

# 心機能指標の標準的計測法とその解説

## 序

日本超音波医学会用語・診断基準委員会では、循環器領域担当小委員会として「心機能指標の標準的計測法とその解説」を作成した。

いかなる循環器疾患の診断および治療においても、心機能計測は欠かすことができない。とりわけ心エコー図法を用いた心機能指標は、簡便で非観血的に随時計測できること、正確にして再現性を有することから繁用されている。それゆえにこそ、それらの計測方法は基準に則って正しく計測され、検者や施設間による格差を最小限に止める努力がなされるべきである。また、それぞれの指標の意味と問題点についても把握しておく必要がある。超音波医学の進歩とともに新しい心エコー図手法が開発されてきており、心機能指標についても様々な新たな提案がなされて来ているが、ここにおいては既に標準的指標として広く認知されており、しかも特殊な診断装置やソフトウェアなどを必要とせずに計測できる基本的な心機能指標に限り取り上げて解説した。

作成協力者：日本超音波医学会用語・診断基準委員会循環器領域委員  
木原康樹，竹中 克，林 輝美

同用語・診断基準委員会小委員会委員  
赤石 誠，伊藤 浩，石塚尚子，大手信之，尾辻 豊，福田信夫，三神大世，水重克文

## 1. 左室収縮機能

心臓の収縮に際して拍出される血液量やその効率にポイントをおいたポンプ機能を評価する指標と、心筋収縮力の強さにポイントをおいた心筋機能を評価する指標とに分けることができる。心エコー図法におけるこれらの計測値は、いずれも前負荷や後負荷の影響を受けるが、比較的容易に計測できることから繁用される。特に、ポンプ機能の評価には左室容積の正確な計測が重要である。

### 1) 左室駆出分画 ejection fraction (EF)

定義：左室1回拍出量 stroke volume (SV) の左室拡張末期容積 left ventricular end-diastolic volume (LVEDV) に対する割合で表わされる。SV は LVEDV から左室収縮末期容積 left ventricular end-systolic volume (LVESV) を引き算して求める。従って、EF は以下の式で算出される。

$$EF = \frac{LVEDV - LVESV}{LVEDV} \times 100 (\%)$$

左室容積計測には M モードエコー図，2D エコー図を用いる。

M モードエコー図による求め方は、左室を回転楕円体と仮定し、傍胸骨長軸像あるいは短軸像で、左室最大短径を通るビーム方向での心室中隔左室側心内膜面から、左室後壁心内膜面までの垂直（直線）距離を拡張末期と収縮末期で計測する。それぞれ拡張末期径（end-diastolic dimension: LVDd），収縮末期径（end-systolic dimension: LVDs）として容積を計算する。

計算式として Teichholz 法が一般的で、

$$V = \frac{7.0}{2.4 + D} \times D^3$$

で算出する。

この式は拡大し、球形に近づいた左室にも応用でき、左室造影で求めた容積と相関がよいとされている。ただし、心室瘤など左室の形態が回転楕円体から大きくはずれる症例には適応できない。また、心室壁運動が局所的収縮異常 (asynergy) を伴う症例にも不適である。

2Dエコー図による求め方は、単一断面の面積から算出する①single plane area-length法と、②modified Simpson法（ディスク法）がある。

①single plane area-length法は左室を回転楕円体と仮定し、左室長軸を含む心尖部断面の左室内腔面積  $A$  と左室内腔長軸長  $L$  を計測、

$$D = \frac{4A}{\pi L}$$

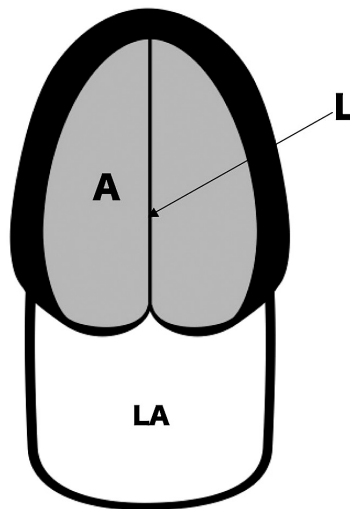
の式を用い、容積を

$$V = \frac{\pi}{6} D^2 L$$

の式にあてはめて計算する（ $D$ =左室内腔短軸長）。すなわち

$$V = \left(\frac{\pi}{6}\right) \left(\frac{4A}{\pi L}\right)^2 L \rightarrow V = \frac{0.85A^2}{L}$$

