

# Phasic 心外仕事率の無侵襲測定による心機能評価

# Cardiac function noninvasively evaluated by phasic pattern analysis of ventricular power during ejection

高橋 郁美  
 宮下 裕三  
 高山 和久  
 藤崎 寿路  
 原 正忠  
 真家 健一  
 西田 和子  
 中塚 喬之  
 吉村 正蔵  
 古幡 博\*

Ikumi TAKAHASHI  
 Yuzo MIYASHITA  
 Kazuhisa TAKAYAMA  
 Hisamichi FUJISAKI  
 Masatada HARA  
 Kenichi MAIE  
 Kazuko NISHIDA  
 Takayuki NAKATSUKA  
 Shozo YOSHIMURA  
 Hiroshi FURUHATA

### Summary

To evaluate cardiac function, ventricular power during ejection (power) and the rate of change of power (dPower/dt) were assessed noninvasively. Power was determined from the product of aortic flow (Fa(t)) and brachial arterial pressure (Pa(t)). Fa(t) was measured at the suprasternal notch using an ultrasonic pulsed Doppler flowmeter with a 2 MHz carrier frequency and 10 KHz repetition frequency. The maximum detectable blood velocity was 380 cm/sec. Pa(t) was measured using a newly-developed method based on indirect unloading techniques and an air pressure system. There were 21 normal subjects and seven patients with coronary artery disease in this study. The following results were obtained.

1. There was no significant difference between power patterns calculated by Pa(t) and Pao(t) (aortic pressure measured by catheter).
2. The average peak dPower/dt was 160.2 J/sec<sup>2</sup> in normal subjects, 145.2 L/sec<sup>2</sup> in patients with ejection fractions greater than 50%, and 93.5 J/sec<sup>2</sup> in patients with ejection fraction less than 50%. Peak dPower/dt was significantly decreased in patients with the lower ejection fraction (p < 0.005). The results indicated that this index is clinically useful in evaluating cardiac contractility.

### Key words

Ultrasonic pulsed Doppler flowmeter      Cardiac function      Cardiac contractility      Power  
 dPower/dt

東京慈恵会医科大学 第四内科  
 \*同 ME 研究室  
 東京都港区西新橋 3-25-8 (〒105)

The Fourth Department of Internal Medicine, The  
 Jikei University School of Medicine, Nishishinbashi  
 3-25-8, Minato-ku, Tokyo 105

Received for publication June 4, 1985; accepted September 1, 1985 (Ref. No. 30-44)

## はじめに

心力学的機能評価, 特に左室収縮性の評価には, 前負荷, 後負荷に影響されない指標が必要である。しかしいまだその意味で臨床的に実用に供されている無侵襲的指標はない。心外仕事率 (power) は, ほぼ大動脈弓部血流量と大動脈血圧の積と定義されるが, その微分値  $dPower/dt$  は, 生理学的実験ならびにヒト観血データを通じて, 前負荷, 後負荷にあまり影響されず, 心収縮力を鋭敏に反映する指標といわれている<sup>1)</sup>。この power を得るためには, 周波数応答特性が良く, 高い SN 比を持つ血流測定系と, 大動脈血圧計測系が必要である。しかし, 従来いずれの測定も非観血的方法では実現困難であったため, 現在のところ,  $dPower/dt$  を非観血的に求めた報告はない。

我々は上記特性を考慮した超音波パルス・ドプラー血流計 (以後, ドプラー血流計と略) と非観血的上腕血圧波形測定装置を用いて  $dPower/dt$  を計測, その臨床的有用性を確認したので報告する。

## 対 象

心機能正常な 21 歳から 67 歳までの 21 例 (男性 16 例, 女性 5 例) を健常例とし, 46 歳から 63 歳までの陳旧性心筋梗塞症患者 7 例 (男性 6 例, 女性 1 例, すべて当大学第四内科で心臓カテーテル検査を行ない, 左室造影にて左室駆出率の判明している症例である) を疾患例とした。

## 方 法

心外仕事率 (power) は, 大動脈弓部血流量波形 ( $Fa(t)$ ) と大動脈血圧波形 ( $Pa(t)$ ) の積と定義される。 $Fa(t)$  はドプラー血流計で求めた大動脈弓部血流速度 ( $Vm(t)$ ) と, 断層心エコー図法で計測した同部血管断面積 ( $S$ ) との積で求め,  $Pa(t)$  は, 当教室の藤崎<sup>2)</sup> の開発した非観血的血圧波形測定装置にて計測した上腕動脈血圧波形で代用した。

## 1. 装置

### 1) 超音波パルス・ドプラー血流計

当大学医用エンジニアリング研究室古幡<sup>3)</sup>の基本設計, 日立メディコム製作によるドプラー血流計を用い, 大動脈血流速度を計測した。**Fig. 1** はそのブロックダイアグラムである。本装置は発振周波数 2 MHz, パルス繰返し周波数 10 KHz, 測定可能最高流速は超音波ビーム入射 60 角度で 380 cm/sec, 測定深度は 3 mm ステップで可変, 最深測定深度 7.5 cm, 周波数応答特性 15 Hz, sample volume は  $12 \times 12 \times 15$  mm である。

