

運動負荷連続波ドップラー  
心エコー図法による虚血性  
心疾患の運動予備能の評価

Exercise capacity in  
ischemic heart disease  
evaluated by continuous  
wave Doppler echocard-  
iography

川添 康郎  
鄭 忠和  
川滝 正光  
島袋 国定\*  
生野 博久  
木佐貫 彰  
尾辻 豊  
有川 清猛  
鹿島 友義  
田中 弘允

Yasuro KAWASOE  
Chuwa TEI  
Masamitsu KAWATAKI  
Kunisada SHIMABUKURO\*  
Hirohisa SHOUNO  
Akira KISANUKI  
Yutaka OTSUJI  
Kiyotake ARIKAWA  
Tomoyoshi KASHIMA  
Hiromitsu TANAKA

**Summary**

To evaluate exercise capacity in ischemic heart disease, we measured the peak aortic flow velocity by continuous wave Doppler (CWD) echo from the suprasternal notch at rest and during multiple load ergometer testing in the supine position. The study subjects consisted of 14 normal controls, 10 patients with effort angina and 21 patients with old myocardial infarction (OMI). In all the patients and in five normal subjects, thallium-201 emission CT (SPECT) was also performed immediately after exercise and four hours subsequently. Change in the peak aortic flow velocity during exercise was compared with the extent of perfusion defects and the presence or absence of redistribution images on SPECT.

At rest, the peak aortic flow velocity was not different from that of the other three groups. During exercise, it increased progressively (crescendo type) as the exercise was increased in normal subjects. In patients with angina pectoris it increased at the initial stage of exercise, but was unchanged (crescendo-plateau type) or decreased (crescendo-decrescendo type) at the maximum exercise stage. Redistribution images on SPECT were seen in nine of 10 patients with angina pectoris.

In patients with OMI, change in the peak aortic flow velocity was of the crescendo type in 14, crescendo-decrescendo in three and crescendo-plateau in one. In the remaining three it decreased from the beginning of exercise (decrescendo type). Redistribution images were seen in all patients with the

鹿児島大学医学部 第一内科  
\*同 放射線科  
鹿児島市宇宿町 1208-1 (〒890)

The First Department of Internal Medicine and  
\*Department of Radiology, Faculty of Medicine,  
Kagoshima University, Usuki-cho 1208-1, Kagoshima  
890

crescendo-decrescendo, crescendo-plateau or decrescendo types. Furthermore, myocardial damage was much more extensive in the decrescendo type.

We conclude that exercise continuous wave Doppler echocardiography is a useful means of evaluating exercise capacity in ischemic heart disease.

### Key words

Continuous wave Doppler

Ischemic heart disease

Exercise capacity

## はじめに

左室収縮能を評価する上に行大動脈血流の加速度や最大速度の測定が有用であることは、すでに観血的検査法により証明されている<sup>1-4)</sup>。また、Light ら<sup>5,6)</sup>が、連続波ドップラー法を用い、胸骨上窩から上行大動脈血流を測定して以来、この方法により、非侵襲的に左室収縮能や心拍出量を評価できることが知られている<sup>7,8)</sup>。また、上行大動脈血流最大速度や加速度は、左室収縮能の変化に敏感な指標であることも報告されている<sup>7,8)</sup>。

これまで、虚血性心疾患の運動予備能は、自転車エルゴメーターやトレッドミルテストなどを用い、運動時の心電図変化や自覚症状、血圧・脈拍の変化、および運動持続時間や最大運動強度をもとに評価されてきた。しかし、これらの指標は直接的に心機能をみているものではない。さらに近年、RI アンジオ法も用いられているが、これは費用が高く、特定の設備を要するなどの点で、広く普及するにいたっていない。他方、運動負荷タリウム心筋シンチ法では、初期分布像と再分布像の比較から一過性虚血の有無や心筋虚血領域の広がりを知ることができ、これから間接的に局所心筋の壁運動異常をある程度推察することができる。

本研究の目的は、連続波ドップラー心エコー図法を運動負荷テストに応用し、負荷中の上行大動脈血流最大速度の変化から、虚血性心疾患の運動予備能の評価が可能であるか否かを、タリウム心筋シンチ像との対比により検討することである。

## 対象と方法

対象は心疾患のない健常者 14 例(男 13, 女 1, 平均年齢 57.7 歳: 44~75 歳), 有意な冠動脈狭窄を有する労作性狭心症 10 例(男 9, 女 1, 平均年齢 59.8 歳: 49~71 歳), 陳旧性心筋梗塞症 21 例(男 18, 女 3, 平均年齢 57.4 歳: 42~74 歳)である。検査の 24 時間前より内服薬を中止させ、また  $\beta$  遮断剤を投与中のものは対象より除外した。患者はすべて冠動脈造影で 75% 以上の狭窄を有していた。

