超音波画像診断装置

窪田 純*

Diagnostic Ultrasound Imaging Equipments

はじめに

画像診断は体内を画像化して診断する方法と定義できる。一方、超音波画像という場合は、超音波を対象物に当てて得られる情報を用いて画像を再構成する技法と言われる¹⁾。医療分野で利用される超音波画像診断装置は、探触子から超音波を生体内に伝播させ診断対象臓器組織に当てて、その組織内の散乱体からのエコーをその伝播時間と方位に応じて、個々の散乱体までの距離や方向として再構成し、生体内の組織を映像化することにより診断に役立てるものである。超音波技術の歴史は19世紀に始まるが²⁾、画像診断法としては1930年代から軍事用に使われた電波のレーダー技術を参考に開発された。広く使われるようになってきたのは、画像化がリアルタイムにできるようになった1970年代以降である。画像は一般に、細いビームを方位方向にスキャンすることにより得たエコー信号を再構成して得られる。メカニカルスキャンのものもあったが、近年では、眼科など特殊な用途への応用を除き、波長以下の寸法を持つ微細振動子の配列(アレイ)から電子的に超音波を送受信するリアルタイム式が主流である。

測定原理

超音波は一般に、電子装置が発生する電気的エネルギーを探触子に内蔵の電気音響変換デバイス(振動子)により振動エネルギーに変換して送信される。探触子はアンテナに相当し、その振動子アレイの素子配列・形状と波長とによって決まる指向特性によりビームを形成し、送波方向を特定する(方位分解能は口径サイズに反比例し波長に比例する)。多くの変換デバイスは可逆性を持ち、超音波の振動エネルギーは同じデバイスで受信できる。受信時の指向特性も送信時と同様に得られ、受信時間から散乱体までの距離が、また、形成されるビーム形状により方位が決定される。

送信時には一旦放たれた音波は自然の法則に従って伝播するので単焦点であるが、配列型の振動子を多チャンネルの送受信器により駆動する場合、受信時にはエコーが受信される時間毎に刻々、配列毎の振幅と位相差を補正することにより全方位の全深度に焦点を合わせるができる。超音波診断装置の内部は、概略図1のようにプローブ、フロントエンド(ビームフォーマ)、バックエンド(信号処理・画像再構成)および画像表示部により構成される。

パルス超音波を体内に送ると、組織内を透過・減衰しながら臓器・細胞レベルのサイズの散乱体構造から、その反射・散乱等を生じ、受信

されたエコーの振幅・時間・位相差等の情報を用いて、体内臓器の構造を画像として再構成できる。

超音波の特徴

超音波は液体・固体中を良く伝わるが、気体との境界ではほとんどが反射されるので、気体中にはほとんど伝わらない。そのため、液状成分や軟組織の描出に優れており、実質臓器の描出能が高く、肺・消化管の気体が内包されている状態では描出能は低い。また、骨は表面での反射により骨髄など内部の描出は不得手であるが、プローブに正対する面の外形は描出される。

超音波による生体組織の画像化

パルスは理想的には δ (デルタ)関数であり、周波数領域で原理的に広帯域だが、現実には限界があり、有限帯域である。その帯域の範囲で送信波形を制御し得られる受信エコーから、臓器などの体内構造以外に細胞や血球からの散乱に含まれるドブラシフト成分を解析することにより、組織の動きや血流速に起因する機能情報も得られる。すなわち、生体内の構造・機能に関する情報が得られるが、基本的に音響インピーダンス(密度×音速)の分布に従う超音波の散乱情報により、それら全てが計算される。血流速を測定する場合、超音波パルスとして波数4~10波長程度のバースト波を用いる。

診断装置である以上、超音波エネルギーを生体組織に作用させることは狙っていないが、超音波造影剤(バブル製剤)が通常の診断超音波のパワーでも破砕される現象が、コントラストエコー法の1つとして臨床応用されている。また近年、非線形効果により発生する音響放射圧

* Jun Kubota
Medical Engineering Laboratory,
The Jikei University School of Medicine
東京慈恵会医科大学
医用エンジニアリング(ME)研究部

図1 超音波画像診断装置の基本構成

(ARFI¹)を安全に利用できる条件がわかってきたために、生体組織へも力学的作用を及ぼす技術の臨床応用も提案され始めている。従来、非線形効果は高強度の送波条件で顕在化する現象と考えられていたが、診断装置としての使用条件でも大パワー(High/Lowの切替でHigh)の設定では大気圧を超すことがあり、非線形条件といえる。継続時間が $1\mu\text{s}$ 以下の非常に短時間で、かつデューティ比が1/100以下なので医学的な不都合は観測されないといわれている。バースト長を100波長オーダー以上に伸ばすと、生体組織に非可逆的変化をもたらすほどの力学的作用を及ぼすことも可能となるが、市販の診断装置ではそのパワーは扱わない。それ以上の領域は超音波治療用途で、専用の装置・プローブが必要である。

