

## 心臓疾患の画像診断：心エコー診断

竹 中 克\*

心エコー検査では、心臓血管の形や動きを評価し、またドプラ法により血流速度を計測することが可能である。一般には、胸壁などの皮膚の上に探触子を置いて検査するが、食道に経食道探触子を挿入すればより解像度の高い画像が得られる。適応は心血管疾患のすべてで、得られる情報量は極めて豊富である。にも拘らず、我が国では通常の1回的心エコー検査の保険点数は880点=8800円であるが、米国では一律ではないが5万円から最高額27万円と検査技術評価の彼我の差は大きい。

虚血性心疾患(狭心症、心筋梗塞)の診断を例にとって心エコー検査を解説する。心筋虚血(血液が足りない状態)の原因は、冠動脈に狭窄・閉塞があ

る場合と無い場合とに分かれる。後者は重症大動脈弁逆流が好例であるが、心筋重量が大で酸素需要が高い一方で、拡張期に大動脈内の血液が左室に逆流してしまうために冠血流が減少する、すなわち供給が低いことにより発生する(図1)。さて、冠動脈病変がある場合に、心エコー法で心筋虚血を捉えるには、①冠動脈病変を描出する、②心筋血流の減少を把握する、③虚血による心筋収縮(および弛緩)異常を評価する、の3つの方法がある。①は血管内エコーや血管内ドプラ検査により可能となるが、カテーテルを用いる観血的検査である。②はコーティングされた微小気泡を静注し心筋が染色される状況の評価する心筋コントラストエコ

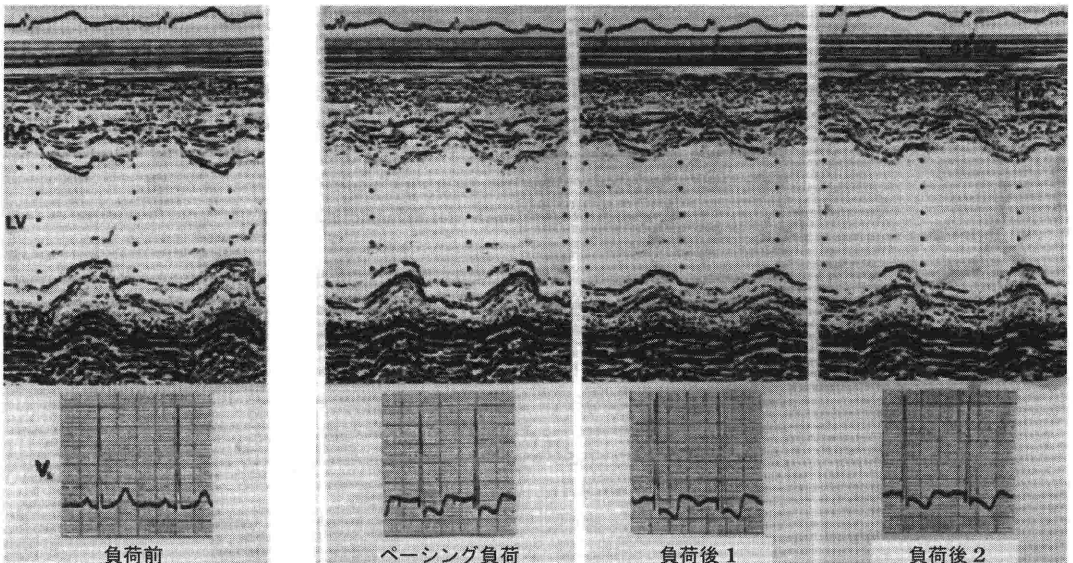


図1 マルファン症候群による重症大動脈弁逆流例(28歳男性)の負荷心エコー図

Mモード心エコー図により心室中隔と左室後壁の壁運動を観察しているが、右房ペースング負荷の後に左室壁運動は全体に低下し、心電図では高度のST低下を認め、被検者は狭心痛を訴えた。本例は冠動脈病変はないが、重症大動脈弁逆流により心筋の酸素需要と供給のバランスが崩れたために負荷時に虚血を来たした例である。