仰臥位エルゴメーターを用い、3 分ごとに 25 ワットずつ増量させる漸増多段階運動負荷法を施行し、中等度の胸痛、呼吸困難、下肢の強度の疲労などの自覚症状の発現を運動終了点とした。同時に連続波ドップラーエコー法を用いて、胸骨上窩より安静時および運動中の上行大動脈の血流最大速度を測定した。使用装置は、Sonacolor CD® (Carolina Medical Electronics) で、5 MHz の連続波ドップラー単独の探触子を用いて、ドップラーエコーをビデオテープレコーダーに記録した。記録されたドップラーエコー図から、角度補正を行わずに、血流最大速度を測定した。運動中の血流最大速度は、呼吸時における 5 拍の平均値とし、安静時の血流最大速度に対する各段階の運動負荷時における血流最大速度の変化率 (percent change of the peak velocity; %PV) の推移を、各群間で比較検討した。

また、運動終了 1 分前に <sup>201</sup>Tl-Cl 3~4 mCi を静注し、運動負荷直後と 4 時間後に single photon emission CT (SPECT) を施行した。SPECT は、高感度平行孔型コリメーターを装着したシー

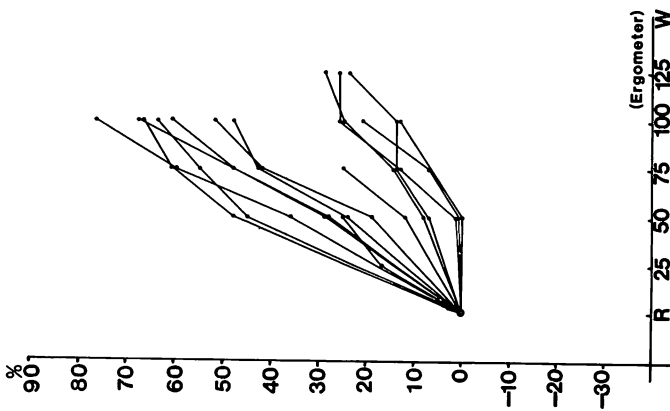


Fig. 1

**Fig. 1. Percent change in the peak aortic flow velocity during exercise in normal controls.**

The peak velocities progressively increase during exercise in all subjects (crescendo type).  
W = watts.

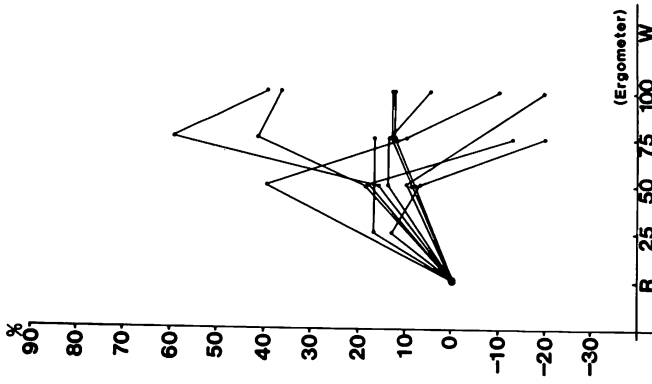


Fig. 2

**Fig. 2. Percent change in the peak aortic flow velocity during exercise in patients with effort angina.**

The peak velocities increase at the initial stage in all, but are unchanged in 3 patients (crescendo-plateau type) and decrease in 7 (crescendo-decrescendo type) at the maximum stage.

**Fig. 3. Percent change in the peak aortic flow velocity during exercise in patients with old myocardial infarction.**

The peak velocities progressively increase in 14 patients, increase at the initial stage and are unchanged thereafter in one, and decrease in 3 at the maximum stage. In the remaining 3 patients, progressively decreased velocities with increments of exercise are observed (decrescendo type).

