超音波検査の原理から応用

富松 宏文

東京女子医科大学循環器小児科

Keywords :

side lobe, mirror images, sensitivity
time control, segmental approach,
congenital heart disease

Principles and Applications of Echocardiography

Hirofumi Tomimatsu

Department of Pediatric Cardiology, Tokyo Women's Medical University, Tokyo, Japan

Echocardiographic imaging and Doppler systems generate ultrasound signals that follow the laws of physics. Appropriate utilization of these instruments and interpretation of the data generated require an understanding of the fundamental principles of ultrasound physics and how they relate to the images produced and the spectral and color Doppler information. This understanding is considered an important requirement for clinical competence in all modalities of echocardiography.

An essential component of the diagnostic accuracy of echocardiography is the skill and experience of the individual responsible for image and data acquisition.

Technical skills includes appropriate knowledge of ultrasound instrument settings such as transducer frequency, use of depth, gain, time-gain-compensation, dynamic range, filtering, velocity scale manipulations, and display of received signals.

Echocardiography is a powerful diagnostic tool that provides immediate access for the evaluation of cardiac and vascular structures and assessment of heart function. Intrinsic to a competent echocardiographic examination is a thorough understanding of the anatomy and physiology of the heart and great vessels. Two-dimensional imaging can accurately quantify cardiac chamber sizes, wall thickness, ventricular function, valvular anatomy, and great vessel size. Pulsed, continuous-wave, and color-flow Doppler echocardiography, especially when combined with two-dimensional imaging, can be used to quantify blood flow velocities and calculate blood flow; assess intracardiac pressures and hemodynamics; and detect and quantify stenosis, regurgitation, and other abnormal flow states.

A segmental approach is the important and useful way to diagnose congenital heart disease.

I will describe the fundamental knowledge of ultrasound, basic views, and segmental approach for congenital heart disease in this paper.

要 旨

小児循環器診療の場における心エコー検査の重要性は言うまでもなく、聴診器とほぼ同様に装置があれば誰にでも安全に検査することができる。しかし、誰にでも検査することはできるが、誰でも正しい診断ができるとは限らない。

先天性心疾患における心エコー検査はこれまで形態診断が主なものであったが、最近では機能解析の方法が種々開発され、先天性心疾患にも応用されつつある。

心エコーを用いて正しい診断をし、診療に役立てるためには、(1)超音波の特性やアーチファクトなどの知識、(2)正常心と先天性心疾患の形態的特徴についての知識、(3)血行動態についての知識が必要である。

本稿では超音波の基礎と基本的断面および区分診断法の手順につき概説する。

はじめに

心エコー検査は侵襲がなく、装置があれば誰にでも行うことのできる検査である。また、その場で多くの

情報をもたらしてくれるため、診療の場では必須の検査となっている。しかし、その検査所見を正しく判断し診療に役立てるためには超音波の基礎と心疾患の形態や血行動態についての知識が必須である。これらを

理解していなければ診療に役立たないばかりか、エコー検査があるがために誤診をする“エコー病”を作ることにもなりかねない。

1. 超音波の基礎と超音波診断装置

超音波の基礎についてはどの超音波医学関係の教科書にも最初の項に記載されているにもかかわらず、読まれることは少ない。ここでは、実際に臨床場で知っておくべき必要最小限の知識について述べる。物理学的な詳しいことは成書で勉強していただきたい^{1,2)}。

1. 超音波とは

超音波とは、“人の耳に聞こえない程度の高い周波数の音波”と定義されることが多く、一般には 20 kHz 以上の高い周波数の音波である。通常の超音波診断において用いられるのは、2 MHz から 30 MHz 程度である。

2. 超音波の性質

1) 周波数

周波数が高いと直進性が高く、指向性が高くなる。しかし、逆に減衰が大きくなり到達距離は短くなる。また、周波数が高いほど得られる画像の解像度は高くなる。通常の胸壁エコーでは新生児でも 12 MHz 程度までの周波数が用いられる。それ以上の周波数のものは血管内エコーとして冠動脈内の様子を観察するのに用いられる。