の式から算出する。



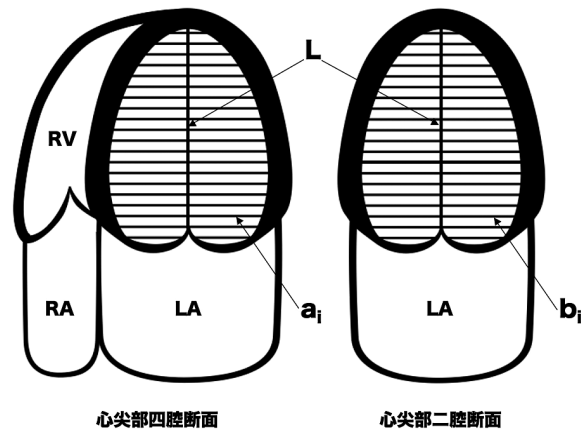
心尖部二腔断面

②Modified Simpson法（ディスク法）は、心尖部2腔、4腔像の2断面の長軸（ $L$ ）を20個のディスクに等分し、それぞれ長軸に直交する短軸内径（ $a_i$ と $b_i$ ）を求め、ディスクの断面積の総和から容積を算出する。各ディスクを楕円形と仮定し、左室内腔面積を求める方法である。

$$V = \frac{\pi}{4} \times (a_1 b_1 + a_2 b_2 + \dots + a_n b_n) \times \frac{L}{20}$$

となる。

経胸壁2Dエコー図では真の心尖部の描出が困難な場合が多く、長軸が小さく測定されてしまったり、肉柱や乳頭筋により内腔のトレースが小さくなってしまふことより、本法で求める左室容積は左室造影で求める容積より小さく計測されるのが通常である。しかし、虚血性心疾患など左室の形態が回転楕円体でない症例にも用いられる。これらによって求められる左室拡張末期容積は左室への前負荷の指標となる。EFは理論的には前負荷、後負荷の影響を受けるが、臨床で認められる程度の負荷の急性変化に対しては、比較的変動が少ない。そのため、臨床において固有収縮能の大雑把な評価（良い、普通、悪い、極端に悪い）をするのに適しており、現時点では手術適応、予後推定に最も利用されている指標である。ただし、薬剤投与前後のわずかな収縮能の変化を捉えるには不向きで



ある。EF の正常値は 55% 以上である。

2) 1 回拍出量 stroke volume (SV) と 1 回拍出係数 stroke index (SI)

左室ポンプ機能の指標の 1 つ。1 収縮期に左室から駆出される血液量。駆出率と同様 M モードエコー図あるいは 2D エコー図から拡張末期容積と収縮末期容積を計算し、両者の差が SV となる。生体には可能な限り心拍出量を維持しようとする代償機転があり、心筋収縮力が低下した症例でも左室拡大により心拍出量が維持され、SV は低下しないので、この値の評価には注意が必要である。1 回拍出係数は 1 回拍出量を体表面積で割って体格の差を補正した値である。

3) 心拍出量 cardiac output (CO) と心拍出係数 cardiac index (CI)

左室ポンプ機能の指標の 1 つ。1 分間に左室から大動脈に駆出される血液量。

1 回拍出量に 1 分間の心拍数をかけ算して求める。心拍出係数は心拍出量を体表面積で割って体格の差を補正した値である。

4) 左室内径短縮率 % fractional shortening (%FS)

左室心筋収縮力の指標の 1 つ。M モードエコー図を用い、左室拡張末期径と左室収縮末期径を計測し、両者の差を左室拡張末期径で除し、100 分率で表した値。以下の式で計算する。

$$\%FS = \frac{LVDd - LVDs}{LVDd} \times 100 (\%)$$

正常値は 30~50% である。

5) 平均左室円周方向心筋線維短縮速度 mean velocity of circumferential fiber shortening (mVcf)

心筋収縮力の指標の 1 つ。左室内径短縮率を左室駆出時間 ejection time (ET) で補正した値。以下の式で計算する。

$$\text{Mean Vcf} = \frac{LVDd - LVDs}{LVDd} \times \frac{1}{ET}$$

左室駆出時間は頸動脈波の立ち上がり点から切痕 dirotic notch (DN) までの時間を計測するか、あるいはパルスドプラ法で左室駆出血流波形の駆出開始点から終了点までの時間を測定する。この数値は血圧の影響を受けやすいので、この数値のみで心筋収縮力を評価することには問題がある。必ず血圧値の変動をあわせて評価すべきである。正常値は 0.9~2.0 circ/sec.