ドプラー信号はアナログ演算回路で処理され, ドプラースペクトルの平均周波数に対応する流速波形  $Vm(t)$  と, ドプラースペクトルの一次モーメントによる相対流量波形  $Q(t)$  とで, 実時間表示される。

$$Vm(t) = \frac{c \cdot \Delta f(t)}{2 f_c \cdot \cos \theta} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f_d \cdot p(f_d) \cdot df_d}{h \int_{-\infty}^{\infty} p(f_d) \cdot df_d}$$

$$Q(t) = k \int_{-\infty}^{\infty} f_d \cdot p(f_d) \cdot df_d$$

ここで,  $c$ : 生体内の音速

$\Delta f(t)$ : 瞬時平均ドプラー周波数

$f_c$ : キャリア周波数

$f_d$ : ドプラー周波数

$\theta$ : 超音波入射角

$p(f_d)$ : ドプラー信号の瞬時周波数スペクトル

$$h = c / 2 f_c \cos$$

$$k = 1 / L Q_s T_s h$$

$L$ : 超音波ビーム幅

$Q_s$ : 単位面積当の散乱パワー

$T_s$ : 超音波伝搬経路の透過率

ドプラー血流計では  $Q(t)$  表示の超音波ビーム特性が一峰性となることが確認されており, ヒ入射角依ト腹部大動脈を用いた実験でも, 入射角 60 度のとき  $Q(t)$  振幅が最大となること, 当教室の照屋<sup>4)</sup>によって報告されている (**Fig. 2**). こ

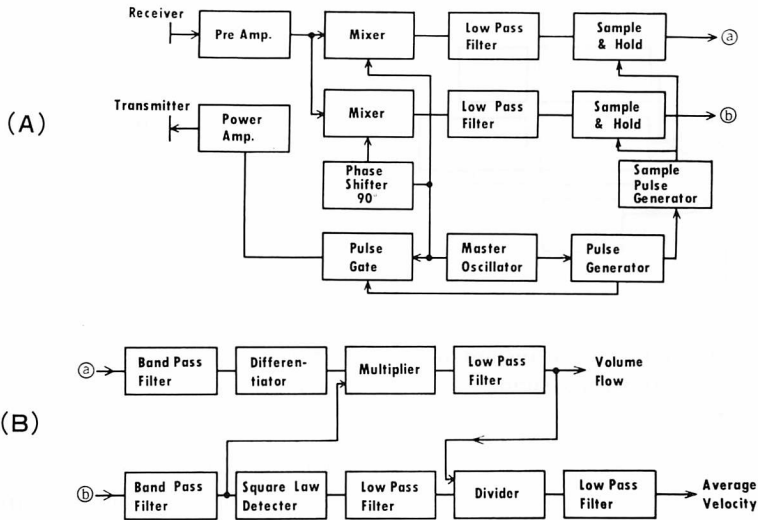


Fig. 1. Block diagram of the ultrasonic pulsed Doppler flowmeter (UPDF) (A) and calculation circuit for analog display (B).

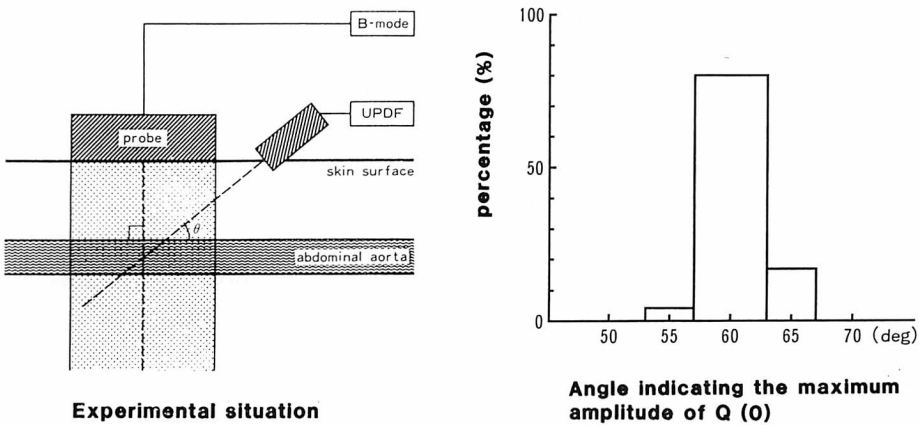


Fig. 2. Distribution of incident angle indicating the max Q(t) in nine normal subjects.

The maximum Q(t) was obtained at an angle of 60 degrees in the experiment using the abdominal aorta.

れを利用し、Q(t) 振幅が最大となる位置で Vm(t) を計測、その時の入射角を 60 度として Vm(t) より絶対流速を算出した。

2) 超音波断層装置

超音波断層装置(東芝 SSH 11A または Aloka SSD 710)を用い、胸骨上窩より大動脈弓部長軸像を描出、M モード法により大動脈弓部血管径

を計測した。

3) 非観血的血圧波形測定装置

現在、大動脈血圧を非観血的に測定する方法はないので、当教室藤崎の開発した上腕カフを用いる血圧測定装置を用い、上腕動脈血圧波形で代用した。Fig. 3 はそのシエマである。この装置は、振動法と圧脈波法を用い、最高、最低血圧及

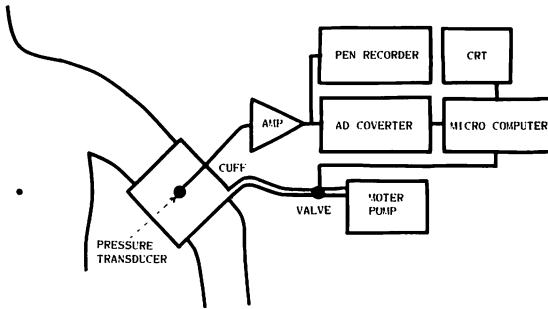


Fig. 3. Diagram of the noninvasive instantaneous blood pressure measurement system.

Brachial arterial pressure is measured by a newly-developed method based on indirect unloading techniques and an air pressure system.