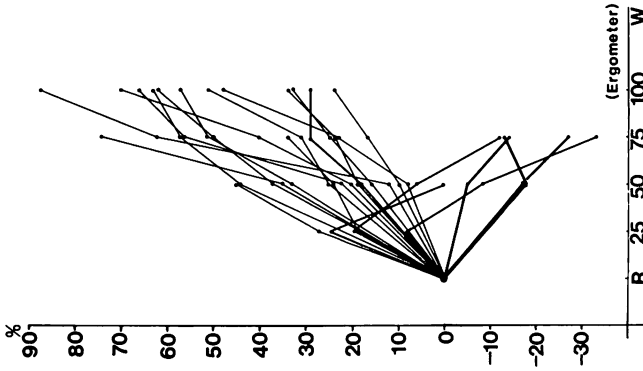


Fig. 3

メンス ZLC-75 ガンマカメラを用い, 180° 法にて撮像し, 画像処理および計測には島津シンチパック 2400 を使用した. そして, 6 mm 間隔で再構成された短軸像 (rotated coronal view) の左室中央部のスライス像から, circumferential profile 法<sup>9)</sup>により心筋虚血領域を求め, 各群間の比較を行った. すなわち, 短軸断面の中心より 0 時の方向を 0° とし, 短軸断面を反時計回りに 32 分割し, 運動負荷直後の <sup>201</sup>Tl uptake profile curve を作成した. そして, それぞれの分画において, 健常者 10 例の正常下限の値 (平均値-2SD: SD は標準偏差値) より小さい領域を心筋虚血領域 (梗塞部を含む) と判定し, その広がり (defect area) を横軸の長さ (角度) で求めた (Fig. 7b 参照). 再分布像の有無は, 左室短軸像における運動直後と 4 時間後の <sup>201</sup>Tl uptake count 値から % washout ratio を求め, その washout circumferential profile curve<sup>10)</sup> から判定した.

## 結 果

### 1. 仰臥位エルゴメーター運動負荷時の血流最大速度の変化

漸増多段階運動負荷により, 十分な観察を最大負荷時までに行い得たのは, 全 51 例中 47 例 (92%) であった. またこの 47 例中, 2 例は心房細動あるいは動脈硬化性大動脈弁閉鎖不全を有しており, 本研究の対象から除外した.

大動脈血流最大速度の計測における interobserver variation は少なく, 各段階において, 2 分以上経過したさいの呼吸時の計測では, 2 名の検者による測定値には  $r=0.94$  ( $p<0.001$ ) の相関があった.

安静時の血流最大速度は, 健常群, 労作性狭心症群, 陳旧性心筋梗塞群で, それぞれ  $0.56 \pm 0.10$  m/sec (平均  $\pm$  SD),  $0.53 \pm 0.11$  m/sec,  $0.51 \pm 0.08$  m/sec であり, 各群間に有意差はみられなかった. しかし, 運動負荷時の血流最大速度は各群間で異なる変化を示した. Fig. 1 は健常群の安静時の血流最大速度に対する運動負荷中の変化率

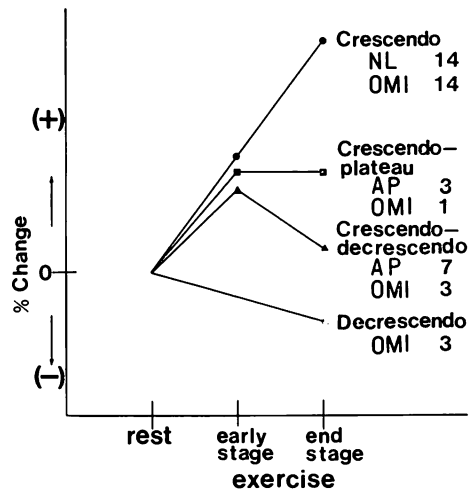


Fig. 4. Summary of percent change in the peak aortic flow velocity during exercise.

NL=normal control; AP=effort angina; OMI=old myocardial infarction; (+)=increase; (-)=decrease.

(%PV) と, 負荷量との関係を示したものである. 全例において, 運動負荷量が増加するとともに血流最大速度は増大し, 運動負荷の最大時に血流速度も最大値を示した (漸増型). 健常者における %PV の最大値は  $44.8 \pm 23.7\%$  であった. Figs. 2, 3 は, それぞれ労作性狭心症群, 陳旧性心筋梗塞群の %PV と運動負荷量との関係を示す. 労作性狭心症群では, 運動負荷量が増すにつれて, %PV が漸増した後, 漸減する症例 (漸増・漸減型) が 7 例, %PV が漸増した後, それ以上の変化が認められない (増加・平坦型) 症例が 3 例にみられた. これに対して, 陳旧性心筋梗塞群では, 運動負荷量の増加につれて, %PV は漸増型 (14 例), 増加・平坦型 (1 例) のほか, 漸増・漸減型 (3 例) を示すものがあり, また運動の開始時より %PV の減少していく症例 (漸減型) が 3 例にみられ, 全体的には症例によって運動負荷量に対する %PV が一定の傾向を示さなかった. Fig. 4 は健常群, 労作性狭心症群, 陳旧性心筋梗塞群の安静時に対する漸増多段階運動負荷時の %PV の変化を総括したものである.