2) 反射, 屈折

超音波は反射をする。探触子から送信した超音波が生体内を伝播し臓器などで反射し、反射した超音波が探触子に帰ってきて初めて画像がつくられる。この反射がなければ情報は全く得られないことになる。反射は音響インピーダンスの異なる二つの組織の境界面で生じる。

音響インピーダンス = (組織の密度) × (組織内の音速) により規定される。通常生体内の軟部組織の中の音速はほぼ一定であり、JIS 規格により 1,530 m/sec と仮定されている (Table 1)^{3,4)}。

超音波も光と同様に境界面に対してある角度で入射すると屈折を来す。これは入射角度に規定され (Snell の法則)、エコー像にひずみが生じる原因となる。

3) 減衰

超音波が伝播しながらその強度が減少することを減衰という。その原因には、吸収、拡散、散乱などがある。生体内では吸収が主な原因となり、

$$\text{減衰} = \text{減衰係数} \times \text{通過距離} \times \text{周波数}$$

であらわされる。したがって、周波数が高いほど吸収されやすく遠くまで届きにくいことがわかる。

4) 回折, 干渉

超音波が遮断されて届かない場所にも音波が回り込んで到達することを回折といい、複数の波が存在するときそれらの波の位相の差により打ち消しあった増幅することをいう。

5) ドプラ効果, ドプラ法

音源が動いているときには、その音源の速度と方向に応じて到達する超音波の周波数が音源の出す周波数から偏位する現象をいう。赤血球は超音波を反射させながら動いているため、音源が動いていることになる。したがって、赤血球で反射した超音波が探触子に到達するときには探触子が送信した周波数と異なっている。

パルスドプラ法では任意のポイントにおける血流情報が得られるが、計測できる最大流速には限界がある。限界を超えた流速の場合には反対向きの血流として表示される、折り返し現象が生じる。連続波ドプラ法では、サンプルポイントの特定はできず観測線上の最大流速を測定することになるが、測定できる流速に制限はない。カラードプラ法は基本的にはパルスドプラ法と同じである。画面上に設定したピクセルの中の平均流速と方向を求めカラー表示させて B モード画像と重ね合わせて表示する。

3. 超音波診断装置

超音波診断装置は、1) 超音波を発生させ送受信する探触子、2) 受診した超音波を電気信号に変換させ画像を作るための信号処理回路、3) 作られた画像を表示するディスプレイなどにより構成される。

心臓では狭い肋間から広い範囲を見るためにセクタスキャンが主に用いられる。以前は探触子ごとに送信する周波数が固定であったが、最近は広帯域の探触子が用いられる。しかし、体格に応じて中心周波数の異なる探触子を用いたほうがより良い画像が得られることが多い。

装置本体には、①超音波出力、②コントラスト(ダイ

Table 1 生体内の音速と音響インピーダンス

組織(ヒト)	音速 (m/sec) $\times 10^3$	音響インピーダンス (kg/m ² ·sec) $\times 10^6$
水晶体	1.641	1.64
肝臓	1.549	1.65
脾臓	1.566	1.64
腎臓	1.561	1.62
筋肉	1.585	1.7
脂肪	1.45	1.38
骨	3.38	6.08
血液	1.57	1.61
水	1.497	1.49

文献3, 4 より改変

Fig. 1 Contrast

ナミックレンジ), ③ゲイン, ④STC(sensitivity time control)あるいはTGC(time gain compensation), ⑤周波数, ⑥フレームレート, ⑦流速レンジ, などのつまみがあり, これらを調整し見やすい(診断しやすい)良好な画像を作る。

1) 超音波出力

探触子から送信する超音波の強さを調節する。通常はその装置の最大値にしておく。まれに, 人工物など反射の強い構造物を見るときには, 出力を落とすと画像が見やすくなることもある。