び血圧波形を無侵襲かつ連続的に測定するものである。この出力波形を大動脈血圧波形  $Pa(t)$  として使用した。なお、この装置による血圧波形とカテーテルによる直接計測波形とは若干の相異が認められるが、臨床上許容し得る範囲内であることが確認されている。

#### 4) 記録器

$Vm(t)$ ,  $Q(t)$ ,  $Pa(t)$ , 及び心電図は、ペン書き記録器(三栄測器 rectigraph 8s)にて、紙送り速度 125 mm/sec, 100 mm/sec で記録した。

## 2. 計測法

被検者を仰臥位にし、頸部を伸展した位置で胸骨上窩にプローブをあて、超音波断層法にて大動脈弓部長軸像を描出、Mモード法にて収縮期同部最大血管径を測定、血管断面が真円であると仮定し血管断面積  $S$  を計算した。なお径は、パルス法における輝度誤差を考慮し、前壁エコー上部(又は下部)から後壁エコー上部(又は下部)の距離で求めた。

次にドプラー血流計を用い大動脈弓部血流を求め、 $Q(t)$  が最大となる位置で  $Vm(t)$  を記録した。

同時に上腕カフを用いた非観血的血圧波形測定装置にて、上腕動脈血圧波形を記録した。

## 3. 計測データ処理

安定して計測された  $Vm(t)$  連続5波形と  $Pa(t)$

波形を、デジタイザー(武藤工業 Bit pad one)を用い、マイクロコンピュータ(NEC PC 9801)に入力した。そのさい、心電図の R 波でそれぞれ同期させ、また  $Pa(t)$  の上腕までの脈波伝播時間の遅れを考慮し、 $Pz(t)$ ,  $Vm(t)$  の立ち上がりを一致させた。

なお、大動脈弓部絶対流速は、前述の理論にて、超音波ビーム入射角 60 度として計算した。また断面積換算では、弓部頂上血管断面積  $S$  を 1.1 倍して大動脈根幹部断面積とした。したがって大動脈弓部血流量波形  $Fa(t) = 1.1 S \cdot Vm(t)$  として求めた。

$Fa(t)$  と  $Pa(t)$  を乗じ、心外仕事率(power)波形を求め、更なる時間微分  $dPower/dt$  を計算、その最大値を 5 波形で平均し、peak  $dPower/dt$  とした。

この peak  $dPower/dt$  の心機能評価指標としての有用性を検討するため、 $Fa(t)$  より一回心拍出量、心拍出量、peak  $dF/dt$  を同一症例につき求め、peak  $dPower/dt$  とともに、それぞれ健常群、疾患群で比較した。

また、同一症例につき、心臓カテーテル法で求めた大動脈血圧波形を用いて計算した power 波形と、非観血的測定による上腕動脈血圧波形を用いて計算した power 波形とを比較、大動脈血圧波形が上腕動脈血圧波形で代用できるか否かを検討した。

左室駆出率(EF)は左室造影より求めた。

## 成 績

### 1. 実測波形

健常例の実測波形を Fig. 4 に示す。上よりドプラー血流計による  $Vm(t)$  波形、心電図、上腕動脈血圧波形で、 $Vm(t)$  波形は心電図 R 波より 210 msec 後に急峻に立ち上がり、約 90 msec 後、心電図 T 波上行脚付近で peak に達している。血圧波形は、 $Vm(t)$  波形より約 80 msec 遅れて立ち上がっている。この時間遅れは中枢からの伝播時間である。

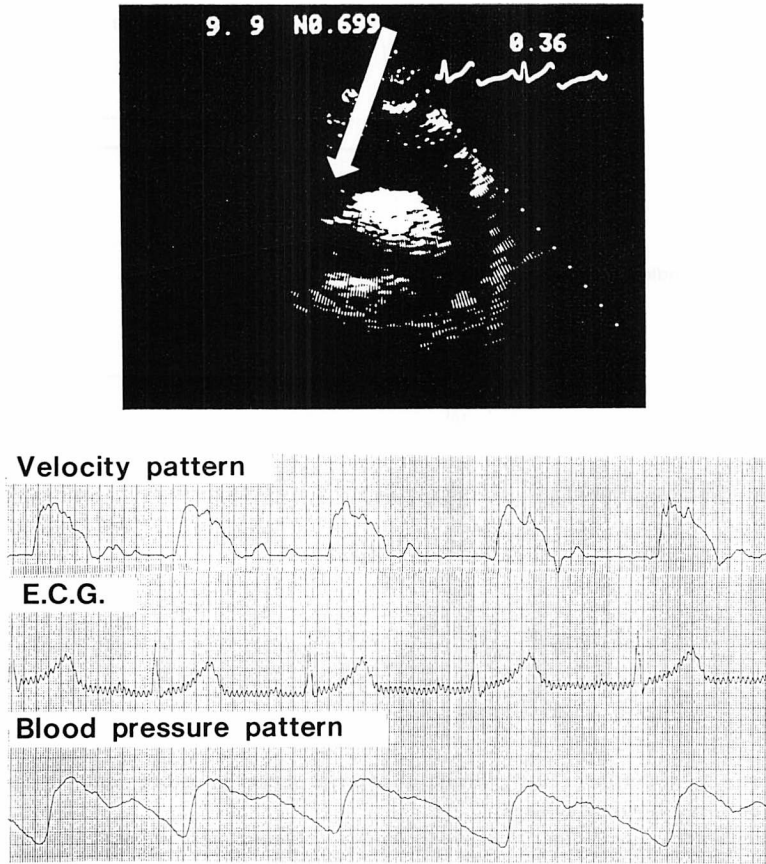


Fig. 4. Two-dimensional echogram of the aortic arch of a normal subject (upper) and velocity pattern of ascending aortic flow simultaneously recorded E.C.G., and brachial arterial blood pressure pattern by a newly-developed method in a normal subject (lower).