2. 左室拡張機能

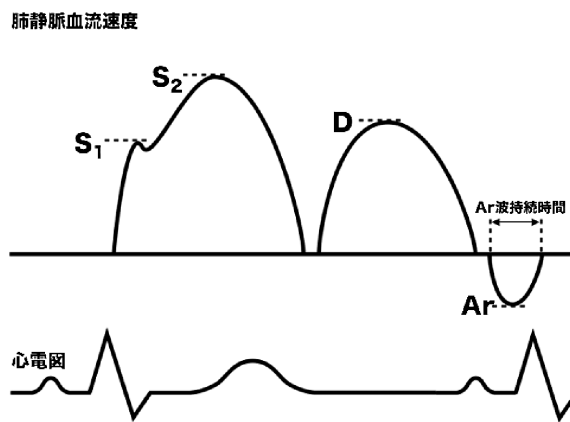
左室壁収縮が正常と判断されるにもかかわらず、心不全症状を呈する例が見られる。したがって、収縮能とは独立に拡張能を評価する事が重要であり、このためドプラ法による左室流入血流や肺静脈血流の流速パターンなどが用いられる。

1) 左室流入血流速度波形 left ventricular inflow velocity pattern, 僧帽弁血流速度波形 transmitral flow velocity pattern (TMF)

拡張期に左房から僧帽弁を通過して左室に流入する血流の速度波形は、左室充満状態を反映するので、左室拡張機能の評価に有用である。パルスドプラ法により計測する。心尖部左室長軸像、あるいは四腔像で、サンプルボリュームを僧帽弁先端部に置き、左室流入血流と超音波ビームが平行になるように設定して計測する。拡張機能正常例では、左室急速流入血流速度 early diastolic filling velocity (E波)は、心房収縮期流入血流速度 atrial filling velocity (A波)より大きい。左室拡張能が低下し、左室弛緩が遅延すると、左室の等容弛緩時間 isovolumic relaxation time (IRT)が延長し、E波が低下し、E波の減速時間 deceleration time (DT)が延長する。この状態は代償性のA波の増高を伴うため、E/Aは1.0以下になる。これは弛緩異常 abnormal relaxationを示す。TMFは左房・左室圧較差に規定されているため、左心不全の進行により左房圧が上昇すると、IRTは短縮し、E波は増高し、DTは短縮する。E/Aは1.0以上になり、一見正常パターンになる。この状態を偽正常化 pseudo-normalizationという。重症心不全、拘束型拡張障害を呈する疾患では、E/Aが2以上に増加し、IRTは60 msec以下、DTが150 msec以下に短縮する。

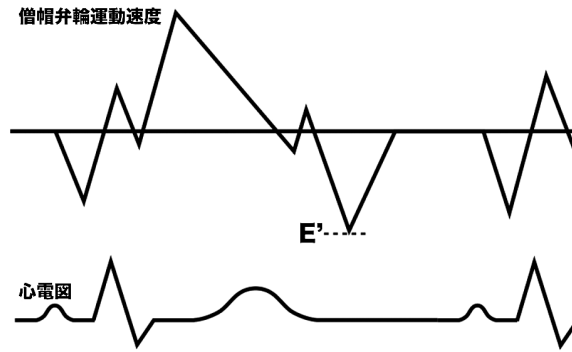
2) 肺静脈血流波形 pulmonary venous flow velocity pattern

経食道エコー図、あるいは最近の診断装置では、経胸壁エコー図でも検出される。正常例では収縮期の順行波[S波(S<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>)]と拡張期の順行波(D波)、心房収縮期の逆行波(心房収縮期波:Ar波)からなり、通常S<sub>2</sub>波高がD波高より大きい。左室拡張末期圧 LVEDP、左房圧、肺動脈楔入圧の上昇により、S<sub>2</sub>波は低下し、D波は増高し、Ar波が増大する。Ar波の持続時間がTMFのA波の持続時間より延長する時は、LVEDPや左房圧上昇を示す。D波はTMFのE波と良好な相関を認め、D波の減速時間は拘束型拡張障害で短縮する。



3) 急速充満期の左室内血流伝搬速度 flow propagation velocity (Vp)