2) コントラスト(ダイナミックレンジ)

画像の白黒の差を調整するもので, コントラストを強めると白黒の差ははっきりし硬い画像になる。一方コントラストを下げると白黒の差が小さくなりやわら

かい画像になる。すなわち, 元の信号に掛け算をしたり, 割り算をしたりして画質を変えていることになる (Fig. 1)。

3) ゲイン

画像全体の信号の強さを上げたり, 下げたりするものであり, ゲインを上げると画像全体が白くなるが, 白黒の差が大きくなるわけではない。すなわち元の信号に足し算をしたり, 引き算をしたりして画質を変えることになる (Fig. 2)。

4) sensitivity time control (STC) もしくは time gain compensation (TGC)

超音波は深い位置に行くほど減衰し, 超音波は弱くなり得られる信号も弱くなる。STCは深さごとにゲイ

Fig. 2 Gain

Fig. 3 Sensitivity time control (STC) or time gain compensation (TGC)

ンを変える機能である。体内から帰ってきた信号が弱くてもこれを用いることにより、画像全体を均一な明るさにすることができる (Fig. 3)。

5) 周波数

周波数が高ければ、解像度を高くすることができるが到達深度は浅くなる。また、ドプラ感度も低くなる。

6) フレームレート

1 秒間に何回画面を書き換えることができるかを表

す指標で、単位は fps (frame per second) である。フレームレートが高いほど、滑らかな画像となる。

7) 流速レンジ

ドプラ法で表示できる流速の範囲を変えるつまみである。カラードプラ法で流速レンジを低く設定すると、レンジを超えた流速の血流は折り返し現象によりモザイクパターンで表示され、異常血流と正常血流との鑑別が難しくなる。“何をしたいのか”を明確にしてレンジを調節することが必要である。

Fig. 4a Side lobe artifact

Fig. 4b Mirror image artifact

2. アーチファクト

超音波装置はいくつかの仮定のもとに画像を作っている。すなわち

- i. 探触子から送信された超音波は直進して、反射も直進してくる。
- ii. 探触子に入ってくる反射波はメインローブからの反射として認識する。
- iii. エコー強度は反射の散乱強度に応じて表示される。
- iv. 音速は1,530 m/sec で一定である。

などである。これらの仮定と異なる反射信号を探触子が受診すると、実際には存在しない場所に虚像が出現したり、逆に実際には存在する構造物が表示されないこともあり、これらがアーチファクトと呼ばれるものである⁵⁾。

1. サイドローブ

探触子から出されたビームはメインローブ以外にその外側にサイドローブを伴う。サイドローブのビームが対象物に向かっていると、サイドローブによる反射はあたかもメインローブによる反射のように、メイン

Fig. 5 Operation of the probe

Fig. 6 Basic views
 a: parasternal short axis view, ventricular level
 b: parasternal short axis view, great vessels level
 c: apical four chamber view
 d: parasternal left ventricular long axis view
 e: parasternal right ventricular outflow tract view

ローブが向かう位置に対象物があるように表示される (Fig. 4a).

2. 多重反射, 鏡面反射

超音波は反射体と探触子の間で複数回反射を繰り返

すことにより, 実際の対象物の位置の整数倍の距離を持つ位置に画像が出現する.

また, 胸膜や横隔膜など面状の反射体が存在すると, 探触子の向かう方向と異なった位置に対象物があっても, あたかも探触子の向かう方向に対象物が存在するように表示され, これを鏡面反射という (Fig. 4b).