プローブ(探触子)によって、スキャン方式がほぼ決まり、診断アプリケーションの種類が大別される。プローブは診断対象部位へのアプローチにより、体表、体腔内、血管内の3種があるが、本稿では紙面の関係で、体表からのアプローチに限定して説明する。また、超音波ビー

ムのスキャン方式により、リニア、コンベックスおよびセクタに大別される。

Linear 型(リニア)

直線に超音波を放出する探触子で、振動子直下の臓器を撮像する。体表血管や甲状腺などの評価に用いられる。図1の画像表示部に示されている画像が甲状腺の断層像であるが、上端平面に振動子が配列され、横方向に直線状にビームスキャンして撮像される。

Convex 型(コンベックス)

凸曲面上に配列した振動子で放射状に超音波を放出する探触子で、体表面を凹ませて診断する。深部では配列長より広い範囲の画像が得られる。図2に肝臓検査時の例を示すが、主に体表からの腹部超音波検査に用いられる。上部に加えられた円弧状の補助線が振動子配列で通常 60° 程度までの画角が得られる。原理的には凸曲面上に配列されたリニアアレイと考えて良い。

Sector 型(セクタ)

放射状に超音波を放出する小口径の探触子で、肋骨の間等の狭い開口

部から奥を広く画像化する。コンベックスに比較して近傍画像が狭い。主に体表からの心臓超音波検査等で用いられる。図3は心臓の撮像例で、上部の尖った部分に小口径の振動子配列を配置して得られ、画角は通常 90° 程度までとなる。

装置は図4のように、外見上、カートに乗せて使用する大型の据え置き型と、小型

ポータブルなハンドキャリー型とに大別でき、後者はさらに手提げで移動しながら病室などで使えるラップトップ型、そして手のひらサイズのハートップ型に分類できる。前者が多機能・高性能なのに対し、後者はポイントオブケア(患者の身近での、病室のベッドサイドでの、あるいは中央検査部以外の患者の所での)検査を特徴としている。ICなど

図2 コンベックススキャンにより得られた画像

図3 セクタースキャンにより得られる心臓の画像例

¹ Acoustic Radiation Force Impulse

の機能部品の役割を集約することにより、部品点数を減らし小型化を実現しているのが、機能を増やせば大型化し、据置型となるのは避けられない。床面積として幅 50cm、奥行き 80cm 程度の据置型に対し、ラップトップ型の場合、幅、奥行き 30cm 程度の面積となるが、置き場所として台が必要な例があり、使い勝手の点でのカート搭載化の要求から結局、据置型と大きく変わらない面積が必要となる場合もある。

DDS に関連する超音波の働き

DDS 用の微細カプセル、あるいは気泡の存在を、それらからの散乱エコーの画像化により確認できる。さらに超音波の照射波形・強度を制御して、気泡を変形・崩壊させることも可能である。

超音波エネルギーの生体への作用を表す指標として、TI (熱係数) と MI (機械係数)² とがある。概略、TI は生体組織温度を 1℃ 上昇させるに必要なパワーに対する全出力の相対値、MI は探触子の形成する

音場内の最大ピーク負音圧を音圧 1MPa で規格化した値である。大気圧 (1013hPa) に対する相対負圧が 1 を超えると溶存気体が析出し、気泡を生ずる確率が上昇し、キャビテーションのリスクが上昇する。いずれも市販装置では規格により規制されているが、その範囲内で挙動の変化するシェルの持つバブル製剤によるコントラストエコーなどの診断法がある。例えば、Levovist[®] では、MI>1 の強度で崩壊することを利用して映像化する、またウォッシュアウトさせることで履歴を消すなどの手順を利用する診断手法が提案された。

さらに、送信波形により相変化する液滴製剤 (eg. PCND: 相変化ナノ液滴) も提案されている。血管から組織に染み出した液滴に超音波を照射することにより気泡に相変化させ、治療部位に達したことを確認した後に、比較的高強度の超音波を照射することによりその気泡を破壊し内容物を放出するシステム等が考えられる。ミシガン大、ワシントン大、日立中研などから学会発表がある。

他のモダリティと比較した 長所・短所

画像診断装置として、1970 年代に出現した X 線 CT から、リアルタイム超音波、MRI と 10 年程度の時間差を経て、次々と実用化されてきているが、どのモダリティもその後、大きな進歩・改良を経て適応となる診断分野の棲み分けができています。他の画像診断モダリティに勝る超音波の特徴は、リアルタイム性とポイントオブケアへの適応性であろう。リアルタイム性は臓器の動きや血流速などによる機能画像の取得に役立ち、いずれも移動してすぐに、かつ病室でも使用可能なポータブル性を有するなどが長所として挙げられる。近年は、2 次元アレイプローブを用いたリアルタイム 3D、さらにその時間的変化を動画記録する 4D という機能も持つ機種があるが、本稿では省略する。