僧帽弁口から左室内への流入血流を心尖部アプローチでカラーMモードドプラ法を用いて記録する。左室急速流入血流をベースラインシフトを使ってこの血流内に折り返し領域を作成し、その最早期部分、またはピーク流速部の傾きをVpとして左室内血流伝搬速度を計測する。この指標は、左室弛緩能の指標である左室圧曲線のピーク陰性dP/dtや時定数 $\tau$ とよく相関し、弛緩能が低下するほど低値をとる。左室弛緩が低下しているにもかかわらず、左室流入血流速度波形が偽正常化を呈する例をこの方法により鑑別できる。



4) 僧帽弁輪の最大拡張早期運動速度 (Ea, E')

心尖部長軸断面あるいは4腔断面において、僧帽弁輪部(左室後壁、側壁あるいは心室中隔)に sample volume を設定し、組織パルスドプラ法によって、同部位の長軸方向における運動速度波形を記録する。この波形の拡張早期最大速度 (Ea または E' と略す) は、左室流入血流速度波形の E 波に比べて、前負荷の影響を受けにくく、左室弛緩能を鋭敏に反映する。すなわち、Ea (E') は通常左室流入血流速度波形の E 波のように偽正常化現象を示さず、左室弛緩能の低下につれて減少する。ただし、記録部位によって値が多少異なること、および記録部位を含めた領域に心筋梗塞があれば、その部位の値は左室全体の拡張機能を反映しないこと、の2点に注意する必要がある。

3. 収縮機能と拡張機能を総合した心機能指標

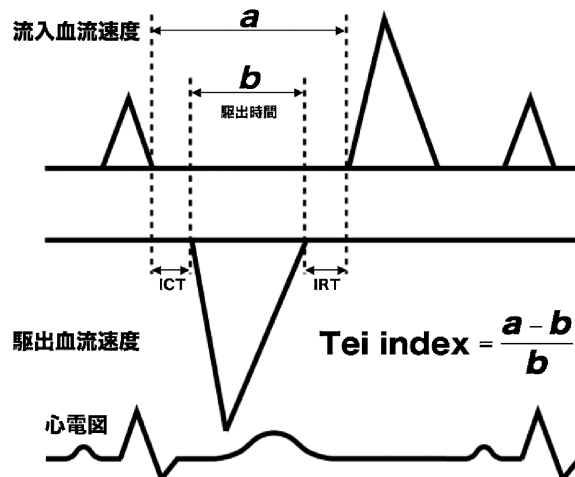
Tei index

背景：実際の心疾患例の心機能は収縮機能も拡張機能も両方低下していることが多い。これまでの心機能の指標は収縮機能単独(例えば駆出分画、左室陽性 dP/dt や Emax 等)、あるいは、拡張機能単独(例えば左室陰性 dP/dt,  $\tau$  やコンプライアンス等)を評価することに主眼がおかれていた。ところが、臨床の現場では心臓全体としての機能評価が必要になることがある。そこで、より簡便な心機能指標が考案された。

Tei index の測定法およびその意味：図に示すように、パルスドプラ法を用いて僧帽弁あるいは三尖弁流入血流の終了から再開始までの時間を a 時間として、大動脈弁あるいは肺動脈弁駆出血流の開始から終了までの時間を b 時間として測定する。これにより、

$$\text{Tei index} = \frac{a-b}{b}$$

として求めることができる。



$a$  時間は等容収縮期 (ICT)・駆出時間 (ET)・等容拡張期 (IRT) の3つの時間の和であり,  $a-b$  は ICT と IRT の和となる. ICT および IRT はそれぞれ収縮機能・拡張機能の指標であり, 収縮および拡張機能の低下とともにそれぞれ延長するが心拍数依存性が強い. ET は一回拍出量により規定されており, 収縮機能や拡張機能の低下とともに短縮するが, やはり心拍数依存性がある. ICT を ET で除する (ICT/ET) ことにより, 心拍数非依存性となるとともに収縮機能の低下がより大きく表現される指標となる. 同様に, IRT/ET は, 心拍数非依存性の拡張機能の指標となる. この ICT/ET と IRT/ET の和が Tei index であり, 収縮機能の低下によっても拡張機能の低下によっても悪化 (増大) する. 収縮能と拡張能を連合した最初の総合的心機能の指標と言える.

Tei index の正常値: 右室では  $0.28 \pm 0.04$  であり, 左室では  $0.38 \pm 0.04$  である. 右室では 0.40 以上が, 左室では 0.45 以上が異常である.

## Standard Measurement of Cardiac Function Indexes

### Introduction

The Cardiovascular Subcommittee of The Terminology and Diagnostic Criteria Committee of The Japan Society of Ultrasonics in Medicine created the "Standard Measurement of Cardiac Function Indexes".