Fig. 7 Additional views
 a: upside -down view, frontal plane from subxiphoid
 b: upside -down view, sagittal plane from subxiphoid
 c: frontal view from supra sternal notch

3. 音響陰影

強い反射体があると、ほとんどの超音波が反射されてしまい、その後方へは超音波が届かなくなり画像が表示されなくなる。

4. ドロップアウト

対象物の厚みが薄く超音波ビームに対して平行に位置すると反射が弱く、描出されなくなることがある。超音波ビームの方向と対象物が平行にならないように探触子の位置を変えることにより解決する。

3. 音響窓と探触子操作の実際

1. 音響窓

超音波が目的の構造物まで到達しなければ、画像は作られない。密度の高い構造物(たとえば骨)は周囲の軟部組織との間に音響インピーダンスの差が大きくな

るため探触子から出された超音波の大部分は反射されてしまい、その後方へ到達する超音波は非常に少なくなる(音響陰影)。そのため後方の構造物の画像は形成されなくなるため画像が形成されにくくなる。したがって良好な音響窓を得ることが重要である。

代表的な音響窓は胸骨上窩、胸骨左縁、右縁の肋間、心尖部、肋骨弓下などである。

2. 探触子の持ち方と動かし方

探触子のマーカーが親指の当たるほうにあるのかその逆なのかを意識する。画面にはマーカーのある側に印がついているので、マーカーが体のどちらを向いているのかを確認する習慣を持たなければ、左右や上下を誤ることになる。検査時は、探触子をも持たない指を被験者の体に当てて固定する。探触子の動きは次の3種の動きが組み合わさったものである。基本の動かし方は①傾ける、②まわす、③スライドさせる、である(Fig. 5)。これらの3つの動きの違いを意識して動かすことが重要である^{6,7)}。

①“傾ける(tilt)”とは、探触子が皮膚に接している部分

Table 2 Anatomical features of cardiac structures

心房	右心房	左心房
心耳形態	キャッチャーミット型(広い基部)	人差し指型
静脈弁	下大静脈弁(Eustachian valve) 冠静脈洞弁(Thebesian valve)	なし
心室	右室	左室
形態	おむすび型, 三角形	砲弾型, 狐の尻尾型, 椎の実型
肉柱	粗大	微細
乳頭筋	主要乳頭筋: 1 個 小乳頭筋: 数個	主要乳頭筋: 2 個
乳頭筋起始	中隔起始	自由壁からの起始
漏斗部	あり	なし
大血管	肺動脈	大動脈
形態	すぐに分枝	弓を形成
		頸部動脈を分枝
冠動脈	なし	あり

文献10, 11 より改変

はそのままにして, 体に対して垂直に当てることを基本の位置とし, 探触子を寝かせてその先端(超音波ビーム)が頭方向に向かうように寝かせることを, “頭方向へ傾ける”と呼ぶ.

②“回す(回転)(rotate)”とは, 傾けるのと同様に, 探触子を垂直に体に当てて, 接触部位や探触子の方向は変えずに, 上から見て時計方向, もしくは反時計方向に回転させることを言う.

③“スライド(slide)”とは探触子をはじめに当てた状態から, 体に対する角度や方向を一定にして接触面をずらせることを言う.

通常はこれら3つの動きを無意識に同時に行っている. しかし, 3つの動きをそれぞれ独立させて動かすことにより先天性心疾患の立体構造の理解を容易することができる.

4. 基本断面

心エコー検査の有用性の一つに任意の断面が得られることがあげられる. しかし, 一定のルールのもとに画像を得なければ, 後に画像を見たときにどのような断面なのかわからなくなる. 検査時に検者は理解していても, 後で他人が見ると理解できないような画像をしばしば見る. したがって誰が見ても理解できるような“説得力のある画像”を撮るように心がけることが重要である. 基本断面としては①心室短軸断面像, ②大血管短軸断面, ③四腔断面, ④心室長軸断面であり(Fig. 6a～e), これらの断面が正しく撮れていれば多

くの心疾患の診断は可能である. たとえどんなに緊急時であってもこれらの基本断面を確実に記録することが重要である. さらに小児では, ⑤心窩部からの断面(upside-down view), ⑥胸骨上窩からの断面, は情報が多く音響窓が許せば記録しておくことが望ましい(Fig. 7a～c)⁶⁾.