\*東京大学医学部附属病院検査部

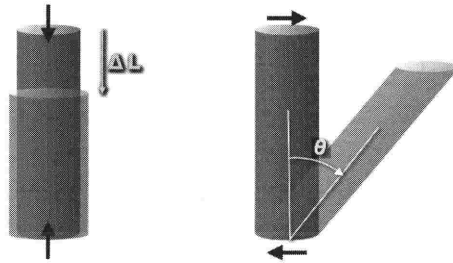


図2 歪み率 (strain) の 2 種類

左は垂直歪み (normal strain), 右は剪断歪み (shear strain) を示す. なお, ここでいう normal は正常ではなく, 垂直という意味である. 垂直歪みは円柱の上下面に垂直に対向する力が加わった場合の変形で長さ (L) の変化率となる. 長さ 10mm の局所心筋セグメントが収縮期に縮んで 7mm になったならば,  $\Delta L = 7 - 10 = -3$  で,  $\text{strain} = \Delta L / L = -3 / 10 = -0.3$  となる. 一方, 剪断 (ズリ) 歪みは円柱の上下面に平行な逆方向の力が加わった場合の変形で角度 ( $\theta$ ) の変化率となる.

一法があるが, 再現性と安全性に解決すべき問題があるために広く普及はしていないのが現状である<sup>1)</sup>. となると, 現在のところ, 心エコー法による心筋虚血の診断は主に「虚血による心筋収縮 (および弛緩) 異常を評価」することによりなされていることになる. いわゆる壁運動異常評価であるが, 最近この方面での進歩が著しい.

心筋が虚血になると, 当該局所心筋の収縮が低下するが, これ以外にも収縮の時間が延長し拡張期にまでずれ込む (post-systolic shortening)<sup>2)</sup>, あるいは弛緩が間延びし鈍くなるなどの異常が出現する. 心筋虚血の診断は, これらを捉えればよいわけであるが, その方法はたくさんある. 通常の断層心エコー法で左室を描出し, 肉眼で心内膜の内方への移動距離や壁厚増加を評価する方法が一般的である. しかし, 肉眼判断は主観的で再現性に問題がある. そこで出てきたのが strain 計測である.

ものに力が加わると変形する. 加わった力に応じてものの内部に生じる抵抗力を stress (応力) といい, ものの変形の程度を strain (歪み) と呼ぶ. 長さ 10mm の局所心筋セグメントが収縮期に縮んで 7mm になったならば,  $\Delta L = 7 - 10 = -3$  で,  $\text{strain} = \Delta L / L = -3 / 10 = -0.3$  となる (図2). この局所心筋セグメントの変形度 (strain) は, 動物実験では超音波クリスタルや金属ビーズを心筋に埋め込むことにより測定されたが, 超音波法 (組織ドプラ法あるいは speckle tracking 法<sup>3)</sup>) を用いることにより非観血的に計測することが出来るようになった. 肉眼で左室壁運動を評価する際にも, 心内膜移動距

離を見るよりも壁厚増加の程度を見る方がよいことが知られている. これは, 前者が心内膜という 1 点の移動を見ているために, 例えば心臓全体が大きく位置を移動する場合にはその影響を受けるし, また隣の心内膜がよく動いているとそれに引っ張られて実は壊死に陥った局所の心内膜も動いてしまうという大きな欠点がある (tethering). これに対して, 心内膜と心外膜という 2 点間の伸び縮みで見える壁厚増加は, すなわち strain であって, tethering の影響が無いために, その局所の障害の程度を正確に反映する. つまり, 隣がどんなに元気に動いていても, 壊死に陥った心筋の 2 点間の距離は収縮せずに不変であるからである (図3). では, 2 点間の距離をどうやって計測するかであるが, 答えは speckle tracking 法である.

核磁気共鳴法 (MRI) では, 画像に格子縞 (tag) を打ち込むと, その tag が心筋と共に動き, 結果として局所心筋の動態評価が可能となる<sup>3)</sup>. 心エコー法では, もともと画像が粒々 (speckle) から構成されているので, この speckle を標識として追いかければ tag を新たに打ち込む必要がない. これが心エコーの speckle tracking 法で, 人間の目ではなく装置が局所の運動を tracking してくれるので, 主観は排除される. 原理は対象を中心とする  $1\text{cm} \times 1\text{cm}$  のテンプレート内の speckle のパターンを認識し, 次のフレームで同じかそれに近いパターンを探し, そこに対象が動いたと判断するものである. 組織ドプラによる tracking は角度依存性に起因する限界があるが, 本法には角度依存性が少ないために, 例えば左室の回転や捻れなども評価