Evaluation of cardiac function is indispensable for the diagnosis and treatment of any cardiovascular disease. In particular, the echocardiographic indexes of cardiac function have been commonly used because they allow simple, accurate, reproducible, and noninvasive evaluation. This is why these indexes should be measured correctly in conformity with the standard and every effort should be made to minimize differences among investigators or institutions. It is also necessary to gain an understanding of the meaning and problems of each index. With the advance of ultrasonic technology, new echocardiographic techniques have been developed, and various new ideas have been introduced to cardiac function indexes. In this paper, however, we select and expound only the basic cardiac function indexes that have become widely known as standard indexes and allow measurement without any special diagnostic devices or software.

### Collaborators

Yasuki Kihara, Katsu Takenaka, and Terumi Hayashi

Members of The Terminology and Diagnostic Criteria Committee of The Japan Society of Ultrasonics in Medicine

Makoto Akaishi, Hiroshi Ito, Naoko Ishizuka, Nobuyuki Ohte, Yutaka Otsuji, Nobuo Fukuda, Taisei Mikami, and Katsufumi Mizushige

Members of The Cardiovascular Subcommittee of The Terminology and Diagnostic Criteria Committee of The Japan Society of Ultrasonics in Medicine

### 1. Left ventricular systolic function

Indexes can be classified into two types: Indexes to evaluate pumping functions focusing on the ejected blood volume and the efficiency of ejection, and indexes to evaluate myocardial functions focusing on the strength of myocardial contraction. Although both of these measurements by echocardiography are affected by preload and afterload to the left ventricles, they are frequently used because measurements can be easily done. Especially, accurate measurements of the left ventricular volume are essential for the evaluation of pumping functions.

#### 1) Left ventricular ejection fraction (EF)

Definition: The left ventricular ejection fraction (EF) is expressed as the ratio of the left ventricular stroke volume

(SV) to the left ventricular end-diastolic volume (LVEDV). SV is obtained by subtracting the left ventricular end-systolic volume (LVESV) from LVEDV. Therefore, EF is calculated by the following formula:

$$EF = \frac{LVEDV - LVESV}{LVEDV} \times 100 (\%)$$

M-mode and 2 D echocardiograms are used to measure the left ventricular volume.

To obtain the left ventricular volume using M-mode echocardiograms, the maximum minor axis of the left ventricle at end-diastole (LVDd) and end-systole (LVDs) is measured on the parasternal long-axis or short-axis view, on the assumption that the left ventricle is a spheroid. Left ventricular volumes are usually calculated by the following formula of Teichholz:

$$V = \frac{7.0}{2.4 + D} \times D^3$$

It is acknowledged that this formula can be applied to the left ventricle that has enlarged and become almost spherical, and correlates well with the volume obtained by left ventriculography. It cannot be applied to patients whose left ventricular shapes deviate from a spheroid, and to those with regional left ventricular wall motion abnormalities during cardiac contraction (asynergy).

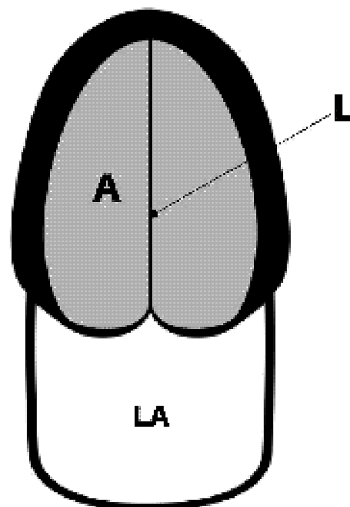
To obtain the left ventricular volumes on 2 D echocardiograms, (1) the single plane area-length method, which calculates the volume based on the area of a single cross-section, and (2) the modified Simpson method (disc method) are available.

(1) When the single plane area-length method is applied, area of the cross-section of the left ventricle (A), and length of the long axis of the left ventricle (L) are measured, and length of the short axis of the left ventricle (D) is calculated from these data using the following formula on the assumption that the left ventricle is a spheroid.

$$D = \frac{4A}{\pi L}$$

The volume is calculated by the formula  $V = \frac{\pi}{6} D^2 L$ .