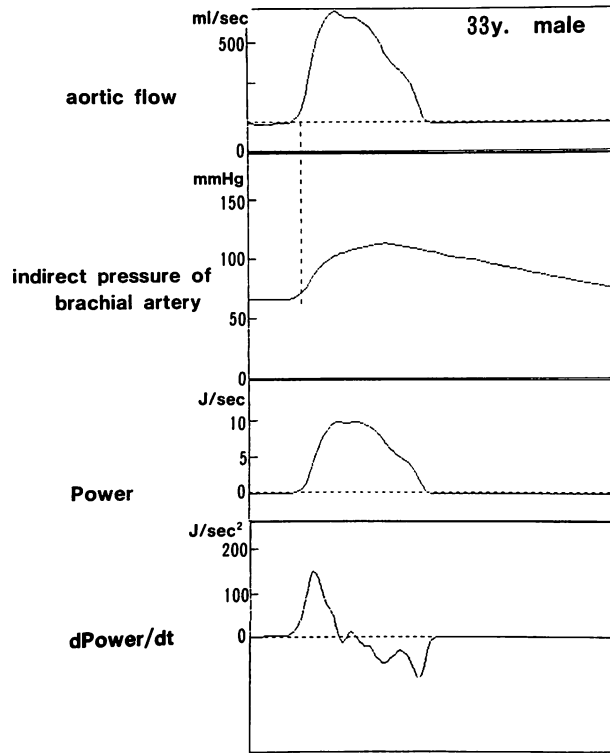
## 2. 計算処理波形

健常例 (33 歳, 男性) の  $F_a(t)$ ,  $P_a(t)$ , power,  $dPower/dt$  の典型的なパターンを Fig. 5 に示す. いずれも 5 波形を加算平均したものであり, 前述の方式にて立ち上がりを一致させている.

Power 波形を健常例, 疾患例と比較すると, 健常例では急峻な立ち上がりで peak を形成し, 駆出前期にパワー集中がおこるのに対し, 疾患例では台形パターンを示し, 平坦な駆出分布となるのが特徴であった (Fig. 6).

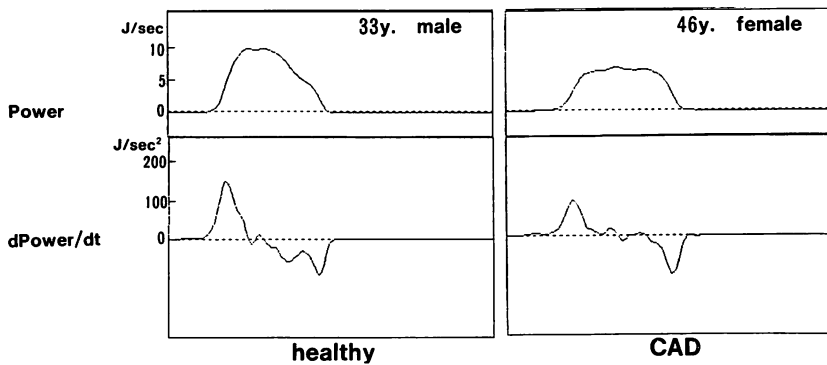
## 3. 大動脈血圧波形と上腕動脈血圧波形を用いた power 波形の比較

同一症例につき, Fig. 7 に示すように, 心臓カテーテル法で求めた大動脈血圧波形 (A) と, 本法で用いた非観血的測定による上腕動脈血圧波形 (B) とから, それぞれ power 波形を算出, 比較した. 両圧パターンには若干の相異がみられたが, 臨床上許容し得る範囲内であり, さらに power パターンは圧パターンの影響が少なく, ほとんど流量パターンに相似となり, 大動脈血圧波形と上腕動脈血圧波形を用いた power 波形の間には, ほとんど差がないことが確かめられた.



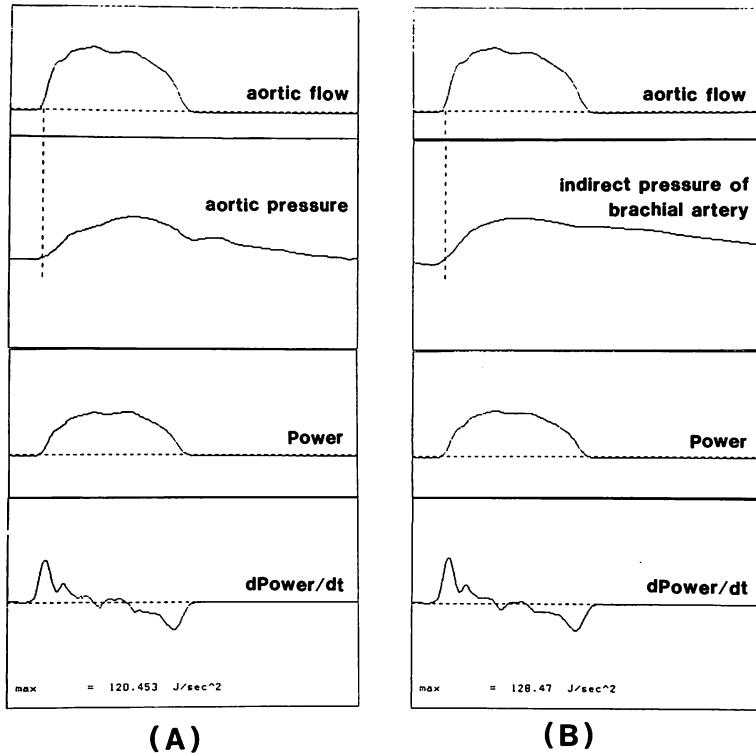
**Fig. 5. Aortic flow pattern ( $F_a(t)$ ), brachial arterial blood pressure pattern ( $P_a(t)$ ), Power, and  $d\text{Power}/dt$  in a normal subject.**

$F_a(t)$  is calculated by a computer from  $V_m(t)$ . Power is obtained from the product of  $F_a(t)$  and  $P_a(t)$ . Then, the rate of change of the power ( $d\text{Power}/dt$ ) is obtained.