DDS の働きを小動物で試験する

² Thermal Index (生体吸収による温度上昇に関する)、Mechanical Index (生体組織に機械的破壊を起こすキャビテーションの発生程度を表す)

図 4 超音波画像診断装置の形態による分類

図5 組織中でのPCND(相変化ナノ液滴)と超音波パルスの考えられる動作メカニズム

日立中研川畑らの提案するナノ液滴に超音波を照射した際、血管から組織中に液相で染み出したPCNDに超音波を作用させ、気泡(気相)に変換し、目的部位に薬剤が到達したことを造影法により確認する³⁾。

場合には、実験スペースの制限から装置サイズの小さい装置(前記のハンドキャリア型)が検討されるが、その他の要因として、小さい臓器の詳細な観察のため短波長・高周波数超音波を必要とする場合が多い。波長が0.1mmを切る15MHz以上の高周波を送受信できる装置には小型(ハンドキャリア型)のものが少ないので注意を要する。

さらに超音波の特徴として、生体組織への力学的・熱的作用で診断にも治療にも応用できるほどのダイナミックレンジを有し、非線形効果さえも応用できる点が挙げられる。最近の研究成果として、ARFIによる非線形効果を応用した新機能(シーメンス社)、また生体組織中を伝播する横波の応用(SSI³⁾社)がある。

横波については、従来、超音波伝播媒質としてみた場合、生体組織が水とほぼ同様の性質なので、液体中で存在しえない横波が伝播するはずはないと考えられていたが、粘弾

性的性質も持つことから1kHz以下の低周波横波は伝播することがわかってきた。しかも、硬さなどの組織性状により、その伝播速度が大きく変わる⁴⁾。ARFIによって局部の組織を振動させることにより、その振動変位と直角方向に横波が発生し、伝播することがわかっている。近年、パリ大などの精力的な研究開発により、その機能を備えた診断装置も製品化され、腫瘍などの良悪性によって異なる組織の診断に使えるのではないかと臨床研究が盛んになっている。エコー強度に対応する輝度情報を用い体内

組織の構造を画像化した第1ステージ、ドプラ効果やフレーム間の相関から臓器の動きや血流速度を画像化した第2ステージに続き現在、組織硬さを画像化および定量化する第3ステージへ入ったといわれることもある。

日本で購入できる機器メーカー

臨床用装置メーカー：東芝メディカルシステムズ株式会社*、日本GE株式会社、株式会社フィリップスエレクトロニクス ジャパン、日立アロカメディカル株式会社*、シーメンス・ジャパン株式会社、コニカミノルタ株式会社、パナソニックヘルスケア株式会社、富士フイルムメディカル株式会社(Fazone)*、株式会社富士フイルムソノサイト・ジャパン(SonoSite)、日本サムスンメディソン株式会社、フクダ電子株式会社

動物診療用装置メーカー：臨床用メーカーの内、*印の会社のほか、プライムテック株式会社がFujiFilm VisualSonics Inc.の、また湘栄ジャパン株式会社やシンメディコ株式会社など複数の会社が中国のSonoscape社やMindray社の、それぞれ動物用の機種を発売している。

非臨床研究用装置としては海外製に限定され、入手困難な中で、ネッパジーン株式会社が台湾製のProspectという小動物用超音波イメージング装置を扱っている。

超音波画像診断装置はこのように目的により、臨床診断用、動物診療用および研究用に分類される。国内では薬事法により、臨床用は医療機関向けに、また動物診療用は動物病院向けに、それぞれ販売が規制されるので、入手可否はメーカーに問合せる必要がある。

機器の操作は特別な資格を要しないが、日本超音波医学会では医学診断の分野ごとに超音波検査士の資格を認定している。

³⁾ Super Sonic Image社(ARFIによる横波発生を初めて発表したパリ大のFink教授ら設立のメーカー)

文献

- 1) TL. Szabo, "Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out" 2nd. Ed., Academic Press (2013)
- 2) (社) 日本電子機械工業会編, 改訂医用超音波機器ハンドブック, コロナ社(1997)
- 3) K. Kawabata, T. Maruoka, et al, "Controlled induction of mechanical bioeffects with pulsed ultrasound and chemical agents", Proc. 2013 Joint UFFC, EFTF and PFM Symp., pp.2106-9 (2013)
- 4) FA. Duck, et al, "Ultrasound in Medicine", Inst. Phys Publishing (1998)