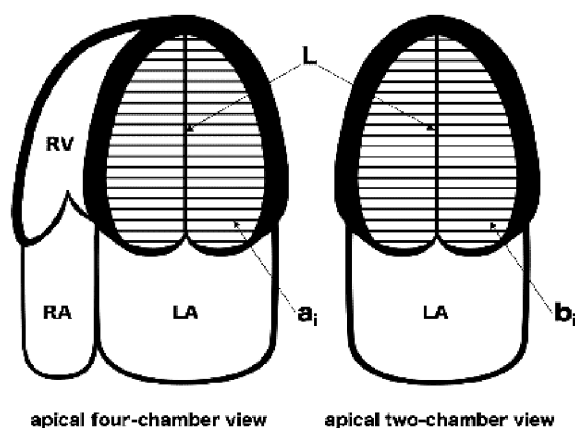
That is, it is calculated by the formula  $V = \left(\frac{\pi}{6}\right) \left(\frac{4A}{\pi L}\right)^2 L \rightarrow V = \frac{0.85A^2}{L}$ .



**apical two-chamber view**

(2) When the modified Simpson method (disc method) is used, the long axes (L) of apical two- and four-chamber views are divided equally into 20, and the inside diameters of the short axes (a<sub>i</sub> and b<sub>i</sub>) of 20 disks in directions perpendicular to the long axes are obtained. Left ventricular volume is calculated from the total sum of the cross-sectional areas of the 20 disks. The areas of the left ventricular cavity are obtained on the assumption that each disc is oval.

$$V = \frac{\pi}{4} \times (a_1 b_1 + a_2 b_2 + \dots + a_n b_n) \times \frac{L}{20}$$



Since it is often difficult to accurately image the cardiac apex by transthoracic 2 D echocardiography, the long-axis length measured may be shorter than the actual length, and the trace of the lumen may become smaller due to trabeculae or papillary muscle. For this reason, the left ventricular volume obtained by this method is usually smaller than the volume obtained by left ventriculography. However, the modified Simpson method is also applicable to patients whose left ventricles are not spheroidal, such as in those with ischemic heart disease. Left ventricular end-diastolic volume obtained by this method is used as an index of preload to the left ventricle. Although EF is affected by preload and afterload in theory, it does not fluctuate largely in response to acute changes in loads that are observed clinically. Therefore, it is suitable for semi-quantitative evaluation of inherent systolic function (good, fair, poor, extremely poor). At present, this index is most frequently used to determine whether surgery is indicated in patients with cardiac disease and to estimate the patient prognosis. It may not be suitable to detect subtle changes in systolic function before and after the administration of a drug. A normal EF value is 55% or higher.

## 2) Stroke volume (SV) and stroke index (SI)

SV, the volume of blood ejected from the left ventricle during systole, is an index of the left ventricular pumping function. It is obtained by calculating the end-diastolic volume and end-systolic volume using M-mode or 2 D echocardiography as described before, and the difference between these volumes is SV. When assessing SV value as an index of left ventricular function, it should be recognized that the cardiac output and SV can be maintained by dilating the left ventricle even in patients with impaired myocardial systolic function.

## 3) Cardiac output (CO) and cardiac index (CI)

CO, the volume of blood ejected from the left ventricle to the aorta per minute, is an index of the left ventricular pumping function that is obtained by multiplying the stroke volume by the heart rate per minute. The cardiac index is obtained by dividing the cardiac output by the body surface area to correct for body size.

## 4) Left ventricular percent fractional shortening (%FS)

Left ventricular %FS is an index of systolic function that is obtained by measuring the left ventricular end-diastolic



dimension and left ventricular end-systolic dimension, dividing the difference by the left ventricular end-diastolic dimension, and shown as percentage in accordance with the following formula:

$$\%FS = \frac{LVDd - LVDs}{LVDd} \times 100 (\%)$$

A normal value is between 30% and 50%.

#### 5) Mean velocity of circumferential fiber shortening (mVcf)

Mean Vcf is an index of myocardial systolic function that is obtained by correcting the percent fractional shortening with the ejection time (ET) using the following formula:

$$\text{Mean Vcf} = \frac{LVDd - LVDs}{LVDd} \times \frac{1}{ET}$$

Left ventricular ejection time is the time from the rising edge of the carotid pulse to the dicrotic notch (DN), or the time from the start of ejection blood flow from the left ventricle to the end of it. Because ET is affected by blood pressure, it is not recommended to evaluate the myocardial systolic function based solely on this value. Evaluation of variation in blood pressure is necessary. A normal value is between 0.9 and 2.0 circ/sec.