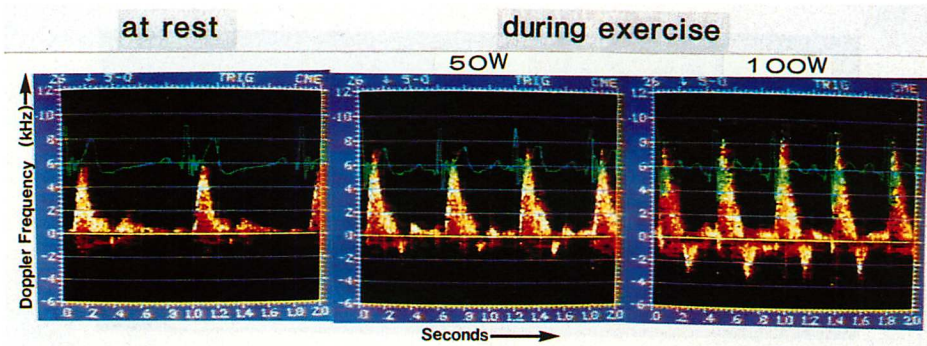


Fig. 5. Continuous wave Doppler echocardiograms at rest and during exercise in a normal control.

The peak velocities progressively increase during exercise (crescendo type).

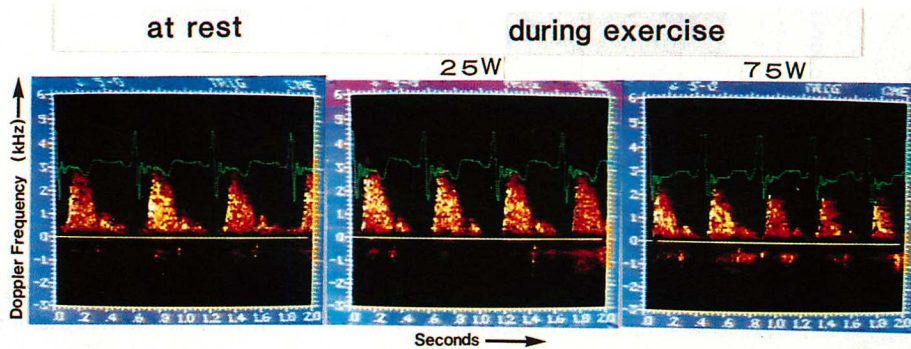


Fig. 6. Continuous wave Doppler echocardiograms at rest and during exercise in a patient with old myocardial infarction having effort angina.

The peak velocities increase at the initial stage (25 watts) compared to those of controls (at rest), but decrease at the maximum stage (75 watts) (crescendo-decrescendo type).

狭心症の全例、および陳旧性心筋梗塞群の中の漸増・漸減型あるいは漸減型を示した7例中6例に、運動負荷により狭心症が発現した。これに対し、漸増型を示した陳旧性心筋梗塞14例では、いずれも狭心症発作はみられなかった。Figs. 5, 6はそれぞれ健常者例と運動負荷中に狭心症発作を伴った陳旧性心筋梗塞例の、安静時および運動負荷時の連続波ドップラー心エコー図を示す。健常例では、負荷量が50W、100Wと増大するとともに、血流最大速度も増大する漸増型を示している。これに対して、陳旧性心筋梗塞例では、負荷量が軽度の時には血流最大速度は増加しているが、最大負荷時にはむしろ減少する漸増・漸減型

を示している。

## 2. SPECTにおける心筋虚血の広がり及再分布像の有無

Fig. 7 上段は、労作性狭心症例で、運動負荷直後と4時間後における左室中央部短軸像のSPECTを示す。Fig. 7bは運動直後のCircumferential profile curveを正常下限(-2SD)のcurveに重ね合わせたもので、心筋虚血の広がり(defect area)は136°であることがわかる。Fig. 7cは% washout ratioのprofile curveであり、左室の後・下壁を中心に再分布が示されている。