5. 先天性心疾患の診断方法の基礎

成人の虚血性心疾患や, 弁膜症などでは, 基本構築には異常がないことが前提となっている. しかし, 先天性心疾患の中にはこの基本構築に異常があることがある. したがって, 複雑に見える先天性心疾患を正しく, 見落としのないように形態診断を行うには区分診断法(segmental approach)が有用である^{8,9)}. 区分診断法は心臓の基本構築を診断する方法であり, これだけで診断が完結するわけではないが先天性心疾患の診断のスタートとなるものである.

区分診断法は心臓の構成要素を心房, 心室, 大血管の3つの区分に分けてそれぞれの位置を診断し, 続いて心房-心室, 心室-大血管の関係をそれぞれ順に決定してゆく方法である. それには各構造物の形態学的(解剖学的)特徴を心エコーで把握し, 各構成要素を正しく認識することから始まる.

1. 心臓構成要素の解剖学的特徴と心エコーによる同定方法

心臓の各部分にはそれぞれ解剖学的に特徴を持って

いる (Table 2)^{10, 11)}. その特徴を心エコーで確認し同定する. 各構成要素の同定方法の詳細はここでは省略するので成書を参照していただきたい⁹⁾.

2. 心エコーによる区分診断の進め方

1) Step 1, 心房位

心窩部からの横断面と矢状断面を用いて決定する.

i. 横断面: 横隔膜面下で体の水平断面を見るように探触子をあてると, 中央に椎体が逆 U 字型に見える. このとき, 椎体の右肩と左肩にそれぞれ血管が輪切りに見える. 呼吸性変動がなく心拍動を認めるのが下行大動脈であり, 呼吸性変動を示すのが下大静脈である. 椎体の側壁に沿うように大動脈より深い位置で静脈が見えるときは, 右側であれば奇静脈, 左側であれば半奇静脈を考える.

ii. 矢状断面: 単軸断面で同定した静脈を見ながら探触子を 90 度回転させると, 椎体の右側で下大静脈が心房に流入している様子を見ることができる. この下大静脈が還流する心房を右房とする. したがって心房位は正位 (situs solitus) となり, {S. ○. ○} と記す.

また, 大きな心房が一つしかない場合や下大静脈が存在しない場合には不定位 (situs ambiguous) とし, {A. ○. ○} と記す. 奇 (半奇) 静脈結合があれば短軸断面で見た大静脈が長軸にしても心房に流入せず, 心臓の背面を上行する様子が見られる.

2) Step 2, 心室位

心室の短軸断面で診断する. 心室位の診断は心臓を正面から見て, 左室が右室の左側に位置すれば D- ループとなり, {○. D. ○} と記す.

単心室では後方にある痕跡的左室, もしくは前方にある痕跡的右室 (流出路腔) が確認できれば, 心室の左右関係は評価できる. しかし, 痕跡的心室が全く描出できない場合には心室の左右関係の診断は不可能となる.

心室が左右関係でなく, 上下に配列することもある. この場合には心室の左右関係を論じることが困難であることが多いが, 大血管のループがわかれば, 大血管のループを用いて, 心室ループを類推することもある (ループルール)^{2, 3)}.

3) Step 3, 大血管位

大血管の短軸断面を用いて診断する. このときそれぞれの半月弁のレベルで診断する. 2つの大血管の関係には左右関係と前後関係の2つの関係を組み合わせ

て診断する. すなわち, 正常心では左右関係を見ると大動脈弁が肺動脈弁より右方にあり D の関係となる. ついで前後関係を見ると, 大動脈弁が肺動脈弁より後方に位置し, さらに大動脈と肺動脈はクロスするように走行する. したがって {○. ○. D (spiral)} と記すべきであるが, この場合は正常 (normal) であるため単に {○. ○. N} と記す.

