_{CF}$  は本質的に収縮性の変化をかなり敏感に反映するが、前負荷・後負荷の影響を受けるので、その解釈には負荷の影響を考慮する必要がある。

他に駆出収縮期の壁の短縮を測定する法として、Ultrasonic Microsonometer 法、Inductance Length Meter 法、マーカー（鉛、金属クリップなど）を壁に装置しX線映画法などがある。いずれもあらかじめ心室壁に各装置またはマーカーを装置しておくことになり、主として動物実験に用いられる。解釈には  $V_{CF}$  と同様の考慮が必要である。

VI. 等尺性・等張性収縮とエネルギー消費：

古く Evans と Matsuoka (1915)<sup>10)</sup> は、心臓の仕事量（一回拍出量×平均大動脈圧）を増加させる場合、拍出量を増加させた場合に比べ、大動脈圧を増加させた場合の方が、同じ仕事量でも酸素消費量が大であることを報告した。大動脈圧を上昇させたと云うことは、等容収縮期が長くなることであり、いいかえれば等尺性収縮のしめる部分が多い程、同じ仕事量でも酸素消費量が多くなることを示唆している。これは、内的仕事量の差によるものと考えられている。そこでエネルギー効率（外的心仕事量/エネルギー消費量）を考えると、エネルギー効率は心臓の pressure work が多くなる程悪くなることになる。

VII. ま と め

今日、心臓・心筋の収縮特性を検討する目的で、種々の測定が行なわれているが、それらにつき等尺性・等張性収縮と云う面より解説を試みた。それら測定の特徴、限界をよく理解し、その値の解釈、応用を行うべきである。

文 献

- 1) 菅 弘之: 心筋機能の機械的特徴, 本田良行編: 肺と心機能の基礎と臨床(II), 真興交易, 東京, 166~209頁, 1985年.
- 2) Sonnenblick, E. D.: Determination of active state in heart muscle: force, velocity, instantaneous muscle length, time. *Fed. Proc.* **24**(suppl.): 1396-1409, 1965.
- 3) Sonnenblick, E. D.: Implications of muscle mechanics in the heart. *Fed. Proc.* **21**:975-990, 1962.
- 4) Pollack, G. H., Krueger J. W.: Sarcomere dynamics in intact cardiac muscle. *Europ. J. Cardiol.* **4**(suppl.):53-65, 1976.
- 5) 真島英信: 収縮特性, 阿部 裕監修: 心臓力学, 朝倉書店, 東京, 6~56頁, 1982年.
- 6) Endoh, M., Hashimoto, K.: Pharmacological evidence of autonomic nerve activities in canine papillary muscle. *Am. J. Physiol.* **218**:1459-1462, 1970.
- 7) Paradise, N. F., Schmitter, J. L., Surmitis J. M.: Criteria for adequate oxygenation of isometric kiten papillary muscle. *Am. J. Physiol.* **241**: H348-353, 1981.
- 8) Mason, D. T., Spann, J. F., Zelis, R.: Quantification of the contractile state of the intact human heart. Maximal velocity of contractile element shortening determined by the instantaneous relation of between the rate of pressure rise and pressure in the left ventricle during isovolemic systole. *Am. J. Cardiol.*, **26**:248-259, 1970.
- 9) 久萬田俊明, 楠川禮造: 心臓活動の特性とその病態, 本田良行編: 肺と心機能の基礎と臨床(II), 真興交易, 東京, 210~255頁, 1985年.
- 10) Evans, C. L., Matsuoka, Y.: The effect of various mechanical conditions on the gaseous metabolism and efficiency of the mammalian heart. *J. Physiol. (London)*, **49**:378-405, 1915.

\* \* \* \* \*

\* \* \* \* \*