Fig. 8は狭心症群と陳旧性心筋梗塞群における心筋虚血の広がり(梗塞部を含む)と、再分布像の

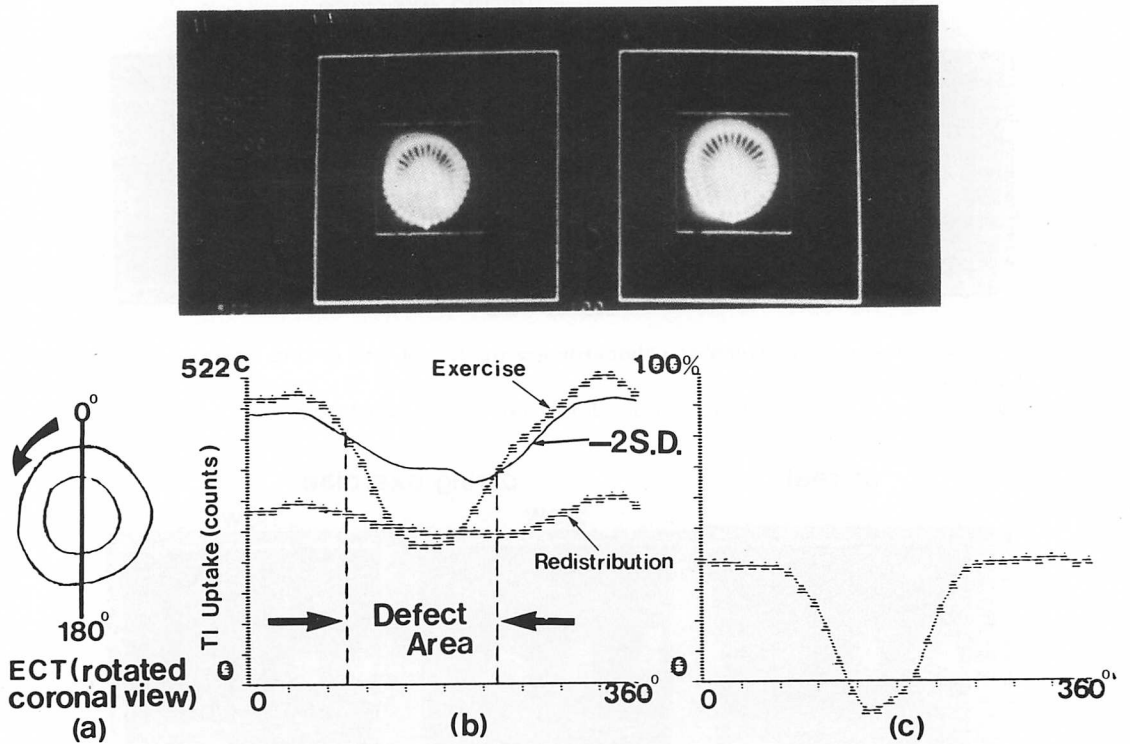


Fig. 7. An example of scintigraphic images on a rotated coronal view of the middle of the left ventricle immediately after exercise and 4 hours later in a patient with effort angina (upper panel), and the circumferential profile curve obtained immediately after exercise superimposed on the lowest normal curve (lower panel).

Black arrows indicate the extent of myocardial ischemia (defect area) (lower panel b). The percent washout circumferential profile curve shows the presence of redistribution in the defect area (lower panel c). A normal curve is obtained as the mean  $-2SD$ .

有無を示したものである。労作性狭心症群では10例中9例に再分布像がみられ、心筋虚血の広がり平均  $133 \pm 74^\circ$  であった。一方、陳旧性心筋梗塞群では、運動負荷時の血流最大速度が漸増型 (A) を示した14例中12例では再分布像はみられず、増加・平坦型ないし漸増・漸減型 (B), および漸減型 (C) では、全例に再分布像がみられた。心筋虚血の広がり、A群 ( $173 \pm 39^\circ$ ) とB群 ( $174 \pm 48^\circ$ ) の間には有意差はみられなかったが、漸減型を示したC群 ( $286 \pm 20^\circ$ ) では、他の群に比べて著しく広範囲であった。

### 3. 運動負荷による血流最大速度の変化と再分布像との関係

Fig. 9は、狭心症群と陳旧性心筋梗塞群を一括して、血流最大速度の変化のパターンと再分布像の有無との関係を示したものである。漸増型では、再分布像は14例中4例 (28%) のみにみられたが、増加・平坦型、漸増・漸減型および漸減型では、17例中16例 (94%) に再分布像が認められた。

### 4. 各群間における運動負荷時の心拍数および収縮期血圧の変化

Table 1は、各群における運動負荷時の心拍

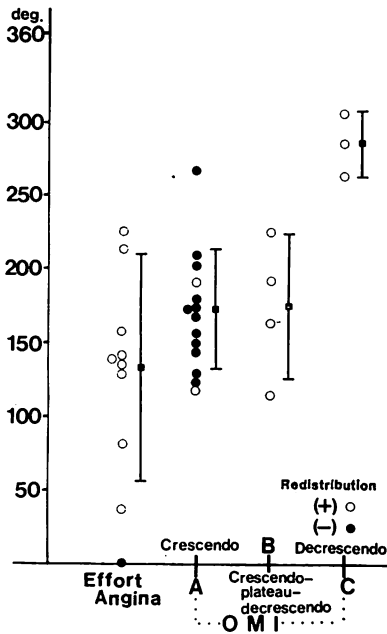


Fig. 8. Correlation between the extent of the defect area and the presence or absence of redistribution on scintigraphic images in patients with effort angina and old myocardial infarction (OMI).