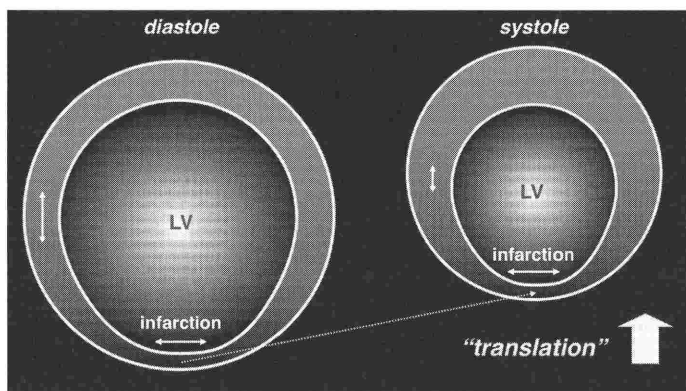


図3

Strainは tethering の影響を受けない、梗塞壊死 (infarction) に陥った部分を有する左室の拡張期 (diastole) と収縮期 (systole) の短軸断面の模式図。梗塞壊死部位の心内膜の1点に注目すると、動かないはずの壊死心筋が動いていることになる。これは健全部位に引っ張られて死んだ心筋が動くため、tethering と呼ぶ。心臓全体が収縮時に前胸壁の方に動く translation もこの tethering の結果である。これに対して、1点ではなく2点間の距離の伸び縮み (normal strain) を見れば (両端矢印)、正常部位では収縮期に短縮し、梗塞部位では不変であることがわかる。すなわち、完全な壊死心筋の strain は tethering の影響を受けずに0となる。

可能である。当初は、心内膜、心外膜、弁輪部など音響インピーダンスの差が大きく明瞭なエコーを呈する構造の tracking のみが可能であったが、最近では不安定とされる左室心筋の speckle を tracking することも可能になってきている (図4)。これが可能となれば、後述の如く左室の層別の strain 計測が出来るので、検査感度の上昇が期待できる。

局所機能評価は、例えば「左室心尖部前壁」とか「左室心基部下壁」などという程度の「局所」ではなく、もっと狭い「局所」に分け入っていくべきである。例えば、局所左室壁をさらに内と外に分けて、心内膜下心筋に注目する。1点の速度や移動距離ならば tethering のために心内膜下心筋と心外膜下心筋はほぼ同じ値を呈し、差が出にくい。しかし、strain では心内膜下心筋と心外膜下心筋で異なる値が得られる。もっと正確に言うと、健全者の radial 方向の strain は心内膜直下心筋で最も大きく心外膜に向かうにつれて小さくなるという壁層内勾配 (transmural strain gradient) を示す。なお、この transmural strain gradient は左室心筋の複雑な配列に起因することが知られており、心筋細胞そのものの収縮 (strain) は心内膜側でも心外膜側でも大きくは変わらない。正常心筋での strain 勾配に反して、虚血時には心外膜下を走る太い冠動脈から最も遠いために心内膜下層は真っ先に障

害される。つまり、いつもが一番元気だけれど、病気になると真っ先に寝込むのが心内膜下層である (図5)。したがって、左室壁全層をひとまとめでではなく心内膜下層のみを抽出して評価出来れば、虚血による障害の診断精度の向上が期待できることになる<sup>4)</sup>。

実際にブタで冠動脈左回旋枝の高度狭窄による慢性虚血心を作成し、負荷をかけずに安静時の左室短軸断面での speckle tracking 法により種々の指標を比較したところ、最も虚血の検出能が高かったのは心内膜の circumferential strain (円周方向の伸び縮み率) で、例えば肉眼判定の壁厚増加率に相当する左室壁全壁厚の radial strain (半径方向の伸び縮み率) はあまりよい検出能ではなかった。

ここまで述べてきた strain は normal strain (垂直歪み) と呼ばれるものであるが、strain にはもう一種類がある。Shear strain (剪断歪み) である。これは、はさみのように平行で逆方向の力が加わった場合のズリ変形のこと角度で表わされる。物体の変形を評価する際には、物体を微小立方体に分解し、各々の変形を求め、元の物体の変形を知る (図6)。微小立方体には平行する3つの面の組み合わせがあるが、例えばz面ではz面同士が近づいたり離れたりする normal strain、およびz面がx方向またはy方向にずれる shear strain が計測され、これがx面にもy面にもあるので、全部で9つの

