3. 硬さを極める

1) 乳 腺 ——超音波組織弾性イメージングの 臨床応用

梅本 剛 筑波メディカルセンター病院乳腺科

最近の超音波診断装置の新技术において、組織弾性イメージングの進歩は目覚ましい。乳腺領域では、2003年に臨床応用が開始された“Real-time Tissue Elastography”の登場以降、最近数年で各社から超音波組織弾性イメージング“エラストグラフィ (elastography)”として相次いで発表され、急速に普及してきている。呼称は同じエラストグラフィではあるが、計測される物理量の違い、計測条件の違い、画像構成法の違いなど、各装置によってさまざまであり、得られる情報や計測値は必ずしも同一のものとは限らない。また、いずれの装置においても、簡略化した組織モデルに基づいた手法が適用されているため、組織モデルと実際の生体組織との相違による誤差やアーチファクトを生じうる。

本稿では、超音波組織弾性イメージングの適切な診断応用のために重要と考えられる、生体組織の弾性特性、各装置の特徴などについて概説し、併せて臨床例を紹介する。

超音波組織弾性 イメージングの手法

“硬さ”を表す組織固有の物理量は、弾性係数 (ヤング率) であり、超音波組織弾性イメージングの最終目標は、この弾性係数の定量化、画像化を行うことにある。各種病変に固有の硬さを知ることができれば、病変の進展の程度や病態の違いの診断、治療効果の評価、びまん性疾患の診断など、より高度な画像診断が可能になることが期待できる。ただし、このためには、基本的には生体内

での応力分布を知る必要があり、圧迫の程度の評価を含め、より複雑な信号処理が必要と考えられる。

超音波組織弾性イメージングの手法としては、組織への加圧法、計測される物理量、弾性像の画像構成法においてさまざまなものが提案されているが、現在臨床応用されているエラストグラフィは、①歪みを用いた手法 (strain imaging) と、②剪断弾性波を用いた手法 (shear modulus imaging) の2つに大別できる (図1)。

1. 歪みを用いた手法 (strain imaging)

(図2 a, 図3 a, 図4 a)

歪みを用いた手法は、体表への静的圧迫や心拍などによって誘起された組織変形の状態を計測するものであり、1990年ごろのOphirらの提唱¹⁾に始まり、これまでにいくつかの手法が提案されている。現在臨床応用されているエラストグラフィでは、椎名らにより考案された複合自己相関法²⁾を用いている装置 (日立アロカ社製) が主流である。このほか、組織ド

ブラ法 (東芝社)、空間相関法 (シーメンス社)、“Revised Direct Strain法” (GE社)、“Nanometer Tissue Strain Tracking Technology” (フィリップス社) など、用いている原理あるいは呼称はさまざまであるが、多くはこの手法に分類される^{3)~5)}。

歪みを用いた手法では、まず、加圧の前後における2フレームを比較することにより、変形により生じた組織の各部位の変位分布を求める。このときの加圧は、探触子の接触面とほぼ垂直方向に、ごくわずかに (1%程度) 行うとすれば、変位の方向も超音波パルスの伝搬方向と平行な成分が大部分となる。このため、組織の変形は一次元バネモデルで近似できる。上部より応力 σ の力を加えると、フックの法則に従ってバネは縮み、その局所的な変形率である歪み ϵ と弾性係数 (ヤング率) E との間に、次式 (1) が成立する。

$$E = \sigma / \epsilon \dots\dots\dots (1)$$

E : 弾性係数 (ヤング率)
 σ : 応力 ϵ : 歪み

歪みを用いた手法 (strain imaging)		剪断弾性波を用いた手法 (shear modulus imaging)
圧迫による歪み (変形) 硬い組織ほど 歪みが小さい $E = \sigma / \epsilon$	測定される物理量 性 質 弾性係数 E との関係 長 所 注意点	剪断弾性波の伝搬速度 硬い組織ほど 伝搬速度が大きい $E \cong 3G = 3\rho \cdot c_s^2$
<ul style="list-style-type: none"> 直接的、直感的 高空間分解能 装置構成が簡便 歪みは相対的、定性的指標 一様な応力分布を仮定 		<ul style="list-style-type: none"> 高速処理が可能 定量的評価が可能 専用の装置構成が必要 低空間分解能 等方性を仮定

図1 超音波組織弾性イメージングの手法
歪みを用いた手法と、剪断弾性波を用いた手法との対比