The extent is shown in degrees (deg.). The patients with OMI are divided into three groups based on the type of change in the peak aortic flow velocity during exercise. The open circles represent the presence of redistribution and the solid circles represent its absence.

数 (HR) と収縮期血圧 (SBP) の変化を示す。健常群では、負荷量が増すにつれて両者は有意な増加を示した。一方、労作性狭心症群、および血流最大速度の変化が漸増型を示した陳旧性心筋梗塞群 (OMI-A) では、心拍数は健常群と同様、負荷量とともに有意な増加を示したが、収縮期血圧は 75 W までは各段階で有意な増加を示したのに対し 75 W から 100 W にかけては有意な増加を示さなかった。漸増・漸減型を示した陳旧性心筋梗塞群 (OMI-B) では、安静時に比し最大負荷時に心拍数は有意に増大したが、収縮期血圧は有意な増大を示さなかった。

考 按

1. 虚血性心疾患に対する運動負荷連続波ドップラー法の有用性

連続波ドップラーエコー法は里村ら<sup>11)</sup>により開発され、近年種々の心疾患の診断や重症度評価に用いられている<sup>12)</sup>。しかし、本法を用いて虚血性心疾患の運動予備能を評価した報告は、従来ほとんどみられない。連続波ドップラーエコー法により左室収縮能を評価する際には、先に述べたように、上行大動脈血流最大速度のほかに血流最大加速度も用いられるが<sup>6-8)</sup>、Jewitt らは両者の変化が正相関することを報告している<sup>13)</sup>。一方、大動脈血流波形を運動負荷中のモニターとして用いれ

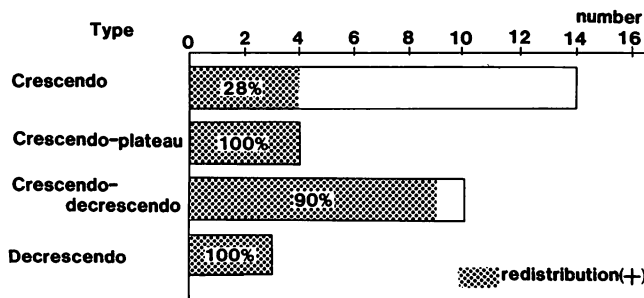


Fig. 9. Relationship between the peak aortic flow velocities during exercise and the redistribution on thallium-201 scintigram in patients with effort angina and old myocardial infarction.

The dotted area shows the percent of patients with images of redistribution on scintigrams.

**Table 1. Changes of heart rate and systolic blood pressure during multi-stage bicycle ergometer stress test**

| Exercise | Subjects (number) | Normal subject       | Effort angina        | OMI-A                | OMI-B                | OMI-C                |
|----------|-------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
|          |                   | (n=14)               | (n=10)               | (n=14)               | (n=4)                | (n=3)                |
| HR       | Rest              | 67±17                | 60±10                | 67±11                | 83±17                | 70±6                 |
|          | 50 W              | 98±23 <sup>*</sup>   | 90±15 <sup>*</sup>   | 99±16 <sup>*</sup>   | 114±20 <sup>ns</sup> | 110±16 <sup>*</sup>  |
|          | 75 W              | 115±23 <sup>*</sup>  | 104±16 <sup>*</sup>  | 117±13 <sup>*</sup>  | 123±10 <sup>ns</sup> | 121±18 <sup>*</sup>  |
|          | 100 W             | 122±20 <sup>ns</sup> | 119±14 <sup>*</sup>  | 130±15 <sup>*</sup>  |                      |                      |
|          |                   |                      |                      |                      |                      |                      |
| SBP      | Rest              | 126±16               | 141±25               | 119±16               | 143±39               | 101±2                |
|          | 50 W              | 150±16 <sup>*</sup>  | 166±24 <sup>*</sup>  | 141±20 <sup>*</sup>  | 159±20 <sup>ns</sup> | 122±19 <sup>ns</sup> |
|          | 75 W              | 172±20 <sup>*</sup>  | 186±27 <sup>*</sup>  | 157±25 <sup>*</sup>  | 161±10 <sup>ns</sup> | 138±13 <sup>ns</sup> |
|          | 100 W             | 186±22 <sup>*</sup>  | 191±36 <sup>ns</sup> | 165±21 <sup>ns</sup> |                      |                      |
|          |                   |                      |                      |                      |                      |                      |

Values are shown as mean±SD, \*p<0.05, \*\*p<0.01, ns=no significant difference.

HR=heart rate; SBP=systolic blood pressure; OMI=old myocardial infarction; A=crescendo type; B=crescendo-plateau or crescendo-decrescendo type; C=decrescendo type.