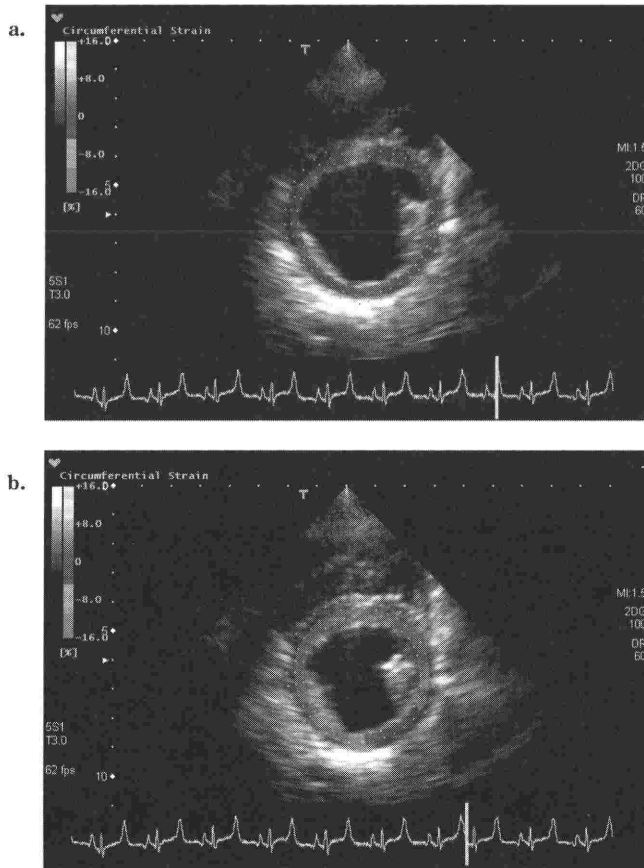


図4 Speckle tracking 法(ブタの実験)

左室短軸断面の収縮末期象を示す。aは冠動脈狭窄作成前で、bは高度の左回旋枝狭窄作成後である。左室壁の心内膜、心外膜、および壁厚中央層の3つの層に点線を認めるが、これらの点が独立して自動でtrackingされる。この図で色表示されているのは、心内膜の circumferential strain(円周方向の伸び縮み)で、冠狭窄により後側壁の strain が+、すなわち収縮時に伸びていることが青色で表示されている。

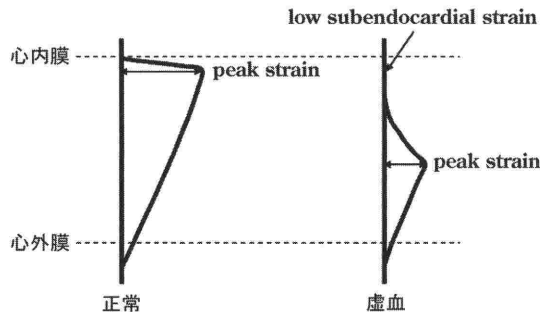


図5 正常と虚血時の transmural strain gradient

正常の strain は心内膜直下心筋で最も大きく心外膜に向かうにつれて小さくなるという壁層内勾配 (transmural strain gradient) を示す。一方、虚血時には心外膜下冠動脈から最も遠いために心内膜下層心筋は真っ先に障害され、strain のピークは心外膜方向にずれる。つまり、いつもは一番元気だけれど、病気になる真っ先に寝込むのが心内膜下層である。したがって、左室壁全層をひとまとめではなく心内膜下層のみを抽出して評価出来れば、虚血による障害の診断精度の向上が期待できる。