**Fig. 6. Comparison of the Power and  $d\text{Power}/dt$  of a 33-year-old normal subject and a 46-year-old patient with coronary artery disease (CAD).**

In the normal subject, the peak power occurs during early systole. In the patient with CAD, the power pattern is a plateau.



**Fig. 7. Comparison of the Power patterns calculated by (A) aortic pressure and (B) brachial arterial pressure.**

There is no significant difference between them.

#### 4. 健常群と疾患群の比較

##### 1) 一回拍出量と心拍出量

Fa(t) より求めた一回拍出量, 及び心拍出量を, 健常例各年代別, 及び疾患例と比較したものを **Fig. 8, 9** に示す. いずれも各群で著明な有意差を認めなかった.

##### 2) Peak dF/dt

Fa(t) の最大微分値 peak dF/dt を同様に比較したものを **Fig. 10** に示す. 健常群では各年代間で有意差なく, 平均 12.49 l/sec<sup>2</sup>, 疾患例で EF ≥ 50% の群も平均 12.3 l/sec<sup>2</sup> で, 健常群との間に有意差を認めなかった. EF < 50% の群では 7.91 l/sec<sup>2</sup> となり, 健常群とは有意差を認めた (p < 0.05),

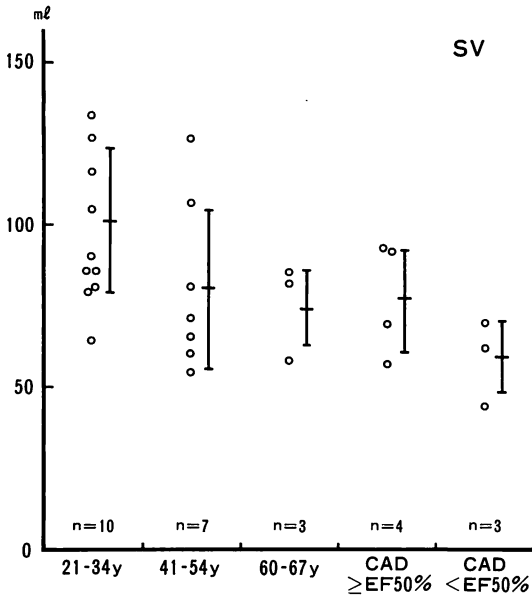
##### 3) Peak dPower/dt

Peak dPower/dt では, **Fig. 11** に示す如く, 健常群では各年代間で有意差なく, 平均 160.2 J/sec<sup>2</sup> であり, 疾患例 EF ≥ 50% の群でも平均 145.2 J/sec<sup>2</sup> で, 健常群との間に有意差を認めなかったが, EF < 50% の群では 93.5 J/sec<sup>2</sup> となり, 健常群との間に著明な有意差が認められた (p < 0.005).

以上より, peak dPower/dt は, 健常者各年代別に比べ, EF < 50% の疾患群で有意に低下し, 心機能評価指標としての臨床的有用性が示唆された.

#### 考 按

心拍出量は前負荷, 後負荷と左室収縮性とで決定される. 临床上, これらの負荷を除外した左室



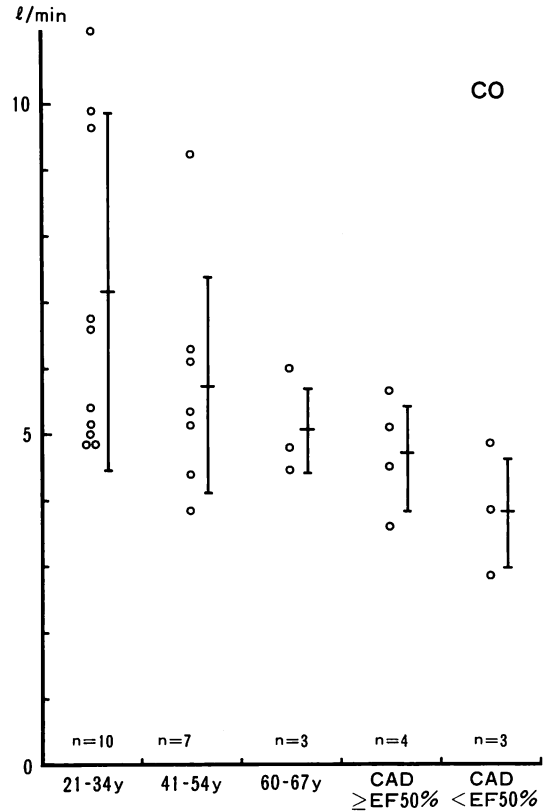
**Fig. 8. Comparison of stroke volumes of normal subjects and patients.**

There is no significant difference between them.