大血管の左右関係は D で正常であっても, 前後関係が逆転し大動脈が前方に, 肺動脈が後方に位置し, さらに両大血管は平行に走行する場合には, 大血管関係は前後関係が逆転しているため, 大血管転位 (transposition) となり {○. ○. Dtr} と記す (ただし, “T” を略して単に “D” と記すことも多い).

両大血管の前後関係が同定できず, 完全に左右同列に並ぶ平行に走行することがある. また, 左右関係が同定できず全く前後関係になることもある. このような場合には心室のループを参照し大血管の左右関係を類推する (ループルール).

4) Step 4, 心房-心室関係

Step1 から 3 までの診断を行い {○. ○. ○} と書けばおおよその心臓の構造を示すことができるが, 心房心室関係には正常心のように三尖弁が右室へ, 僧帽弁が左室へ挿入しているだけでなくいくつかの異常がある. したがって, {○. ○. ○} と記載した後に心房心室関係の異常について追記する.

心房-心室関係の異常としては, 房室弁交差 (criss-crossing), 一側房室弁両室挿入 (straddling), 両房室弁両室挿入 (double inlet), 一側房室弁閉鎖 (atresia) の 5 つの場合が存在する^{10, 11)}.

5) Step 5, 心室-大血管関係

四腔断面から探触子を頭側に傾けて心室と大血管のつながりを確認するとともに, 心室の長軸断面により房室弁と半月弁の間の線維性結合の有無をみる.

一つの心室から一つの大血管とさらに他の大血管の 50% 以上が起始している場合には両大血管右 (左) 室起始症と診断することが一般的である. また, 右室から起始する血管は基本的に円錐を伴うため, その半月弁と房室弁の間には線維性結合を認めず, 筋肉組織がエコーで認められる. 完全大血管転位では左室から肺動脈が, 右室から大動脈が起始する.

6. 血行動態, 心機能診断

1. 血行動態評価

心エコー検査では形態診断を行うとともに、血行動態の診断も同時に行う。カラードプラ法で容易に血流情報が得られるが、それだけでは総合的な診断を誤ることがある。そのためには心房、心室および肺循環にかかる負荷の状態を様々な形態から診断し(負荷所見, 間接所見), カラードプラ法による直接的な所見と矛盾が生じていないかどうかを検証することが重要である。

負荷所見と形態変化の関係は、心室の負荷としては、圧負荷→肥厚、心室中隔の扁平化(右室圧上昇)、容量負荷→拡大(容積の増大、エコーでは面積の増大)、が原則である。また、肺血流の増加は肺血管径の拡張、肺血流の減少は肺血管径の減少となることが多い。さらに、心房の拡大は還流血液量の増大もしくは房室弁の逆流や狭窄が考えられる¹²⁾。

圧較差の評価には連続波ドプラ法から得られる最大流速から簡易ベルヌーイ式を用いる。簡易ベルヌーイ式は

$$\text{圧較差 (mmHg)} = 4 \times \text{最大流速 (v)}^2$$

であらわされる。しかし、ベルヌーイ式はエネルギー保存の法則から導かれるものであり、加速度による圧変化や圧力損失さらに加速前の流速などが省略されているため“簡易”となっている。したがって多段階的に加速するときには加速前の流速が無視できなくなるし、狭窄の形態が砂時計型では圧回復が生じないため圧較差を過大評価する。したがって、最大流速を求めるだけでなくその前後の形態や速度変化にも注意を払う必要がある。

このようにさまざまな負荷所見を示す疾患の鑑別診断と疾患の組み合わせを考え、形態診断と矛盾なく一致したときに最終的にエコー診断とする。

2. 心機能評価

心機能を評価することは単純ではなく、心室全体の評価と局所の評価さらに心室内の同期性、あるいは収縮期と拡張期など各時相における機能やその時間的ずれなど、得られた指標が何を表現しているのかを正しく認識する必要がある。また、右室についても同様な評価が必要となり、さらに左室と右室の同期性や心房の機能が果たす役割や心房と心室との同期性などについてもさまざまな評価がなされている。