ば、大動脈血流最大速度の測定を視覚的に容易になしうる点で有用である。

虚血性心疾患の運動負荷中の大動脈血流最大速度の変化は、本研究では漸増型、増加・平坦型、漸増・漸減型、および漸減型の4型に分類された。この分類は虚血の発現や心筋シンチグラム(SPECT)により判定される虚血の広がりとの関係があった。すなわち漸増型を示す健常者全例および陳旧性心筋梗塞の大多数では再分布像をみず、増加・平坦型ないし漸増・漸減型を示す労作性狭心症群では、通常再分布像を認めている。労作性狭心症における漸増・漸減型の大動脈血流最大速度は、負荷時におけるこの最大速度変化が、急性の心筋虚血出現と密接に関係することを示唆している。同様に、漸増・漸減型および漸減型を示した陳旧性梗塞例にも再分布像がみられたことは、この血流最大速度の変化が心筋虚血の発現と深い関係を有していることを示すものである。再分布像を示した領域は、急性心筋虚血による壁運動異常を来していると考えられるが、このことがグローバルな左室収縮能低下を齎らし、増加・平坦型、漸増・漸減型ないし漸減型の血流最大速度の変化を示したと考えられる。特に漸減型を呈す症

例は虚血領域が著しく広範囲であったことから、運動予備能の低下も著しいことが示唆される。

このように、連続波ドップラー法による運動負荷中の大動脈血流最大速度変化と、SPECTによる再分布像発現との間に密接な相関が示されたことは、前者が虚血性心疾患の運動予備能を評価する上で、有用な検査法であることを示すものである。

## 2. 運動負荷連続波ドップラー法と他法との比較

運動負荷断層心エコー図法<sup>14,15)</sup>は、局所壁運動異常の発現を鋭敏に診断し得るので、負荷時の心筋虚血領域や虚血の程度を評価するのに有用である。しかし、断層心エコー図を明瞭に記録するためには、呼吸や体動の影響をできるだけ少なくする必要があり、運動負荷量を制限せざるをえないことも多い<sup>15)</sup>。一方、連続波ドップラー法による上行大動脈血流最大速度の測定は、最大運動負荷に至るまで容易に行い得るので、冠狭窄のより軽い症例でも十分に心予備力を評価することができる。しかし、この方法はグローバルな左室機能をみているのであり、血流最大速度の変化のパターンから、間接的に局所心筋虚血の出現や壁運動異常を推察しているにすぎない。したがって、心筋



虚血領域が狭く、健常心筋部の代償性収縮力増大が生じ、左室全体としての収縮力の低下がみられないときには、大動脈血流最大速度は正常の変化(漸増型)を示す可能性がある。

他方、運動負荷 RI アンジオ法は、負荷中の局所壁運動異常検出や心機能評価にとり、断層心エコー図法よりも優れた一面を有している。しかし、高価な設備を要し、特定の場所でしか検査を施行することができない制約がある。また、コンピューターによる解析にかなりの時間を要するので、運動負荷中に心機能の変化を評価することは不可能である。それに対し、連続波ドップラー法は装置も手軽で、運動負荷中の血行動態の変化を経時的に評価し得る利点がある。

### 3. 運動負荷連続波ドップラー法の問題点

第一に、運動中の被検者の体動により連続波ドップラーの探触子の位置がずれたり、大動脈血流に向かう超音波ビーム角度が変化しないように、探触子を固定する工夫が必要である。とくに、運動開始直後に超音波ビーム角度が変化しやすく、用手的に微調整を要する場合がある。そのためには、ドップラー音や得られたドップラーシグナルを参考にする必要があり、第二に、最大負荷時には呼吸の影響を強く受け、吸気時にドップラーシグナルが減弱し、呼気時にのみ良好なシグナルが得られることが少なくない。そのため、呼気時の血流最大速度波形を用いて運動中の比較検討を行う必要がある。また不整脈や弁膜症を合併している症例では、本法による心機能の評価は困難である。

最後に、大動脈血流最大速度には、心筋収縮力のほか、心拍数や前負荷後負荷も影響を与える<sup>16)</sup>。心拍数はいずれの群においても、安静時に比し、最大負荷時には有意な増加を示した。また、運動負荷中に大動脈血流最大速度の減少した症例では、その心筋シンチ像において再分布像の出現、すなわち急性心筋虚血の所見が認められたことより、心筋収縮力の低下が大動脈血流最大速度を減少させた大きな要因であると考えられた。しか