収縮性の評価が必要とされるが, そのような評価法は少なく, いまだ臨床では実用に至っていない。

現在, 一般臨床で心機能評価法として用いられているのは, 簡単なものでは, New York Heart Association (NYHA) の心機能分類の如く, 心不全症状の有無で判定する方法, 心, 肺及び全身の理学所見により判定する方法, 腎, 肝うっ血による腎障害, 肝障害の程度や, 赤血球増加, 動脈血酸素飽和度の低下などの血液生化学データで判断する方法, 更にデコラン, エーテル, アリナミンを用いた循環時間の測定, 息こらえ時間, 末梢静脈圧測定などの簡単なベッドサイド検査がある。

更に非侵襲的には胸部 X 線写真における心陰影の拡大, 肺水腫, 胸水の有無, 頸動脈波における前波の増大, 重複波脈波の有無, 心尖拍動図における a 波増高, C 点高位, CE 延長, RF 波不明瞭化などの所見の有無がある。心エコー図法では僧帽弁振幅減少や拡張期後退速度低下, B-B'



**Fig. 9. Comparison of cardiac outputs of normal subjects and patients.**

There is no significant difference between them.

step, 左房拡大, 心嚢水の有無などの所見のほか, 定量的には左室容積, 心拍出量, 駆出率, 左室内径短縮率, 左室円周方向心筋線維短縮速度 ( $V_{cr}$ ) などが心機能評価の指標となる。RI を用いた検査でも, 種々の定性, 定量的評価, 運動や薬剤負荷による評価が可能である。しかし, これらの実用されている非観血的方法によるパラメーターは, 前負荷, 後負荷の影響を受けずに心収縮力を表わす指標とはなっていない。

一方, 観血的な方法として, Swan-Ganz カテーテルで求めた平均肺動脈楔入圧と心係数とで表わされる, Forrester の血行力学的分類がある。これは急性心筋梗塞, 心不全の際の心機能評価,



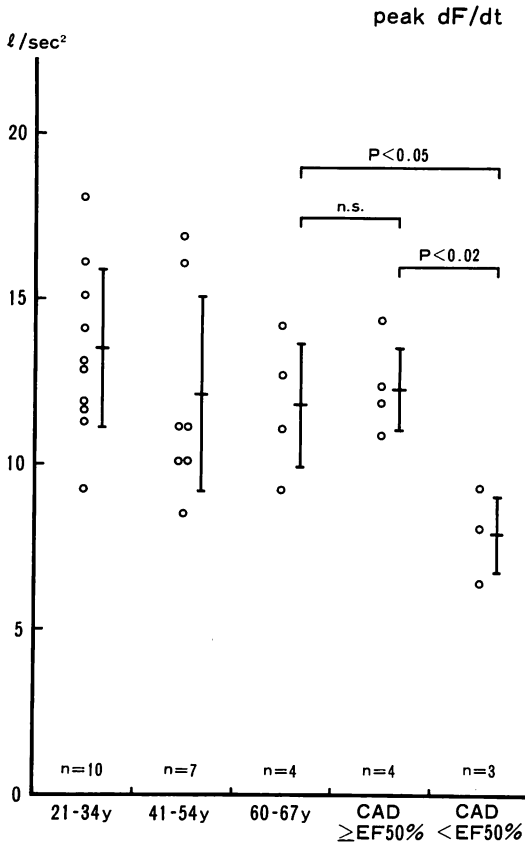


Fig. 10. Comparison of dF/dt of normal subjects and patients.

There is a significant difference between values of normal subjects and patients with ejection fractions less than 50% at 5% level.

治療方針，予後評価に有用である。

心臓カテーテル法では更に詳細な評価が可能である。心，大血管内圧測定，圧波形分析，心拍出量の測定（熱希釈法，色素希釈法），血液ガス分析，さらに血管造影により，心内腔の大きさ，壁厚，壁運動の異常，心拍出量，駆出率の測定などが行なわれ，これらより，心ポンプ機能，心筋収縮性の多くの指標が算出，応用されている。それは次の如く4つに大別されよう。

a) ポンプ機能：Frank-Starling の法則に基づき，前負荷と心拍出量とで表わされる指標であ

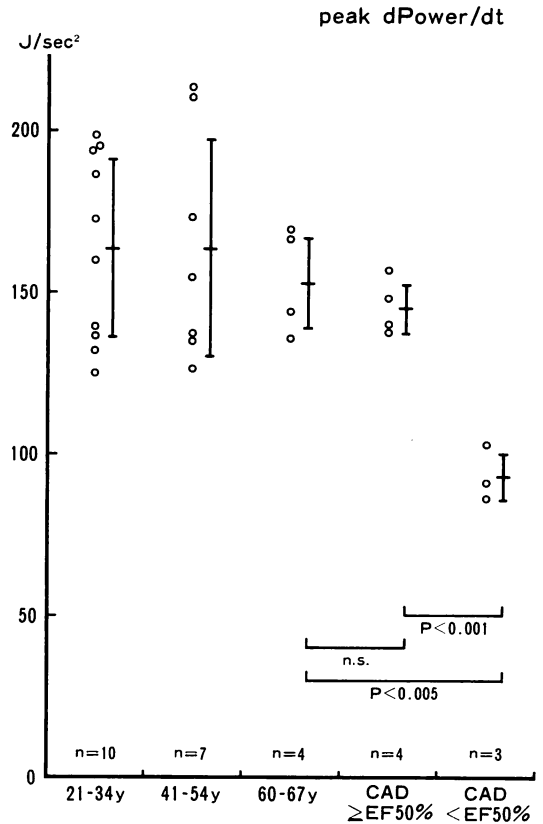


Fig. 11. Comparison of dPower/dt of normal subjects and patients.

There is a significant difference between values of normal subjects and patients with ejection fractions less than 50% at 0.5% level.