最近心エコーによる新しい指標が多数出現している。しかし心エコーにより得られる指標が“心機能”の中の何を示しているのか、またどこに限界があるのかを十分に理解せずに、ただ機械が算出した数字だけをみることは危険である¹³⁾。

以下に最近用いられるようになった指標について概説する。

1) 僧帽弁輪部心筋移動速度

弁輪部の心筋の速度を組織ドプラ法で求めると拡張期には心房から左室への流入が始まるとともに、弁輪は心尖から遠ざかるように移動する。このときの速度が E_m (cm/sec) である。同様に心房収縮により左室が動く動きが A_m (cm/sec) である。また、収縮期にはこれとは逆に左室が小さくなるため僧帽弁輪は心尖部方向に吊り上げられるように動く、このときの速度が S_m (cm/sec) となる。

左室が駆出する直前(等容収縮期)に収縮を始めるときの動きの波が C 波 (cm/sec) であり、その加速度を Isovolumic acceleration (IVA) と呼ぶ。

収縮期の指標としては S_m が用いられることが多く 20 歳以下の健常人の正常値として 13.0 ± 3.4 cm/sec のデータがある¹⁴⁾。

拡張期の指標としては E_m が広く用いられている。さらに、左室流入血流波形の E 波(急速流入波)の流速を E_m で除した E/E_m は左室拡張末期圧や左房圧を推測するのに用いられている。この値が 15 を超えると有意に左房圧が高いことが示されている¹⁵⁾。しかし、収縮性心膜炎では E_m が正常値よりも高値となることから、 E/E_m は左房圧と逆相関を示すことは注意が必要である¹⁶⁾。

2) 左室流入血流伝播速度 (flow propagation velocity : FPV)

左室流入血流伝播速度は左室拡張能の指標として左室への流入血流の速度が左室の弛緩能を表していることから拡張能の指標として注目されている指標である。左室流入血流に M モードのカーソルを当てて、カラー M モードを記録する。この傾きは左室流入血流が左室中央部付近にまで到達する時間を示している。したがって左室弛緩能が良好であれば、流入血液が左室中央部まで到達する時間は早いいため、FPV は早くなり、また弛緩能が低下していればその速度が遅くなる。

3) ストレイン, ストレインレート

局所の心筋に注目しその心筋がどの程度、収縮したかをみるのが局所心筋ストレインといわれるものであ

る。ストレインは変化率をみたものであるが、同じ量の変化であってもゆっくり変化する場合と早く変化する場合では収縮性は異なる。したがって、ストレインをその変化に要した時間で割ったものがストレインレートとなる。

2D スペックルトラッキング法から求める方法では角度依存性はない。したがって、左室について言えば左室の心尖部方向への動き (longitudinal)、左室短軸の円周方向の動き (circumferential)、左室短軸断面の中心方向への動き (radial) とそれぞれの方向についてストレイン、ストレインレートが求められることになる。

ストレインやストレインレートの最大値をとるタイミングを心時相のある一時点(多くはQRS)からの時間として示すのが、time to peak strain(あるいは time to peak strain rate)である。この値が遅れている部位が虚血を示すことが示されている¹⁷⁾。また、心筋各部位についてこの値のばらつきが心室の非同期性の指標として用いられている^{18,19)}。

おわりに

超音波診断装置の進歩は目覚ましいものがあり、さまざまな情報を瞬時に得ることができるようになってきている。しかし、いずれも組織から反射してきた超音波を電気信号に変換し、さまざまな情報を得ていることには変わりはない。したがって、基本となる超音波の性質を知らなければ得られた情報に振り回されることも起こり得る。また、どんなに超音波に関する知識が豊富であっても、疾患(病態)を知らなければ診断することはできない。臨床医はこの超音波特性と疾患をとともに知ったうえで検査を行わなければどんなに高価な装置も宝の持ち腐れとなる。