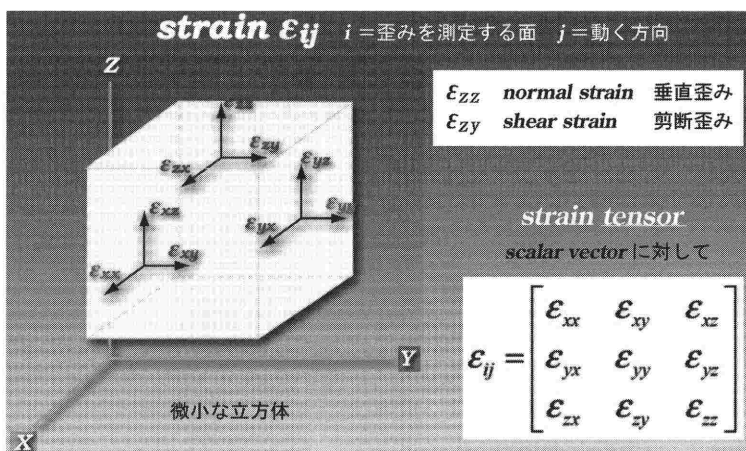


図6 Tensor という概念

物体の変形を評価する際には、物体を微小立方体に分解し、各々の変形を求め、元の物体の変形を知る。微小立方体には平行する3つの面の組み合わせがあるが、例えばz面ではz面同士が近づいたり離れたりする normal strain、およびz面がx方向またはy方向にずれる shear strain が計測され、これがx面にもy面にもあるので、全部で9つの strain となる。この9つの strain の組み合わせを tensor と呼ぶ。温度のように方向のない量を scalar、速度のように方向のある量を vector と呼ぶが、互いに関係のある vector の組み合わせが tensor で、これが計測できれば対象の変形が正確に評価可能となる。

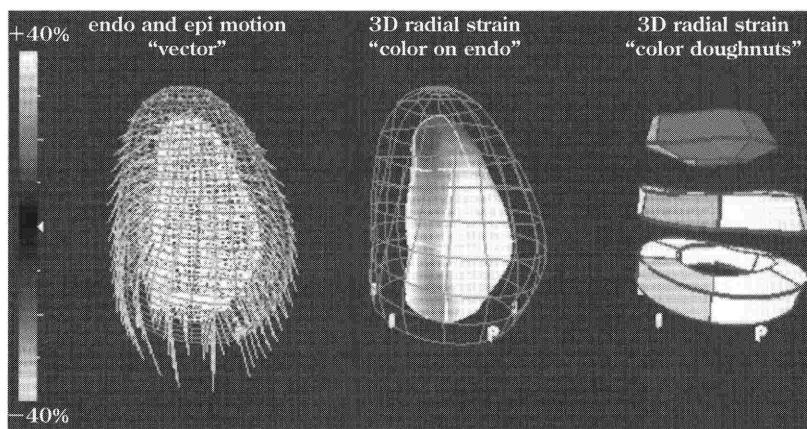


図7 3次元 tracking 法

胸壁から3次元で左室の心エコーを記録し、心内膜面と心外膜面を立体的に tracking させる技術がすでに商品化されている。得られた情報は膨大で、その表示方法も種々存在する。

strain となる。この9つの strain の組み合わせを tensor と呼ぶ。温度のように方向のない量を scalar、速度のように方向のある量を vector と呼ぶが、互いに関係のある vector の組み合わせが tensor で、これが計測できれば対象の変形が正確に評価可能となる。ヒトの心臓を微小立方体に分解しそれぞれの tensor を計測することは難しいが、少なくとも今は normal strain のみならず shear strain にも注目することが重要である。

二次元断層心エコー図のすべてに当てはまるこ

とであるが、心エコー図上のある点は次の瞬間にはその平面上にはない可能性があるため、近傍の別の点をとらえて辻褄を合わせているという側面がある。これは、三次元構造物を二次元で捉えている限り、避けられない問題である。したがって、厳密には心エコーは3次元へと進むべきである。Speckle tracking も3次元で行われることが理想であり、これにより tensor 評価の実現可能性が高くなる(図7)。

3次元心エコーには、2次元同様、経胸壁と経食

道の2種類がある。経胸壁の3次元心エコーは、約3000個の素子(2次元は96程度の素子数)を使うために設計上多くの難しい点があり、現状では細かな形態診断は解像度の低さから困難であると言わざるを得ない。したがって、経胸壁の3次元心エコーは strain 計測、容積計測、心筋コントラストの造影度計測など、計測に使用されるのが本筋であろう<sup>5)</sup>。これに対して、3次元の形態診断は、