る。横軸に前負荷である左室拡張末期容積，縦軸に1回拍出係数をとると，その曲線は種々の負荷による左室収縮性の変化で上下に移動するが，機能が低下している心臓では一回拍出係数は後負荷増大により減少するので，この曲線から心収縮性を評価するのは困難である。そこで後負荷に関係の深い大動脈血圧を含んだ1回心仕事量を縦軸にした方がより良いと考えられる。この意味で，左室収縮係数 (contractility index: 左室仕事量/左室拡張末期容積) は前負荷，後負荷の影響を受けにくい，すぐれた心収縮性の指標と言われている。Kimata ら<sup>5)</sup>は，contractility index を心臓

カテーテル法により求め, 心筋梗塞巣の拡大とともにこの index が低下するとして, その有用性を報告している. しかし今のところ, これを非観血的に求めた報告はなく, 実用には至っていない.

b) 等容収縮期の指標: 後負荷の影響の少ない等容収縮期の指標である左室圧発生速度の最大値 (peak  $dP/dt$ ), これに補正式を用いて前負荷, 後負荷の影響を少なくしたもの, 心内圧零時の短縮速度 ( $V_{max}$ ) などがある. これらは薬剤に対する反応など, 短期的効果をみるのに適しているが, 患者間の比較は駆出期の指標に劣ると言われている<sup>6)</sup>.

c) 駆出期の指標: 現在広く用いられている指標に, 1 回拍出量を左室拡張末期容積で除した駆出率 (ejection fraction) があるが, これは後負荷の影響が大きく, 純粋な左室収縮性を表わすとは言えない.

その他, 左室最大円周短縮速度 peak  $V_{ef}$ , 最大応力時の  $V_{ef}$ , mean  $V_{ef}$  があるが, やはり後負荷の影響が大きく, あまり良い指標とは言えない.

一方, 最大血流量加速度 (peak  $dF/dt$ ) は, 動物実験で心収縮性を表わすとして, Noble ら<sup>7)</sup>が報告している.  $dF/dt$  は, Stein ら<sup>1)</sup>によると, 前負荷, 後負荷の影響を受けないとされているが, Van den Bos ら<sup>8)</sup>によると, 前負荷の影響は受けませんが, 後負荷増大により  $dF/dt$  は減少するとされており, Chung ら<sup>9)</sup>によると, 前負荷増大で  $dF/dt$  は増加, 後負荷増大で  $dF/dt$  は減少するとされている.

この  $d\bar{F}/dt$  を反映する指標として, 駆出初期 1/3 駆出量比がある. Johnson ら<sup>10)</sup>は, 左室造影により, 正常では駆出量が前期に集中し, 冠疾患例では中期が大となることを報告しており, 駆出初期駆出量比は, 心収縮性を表わすものと解される. 滝島ら<sup>11)</sup>は, 前負荷を一定とした時, この指標が最も後負荷の影響を受けなかったと報告している.

大動脈血流量に血圧を乗じた心外仕事率 (power) の微分値  $dPower/dt$  は, 前負荷, 後負荷の影響を受けずに左室収縮性を鋭敏に反映する指標として, 更に有用と思われる.

心内圧を  $P$ , 大動脈血流量を  $F$  とすると, 仕事率  $P \times F$  の変化率は, 次式で表わされる.

$$dPower/dt = P \cdot dF/dt + F \cdot dP/dt$$

駆出中の  $dP/dt$  は小さいので,  $P \cdot dF/dt$  のみの変化を考えればよく, 末梢抵抗増大で  $P$  は増加,  $dF/dt$  は減少するので, 両者の変化が相殺し,  $dPower/dt$  の末梢抵抗依存性を小さくしていると考えられる<sup>11)</sup>.

Stein ら<sup>1)</sup>は, 開胸犬を用い, angiotensin で後負荷増大, Dextran で 40% の前負荷増大を行なったところ,  $dPower/dt$  は変化せず, isoproterenol (3.8  $\mu\text{g}/\text{min}$ ) で心収縮性を増強, propranolol (4~5 mg) 投与で抑制させたところ,  $dPower/dt$  は,  $(10 \pm 2) \times 10^8 \text{ dynes-cm}/\text{sec}^2$  から, isoproterenol で  $(15 \pm 3) \times 10^8 \text{ dynes-cm}/\text{sec}^2$  ( $p < 0.01$ ), propranolol で  $(6 \pm 1) \times 10^8 \text{ dynes-cm}/\text{sec}^2$  へと ( $p < 0.001$ ), 鋭敏に変化したと報告している. 滝島ら<sup>11)</sup>も, 摘出心で前負荷を一定とした時, 後負荷変化で  $dPower/dt$  はあまり変化しなかったと言っている.

また, Stein ら<sup>12)</sup>は, ヒトでも  $dPower/dt$  を開胸手術中に求めたと報告しているが, 今のところ, 非観血的に  $dPower/dt$  を求めた報告はない.

d) 収縮末期の指標: 横軸に左室容積, 縦軸に左室内圧をとり, 心周期の圧-容積関係を表わすと, ループは前負荷, 後負荷の増減により移動するが, 収縮末期の点はほぼ直線上に並び, この直線の傾きは, アドレナリン負荷で心筋収縮性を増強させると急峻になることが, Suga ら<sup>13)</sup>, Saga-wa ら<sup>14)</sup>の動物実験で明らかにされており, この直線の傾き ( $E_{max}$ ) は, 前負荷, 後負荷に影響されない優れた左室収縮性指標とされている.