し、前負荷や後負荷の影響についても、今後さらに検討が必要である。

## 結 語

虚血性心疾患の運動予備能を評価する上に、運動負荷連続波ドップラー法は有用な検査法であると思われた。

## 要 約

虚血性心疾患の運動予備能を評価するために、漸増多段階仰臥位エルゴメーター負荷法による運動負荷前・中の上行大動脈血流最大速度を連続波ドップラー心エコー図法を用いて測定した。対象は健常対照群 14 例、労作性狭心症群 10 例、陳旧性心筋梗塞群 21 例である。健常群 9 例を除く全例においてタリウム心筋シンチ法 (SPECT) を運動負荷直後と 4 時間後に撮像した。SPECT では、心筋虚血の広がりや再分布像の有無を検討し、血流最大速度の変化のパターンと比較した。

安静時の血流最大速度は 3 群で有意差を示さなかった。運動負荷により、健常群では負荷量が増すにつれて血流最大速度は増大した(漸増型)。労作性狭心症群の 10 例では、血流最大速度は運動の初期の段階では増大したが、最大負荷時にはそれ以上の増大を示さないか(増加平坦型)、減少した(漸増漸減型)。一方、SPECT では、狭心症群 10 例中 9 例で再分布像がみられた。陳旧性心筋梗塞の 21 例では、14 例は漸増型、3 例は漸増漸減型、1 例は増加平坦型を示した。また、3 例では運動負荷開始直後より血流最大速度は減少した(漸減型)。SPECT では、漸増漸減型あるいは漸減型を示したすべての症例で再分布像がみられた。また、漸減型を示した陳旧性心筋梗塞群の 3 例は、他の症例に比べて、虚血領域(梗塞部を含む)が著しく広範囲であった。

運動負荷連続波ドップラー心エコー図法は、虚血性心疾患の運動予備能を評価する上で有用な方法であると考えられた。

文 献

- 1) Rushmer RF: Initial ventricular impulse: A potential key to cardiac evaluation. *Circulation* **29**: 268-283, 1964
- 2) Noble MIM, Trenchard D, Guz A: Left ventricular ejection in conscious dogs. *Circ Res* **19**: 139-147, 1966
- 3) Kezdi P, Stanley EL, Marshall WJ, Kordenat RK: Aortic flow velocity and acceleration as an index of ventricular performance during myocardial infarction. *Am J Med Sci* **257**: 61-71, 1969
- 4) Klinke WP, Christie LG, Nichols WW, Ray ME, Curry RC, Pepine CJ, Conti CR: Use of catheter-tip velocity pressure transducer to evaluate left ventricular function in man: Effects of intravenous propranolol. *Circulation* **61**: 946-954, 1979
- 5) Light LH: Non-injurious ultrasonic technique for observing flow in the human aorta. *Nature* **224**: 1119-1121, 1969
- 6) Cross G, Light LH: Non-invasive intrathoracic blood velocity measurement in the assessment of cardiovascular function. *Biomed Engineering* **9**: 464-472, 1974
- 7) Huntsman LL, Stewart DK, Barnes SR, Franklin SB, Colocousis JS, Hessel EA: Noninvasive Doppler determination of cardiac output in man: Clinical validation. *Circulation* **67**: 593-602, 1983
- 8) Bennett ED, Barclay S, Davis AL, Mannering D, Mehta N: Ascending aortic blood velocity and acceleration using Doppler ultrasound in the assessment of left ventricular function. *Cardiovasc Res* **18**: 632-638, 1984
- 9) Burow RD, Pond W, Schafer AW, Becker L: "Circumferential profiles": A new method for computer analysis of thallium-201 myocardial perfusion images. *J Nucl Med* **20**: 771-777, 1979
- 10) Maddahi J, Garcia EV, Berman DS, Waxman A, Swan HJC, Forrester J: Improved non-invasive assessment of coronary artery disease by quantitative analysis of regional stress myocardial distribution and washout of thallium-201. *Circulation* **64**: 924-935, 1981
- 11) Satomura S: Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac functions. *J Acoust Soc Am* **29**: 1181-1185, 1957
- 12) Hatle L, Angelsen B: *Doppler Ultrasound in Cardiology: Physical Principles and Clinical Applications*. 2nd ed, Lea & Febiger, Philadelphia, 1982, p 97
- 13) Jewitt D, Gabe I, Mills C, Maurer B, Thomas M, Shillingfold J: Aortic velocity and acceleration measurements in the assessment of coronary heart disease. *Eur J Cardiol* **1**: 299-305, 1974
- 14) Sugishita Y, Koseki S: Dynamic exercise echocardiography. *J Cardiogr* **7**: 551-558, 1977 (in Japanese)
- 15) Sugishita Y, Koseki S: Dynamic exercise echocardiography. *Circulation* **60**: 743-752, 1979
- 16) Sherwood LM, Parris EE, Sonnenblick EH, Skelton CL: Myocardial energetics: Basic principles and clinical implications. *NE ngl J Med* **285**: 668-675, 1971