本稿が、心エコー検査の一助となれば幸いである。

【参考文献】

- 1) 日本超音波医学会編: 新超音波医学 第1巻 医用超音波の基礎. 東京, 医学書院, 2000
- 2) 長井 裕, 伊東紘一: 絵でみる超音波 改定第2版. 東京, 南江堂, 2004
- 3) 奥山大太郎, 吉田泰夫: 超音波を用いた診断装置. 体外循環技術. 1980; **6**: 8-16
- 4) Itoh K, Yasuda Y, Suzuki O, et al: Studies on frequency-dependent attenuation in the normal liver and spleen and in liver diseases, using the spectral-shift zero-crossing method. J Clin Ultrasound 1988; **16**: 553-562

- 5) 瀬尾育武, 八木登志員: 超音波アーチファクト. 吉川純一(編): 臨床心エコー図学 第3版. 東京, 文光堂, 2008. pp25
- 6) 富松宏文: 経胸壁心エコーの撮り方. 小児科診療 2012; **75**: 917-927
- 7) 富松宏文: リアルタイム心エコー動画像による遠隔診断のための診断方法と用語の基準化の試み. 厚生労働科学研究費補助金(医療安全・医療技術評価総合研究事業) 分担報告書. 厚生労働科学研究費補助金地域医療基盤開発推進総合研究事業: 新生児重症心疾患に対する予後向上のためのリアルタイム心エコー動画像による遠隔診断と新生児心疾患救急診療システム確立に関する臨床研究: (H18-医療-一般-029) 平成 20年度総括・分担研究報告書. 2009, p99
- 8) 里見元義: 先天性心疾患のための心断層エコー図. 東女医大誌 1980; **50**: 1-22
- 9) 里見元義: 心臓超音波診断アトラス—小児・胎児編—増補版. 東京, ベクトル・コア. 1999. pp22-27
- 10) 安藤正彦: 心臓の発生と形態. 高尾篤良, 門間和夫, 中澤誠, 中西敏雄(編): 臨床発達心臓病学 第3版. 東京, 中外医学社, 2001, pp21-42
- 11) 安藤正彦: 心血管系の発生と先天性心奇形. 村田和彦, 細田瑳一(編): 循環器病学. 東京, 医学書院, 1979. pp141-160
- 12) 富松宏文: 先天性心疾患の診断の進め方. 循環器情報処理 1999; **14**: 69-75
- 13) 富松宏文: 心エコーによる心機能測定—最近の進歩—. 小児科 2009; **50**: 449-459
- 14) Eidem BW, McMahon CJ, Cohen RR, et al: Impact of cardiac growth on Doppler tissue imaging velocities: a study in healthy children. J Am Soc Echocardiogr 2004; **17**: 212-221
- 15) Hillis GS, Møller JE, Pellikka PA, et al: Noninvasive estimation of left ventricular filling pressure by E/e' is a powerful predictor of survival after acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol 2004; **43**: 360-367
- 16) Ha JW, Ommen SR, Tajik AJ, et al: Differentiation of constrictive pericarditis from restrictive cardiomyopathy using mitral annular velocity by tissue Doppler echocardiography. Am J Cardiol 2004; **94**: 316-319
- 17) Pislaru C, Belohlavek M, Bae RY, et al: Regional asynchrony during acute myocardial ischemia Quantified by ultrasound strain rate imaging. L Am Coll Cardiol 2001; **37**: 1141-1148
- 18) Suffoletto MS, Dohi M, Cannesson M, et al: Novel speckle-tracking radial strain from routine black-and-white echocardiographic images to quantify dyssynchrony and predict response to cardiac resynchronization therapy. Circulation 2006; **113**: 960-968
- 19) Yu CM, Zhang QBM, Fung JWH, et al: A novel tool to assess systolic asynchrony and identify responders of cardiac resynchronization therapy by tissue synchronization imaging. J Am Coll Cardiol 2005; **45**: 677-684