しかし,  $E_{max}$  を非観血的に求めるのは困難であり, 今のところその報告はない. Grossman ら<sup>15)</sup>

## 要 約

心機能評価指標として、心外仕事率 (power) とその微分値を非観血的に求めた。心外仕事率は大動脈血流量と上腕動脈血圧との積で求めた。大動脈血流量は超音波パルス・ドプラー血流計 (キャリア周波数 2 MHz, パルス繰り返し周波数 10 KHz, 測定可能最高流速 380 cm/sec) を用い、胸骨上窩より測定した。上腕動脈血圧は、振動法と圧脈波法に基づいて開発された方法により求めた。対象は健常者 21 例と疾患例 (陳旧性心筋梗塞症例) 7 例である。以下の結果を得た。

1. 得られた心外仕事率波形は、大動脈血圧波形 (心臓カテーテル法による) を用いた場合に比較し、大きな相異は示さなかった。
2. 心外仕事率の微分値の最高値は、健常者の各年代別で有意差なく、平均 160.2 J/sec<sup>2</sup>、駆出率 50% 以上の疾患群で平均 145.2 J/sec<sup>2</sup>、50% 以下の群で平均 93.5 J/sec<sup>2</sup> であり、健常者に比し、駆出率 50% 以下の疾患群で有意の低下 ( $p < 0.005$ ) が認められ、本法の心機能評価における臨床的有用性が示唆された。

## 文 献

- 1) Stein PD, Sabbah HN: Rate of change of ventricular power: An indicator of ventricular performance during ejection. *Am Heart J* **91**: 219-227, 1976
- 2) 藤崎寿路, 高橋郁美, 高山和久, 川村益彦, 吉村正蔵: 無侵襲血圧測定法. 臨床病理臨時増刊号: 70-80, 1983
- 3) 古幡 博: 超音波パルスドプラー血流計. *電子医学* **23**: 225-231, 1976
- 4) 照屋日出夫: 超音波パルスドプラー血流計による心拍出量の非観血的測定に関する研究. *慈恵医大誌* **96**: 1194-1205, 1981
- 5) Kimata S, Inoue Y: Relationship between left ventriculographic findings and clinical symptoms and signs in myocardial infarction. *Jpn Circ J* **44**: 218-234, 1980
- 6) 白土邦男, 滝島 任: 心・血行力学測定における観血的方法の意義. *日本臨床* **42**: 2614-2618, 1984
- 7) Noble MIM, Trenchard D, Guz A: Left ventricular ejection in conscious dogs; 1. Measure-

は、 $E_{max}$  の代用として、観血的に収縮末期の左室圧/左室容積比 (PSP/ESV ratio) を求め、左室収縮性の指標としての有用性を唱えている。更に Osbakken ら<sup>10)</sup>は、RI を用いて ESV を、上腕カフ法にて PSP を求め、非観血的に PSP/ESV ratio が得られたと報告している。今後、 $E_{max}$  の簡便法として PSP/ESV ratio が実用化されれば、非常に良い左室収縮性指標となりうるであろう。

以上より、前負荷、後負荷の影響を受けずに心筋収縮性を鋭敏に反映する指標は少なく、文献的には、 $E_{max}$ , contractility index, dPower/dt の 3 者のみであった。今のところ、 $E_{max}$  の簡便法として PSP/ESV ratio が RI を用いて求められているのみで、後 2 者については、非観血的に求めた報告はなく、臨床応用には至っていない。

我々は、peak dPower/dt を非観血的に求めることができ、検討した結果、健常群各年代別では有意差がなく、健常群と疾患群 (EF 50% 以下) とでは著明な有意差 ( $p < 0.005$ ) が認められ、心機能評価に対する peak dPower/dt の臨床的有用性が確認できた。

なお、今後、よりいっそう安定かつ高精度の d Power/dt を得るためには、瞬時流量の絶対値が微分に耐える低雑音で求められる必要があり、より高い SN 比、より良い周波数応答特性を持つ血流計測をめざして、さらに方法論の改良が必要と思われる。

## 結 語

1. 超音波パルス・ドプラー血流計と非観血的血圧波形測定装置を用い、心外仕事率 (power)、及びその微分値 (dPower/dt) を非観血的に測定した。
2. Peak dPower/dt は、健常群と左室駆出率 50% 以下の疾患群との間で著明な有意差 ( $p < 0.005$ ) を示し、心機能評価指標として臨床上有用と考えられた。

- ment and significance of the maximum acceleration of blood from the left ventricle. *Circ Res* **19**: 139-147, 1966
- 8) Van den Bos, Elzinga G, Westerhof N, Noble MIM: Problems in the use of indices of myocardial contractility. *Cardiovasc Res* **7**: 834-848, 1973
  - 9) Chung DCM, Chamberlain JH, Seed RGFL: The effect of haemodynamic changes on maximum blood flow acceleration at the aortic root in the anaesthetized, open-chest dog. *Cardiovasc Res* **8**: 362-372, 1974
  - 10) Johnson LL, Ellis K, Schmidt D, Weiss MB, Cannon PJ: Volume ejected in early systole: A sensitive index of left ventricular performance in coronary artery disease. *Circulation* **52**: 378-389, 1975
  - 11) 滝島 任, 石出信正, 磯山正玄: 負荷インピーダンス変化と左心室: II. 心収縮力指標の負荷インピーダンス依存性. *循環器科* **8**: 375-387, 1980
  - 12) Stein PD, Sabbah HN: Ventricular performance measured during ejection: Studies in patients of the rate of change of ventricular power. *Am Heart J* **91**: 599-606, 1976
  - 13) Suga H, Sagawa K, Shoukas AA: Load independence of the instantaneous pressure-volume ratio of the canine left ventricle and effects of epinephrine and heart rate on the ratio. *Circ Res* **32**: 314-322, 1973
  - 14) Sagawa K: The ventricular pressure-volume diagram revisited. *Circ Res* **43**: 677-687, 1978
  - 15) Grossman W, Braunwald E, Mann T, McLaurin LP, Green LH: Contractile state of the left ventricle in man as evaluated from end-systolic pressure-volume relations. *Circulation* **56**: 845-852, 1977
  - 16) Osbakken MD, Boucher CA, Okada RD, Bingham JB, Strauss HW, Pohost GM: Spectrum of global left ventricular responses to supine exercise. *Am J Cardiol* **51**: 28-35, 1983