3次元経食道心エコー法による。特に僧帽弁の3次元経食道心エコー画像は、リアルタイムで動画像が表示可能で、解像度にも問題はなく、急速に普及しつつある(図8)。

ドプラ法の最大の欠点は、実際の流れの方向と超音波ビームの方向のなす角度が大きくなればなるほど測定誤差が大になるという角度依存性である。このために、現在のカラードプラ法では渦流

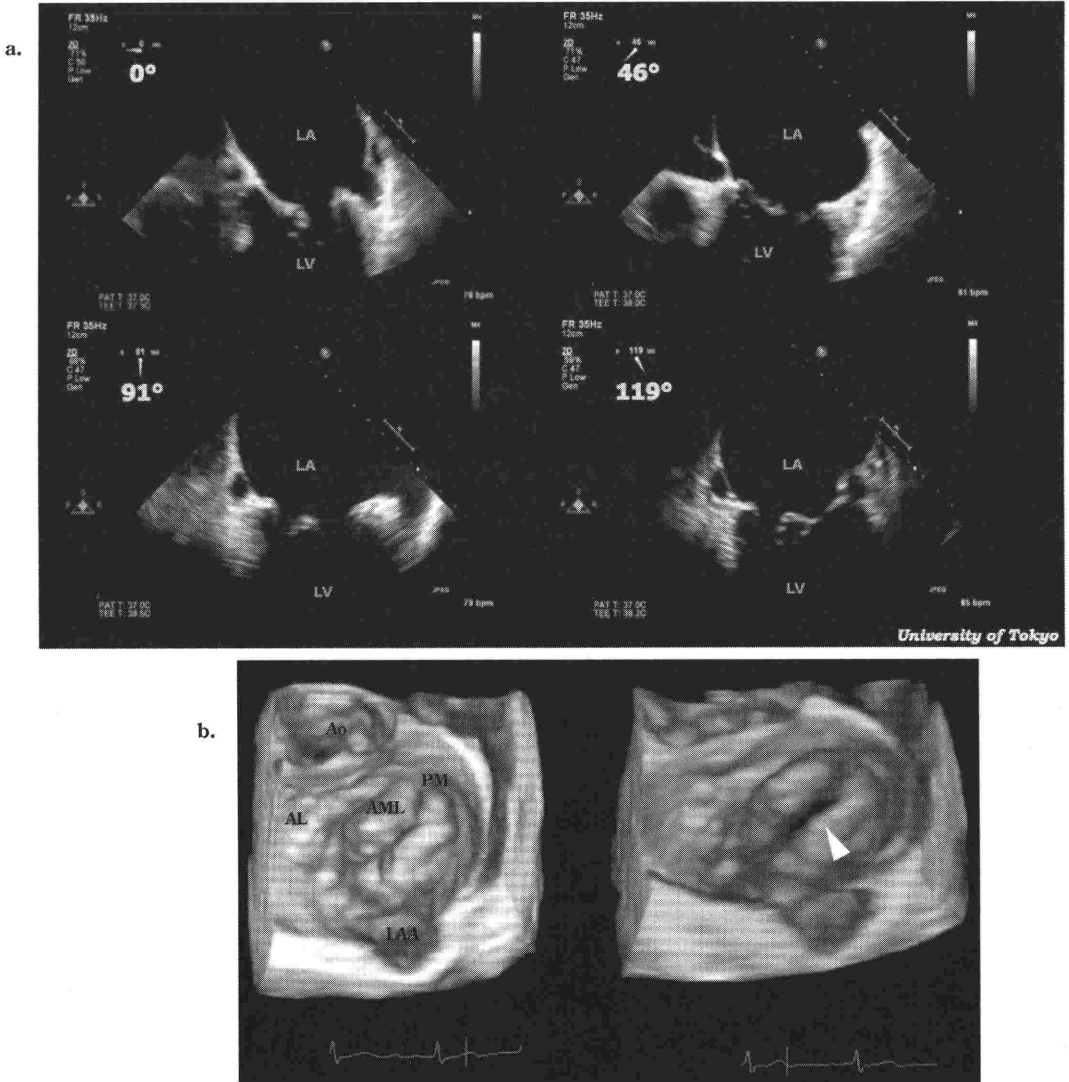


図8 僧帽弁逸脱兼腱索断裂例の2次元(a)および3次元経食道心エコー図(b)