### 2. Left ventricular diastolic function

Symptoms of heart failure may be seen in patients who have normal left ventricular wall contraction. Therefore, it is important to evaluate left ventricular diastolic function independently of left ventricular systolic function. For this purpose, a left ventricular inflow velocity pattern and pulmonary venous flow velocity pattern measured by Doppler echocardiography are used.

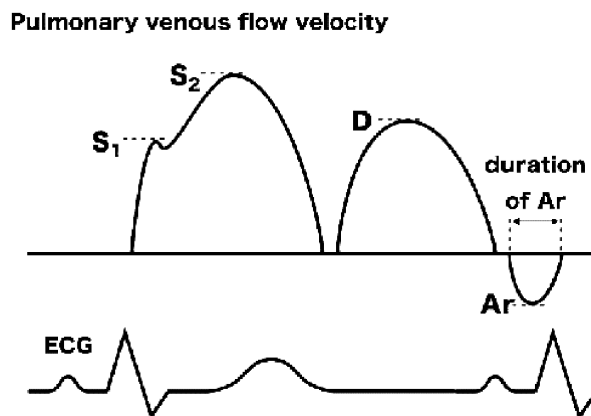
#### 1) Left ventricular inflow velocity pattern or transmitral flow velocity pattern (TMF)

The velocity waveform of blood flow from the left atrium into the left ventricle through the mitral valve during diastole is an effective index for evaluating the left ventricular diastolic function, because the waveform reflects the left ventricular filling characteristics. The waveform is measured by pulsed Doppler ultrasound, by placing a sample volume at the tip of the mitral valve on the apical left ventricular long-axis or four-chamber view, and aligning ultrasound beam direction with the left ventricular inflow tract. In subjects with normal diastolic function, the peak early diastolic filling velocity (E-wave) is higher than the peak atrial filling velocity (A-wave). When the left ventricular relaxation is deteriorated, the isovolumic relaxation time (IRT) is prolonged, E-wave is attenuated, and the E-wave deceleration time (DT) is prolonged. Because this condition involves a compensatory rise of the A-wave, the E/A ratio becomes lower than 1. This indicates abnormal relaxation pattern of TMF. Because the TMF is determined by the pressure gradient between the left atrium and left ventricle, the IRT is reduced, E-wave is increased, and DT is reduced when the left ventricular diastolic pressure rises as left ventricular diastolic dysfunction progresses. In this case, the E/A ratio becomes 1.0 or higher, which appears as if it is normal. This condition is called pseudo-normalization of TMF. In patients with severe congestive heart failure or restrictive diastolic dysfunction, the E/A ratio becomes more than 2, IRT becomes less than 60 msec, and DT becomes less than 150 msec.

#### 2) Pulmonary venous flow velocity pattern

Transesophageal echocardiography can detect pulmonary venous flow, or if available, lately developed echo machine also can detect it in transthoracic approach. In normal subjects, pulmonary venous flow velocity pattern consists of the antegrade flow during ventricular systole (S-waves: S<sub>1</sub> and S<sub>2</sub>), antegrade flow during early ventricular diastole (D-wave), and retrograde flow (atrial systolic wave: Ar-wave) during atrial systole. The S<sub>2</sub>-wave is usually higher than the D-wave. When the left ventricular end-diastolic pressure (LVEDP), left atrial pressure, and pulmonary artery wedge

pressure rise, the  $S_2$ -wave is attenuated, D-wave is increased, and Ar-wave is also increased. When the duration of the Ar-wave becomes longer than the duration of the A-wave of TMF, an elevation of the LVEDP or left atrial pressure is indicated. The D-wave DT correlates well with that of E-wave in TMF. The D-wave DT is shortened in patients with restrictive diastolic dysfunction.

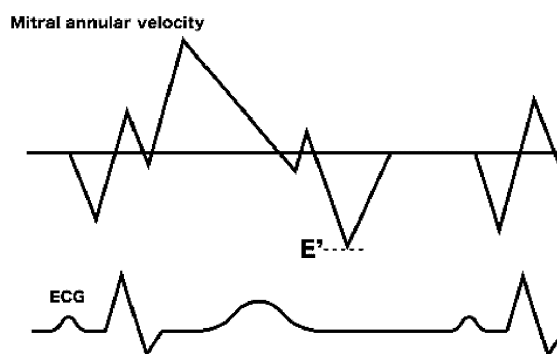


### 3) Flow propagation velocity ( $V_p$ ) during rapid filling period

Blood flow velocity from the mitral valve orifice into the left ventricle is recorded using apical M-mode color Doppler ultrasound, and an aliasing area in the left ventricular rapid filling flow is created using a baseline shift technique, and the flow propagation velocity ( $V_p$ ) is measured as the slope of initial aliasing border or slope of the line along peak flow velocity. This index correlates well with peak negative  $dP/dt$  and time constant of the left ventricular pressure decay ( $\tau$ ), which are indexes of left ventricular relaxation. The slower becomes the relaxation, the lower becomes the negative  $dP/dt$  and the longer becomes the time constant ( $\tau$ ). This method can differentiate patients with pseudo-normal TMF and true normal subjects.

### 4) Peak early diastolic velocity of the mitral annulus ( $E_a$ , $E'$ )

Tissue Doppler sample volume is set on the mitral annulus (left ventricular posterior wall, lateral wall, or interventricular septum) in the apical long-axis or apical four-chamber view, and velocity in the long-axis direction is measured by tissue pulsed Doppler ultrasound. The peak early diastolic velocity (abbreviated as  $E_a$  or  $E'$ ) is sensitive to left ventricular relaxation and not easily affected by preload, as compared to the E-wave of the left ventricular inflow velocity pattern. That is,  $E_a$  ( $E'$ ) does not show so-called pseudo-normalization and decreases as the left ventricular relaxation deteriorates. It should be noted that the value slightly varies depending on the site for recording, and if there is myocardial infarction in the sampling area, the value of the site does not reflect the diastolic function of the whole



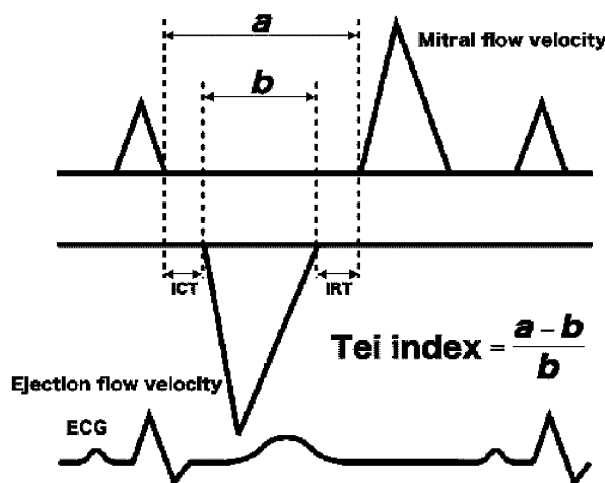
left ventricle.

### 3. Comprehensive index of both systolic and diastolic functions

#### Tei index

Background: Many patients with heart diseases show decreases in both systolic and diastolic functions. Existing indexes of cardiac functions were designed to assess systolic function alone (including left ventricular ejection fraction, positive  $dP/dt$ , and  $E_{max}$ ) or diastolic function alone (including left ventricular negative  $dP/dr$ ,  $\tau$ , and compliance). In clinical settings, however, it is often necessary to assess the functions of the heart comprehensively. Therefore, a practical index to express global function combining systolic and diastolic function has been invented.

Measurement of the Tei index and its meaning: As shown in the figure below, the time from the start to the end of transmitral or tricuspid blood flow (interval  $a$ ) and the time from the start to the end of aortic or pulmonary ejection (interval  $b$ ) are measured by pulsed Doppler ultrasound.



Interval  $a$  is the sum of the isovolumic contraction time (ICT), ejection time (ET), and isovolumic relaxation time (IRT), and  $a - b$  is the sum of ICT and IRT. ICT and IRT, which are indexes of systolic and diastolic functions, respectively, are prolonged as the systolic or diastolic function deteriorates, but are highly dependent on the heart rate. ET, which is determined by the stroke volume, is shortened as the systolic or diastolic function deteriorates, but is also dependent on the heart rate. By dividing ICT by ET (ICT/ET), this index becomes independent of the heart rate and a decrease in the systolic function is reflected more clearly. In the same way, IRT/ET is an index of the diastolic function that is independent of the heart rate. The sum of the ICT/ET and IRT/ET is the Tei index, which worsens (increases) when either the systolic function or diastolic function deteriorates. It is the first comprehensive index of cardiac functions that covers both systolic and diastolic functions.

Tei index normal values:  $0.28 \pm 0.04$  in the right ventricle and  $0.38 \pm 0.04$  in the left ventricle. If the value is 0.40 or higher in the right ventricle or 0.45 or higher in the left ventricle, it is regarded as abnormal.