2次元経食道心エコー法では超音波クリスタルを回転させて種々の断面を得るが、aに示すのは回転角を0°、46°、91°、119°と変えて記録した画像であるが、病変の立体的な広がりや頭を再構築するのは大変難しい。一方、bの画像は同一症例のリアルタイム3次元経食道心エコー図で、瞬時に病変が把握できる。すなわち、前線中央部分の腱索断裂および後尖の逸脱(円周で120°くらいの範囲)で(左)、傾けて表示すると収縮期の逆流欠損孔(矢印)が描出される(右)。



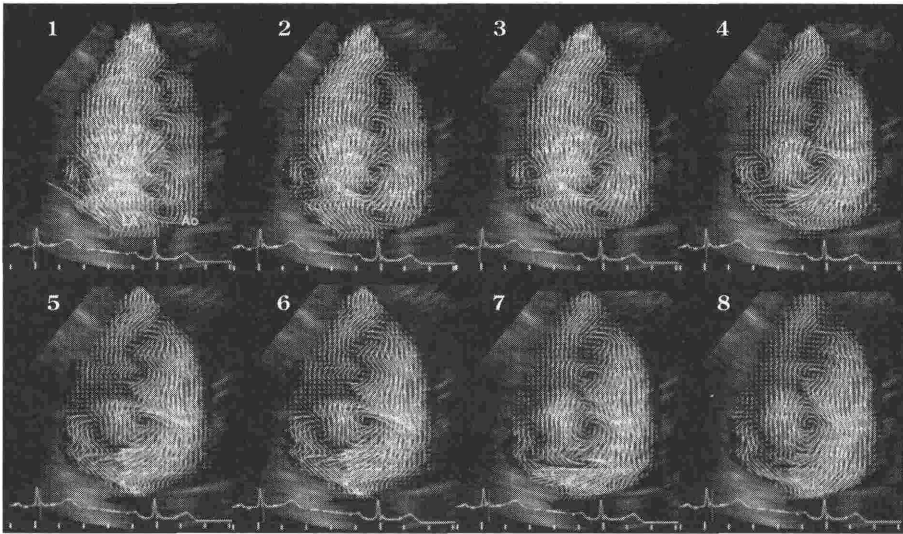


図9 生体内の渦流を評価できる Echodynamography (健常者の心尖部左室長軸断面)

元はフレーム数 45/sec の動画であるが、心房収縮期から等容収縮期の 8 枚のフレームを順に表示している。1 から 3 は心房収縮期で左房からの流入血流とその両サイドに渦が表示されている。続く等容収縮期、特にフレーム 7、8 では、左室内に時計方向の渦流を認める。

の評価は難しい。しかし、角度依存性のあるカラー Doppler 情報から超音波ビームに直交する速度成分も推定することが可能になっている。Echodynamography という方法で、その原理は省略するが、左心室や大動脈の渦流の評価が出来る方法である(図9)<sup>6)</sup>。なお、渦流を評価するには、ほかに MRI や digital particle imaging velocimetry (左室腔内のコントラストエコーを tracking する方法)がある。

以上、最近の心エコー Doppler 法の進歩はめざましく、その一部をここで紹介した。

文 献

1) Dijkmans PA, Visser CA, Kamp O: Adverse reactions to ultrasound contrast agents: Is the risk worth the benefit? *Eur J Echocardiography* 2005; 6: 363-6.

2) Voigt JU, Exner B, Schmiedehausen K, et al: Strain-rate imaging during dobutamine stress echocardiography provides objective evidence of inducible ischemia. *Circulation* 2003; 107: 2120-6.

3) Amundsen BH, Helle-Valle T, Edvardsen T, et al: Non-invasive myocardial strain measurement by speckle tracking echocardiography: validation against sonomicrometry and tagged magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47: 789-93.

4) 桑田志宏, 竹中 克: 左室壁の心内膜側心筋と心外膜側心筋の違いについて. *J Cardiol* 2000; 353: 206-18.

5) Lang RM, Mor-Avi V, Sugeng L, et al: Three-dimensional echocardiography: The benefits of the additional dimension. *J Am Coll Cardiol* 2006; 48: 2053-69.

6) Ohtsuki S, Tanaka M: The flow distribution from the Doppler information on a plane in three-dimensional flow. *J of Visualization* 2006; 9: 69-82.