

## 第 2 章

### 超音波による生体計測

#### 2.1 Bモード断層像

序論でも述べた B モード (Brightness mode) とは、超音波断層像のことであり、超音波診断装置では最も多用されている基本的なモードである [9]。この B モード画像化においては、体内に入射された超音波パルスの反射波を受波データとして利用するパルス反射法が用いられている。このとき、超音波の反射や散乱は、密度と音速の積である音響インピーダンスが異なる生体組織間境界 (boundary) で生じ、その残りは透過してパルス進行方向で同様の反射を繰り返す。この様子を示したものが図 2.1 である。これは 1 次元リニアアレイプローブ (1-D linear array probe) を用いた画像化のプロセスを表している。1 次元リニアアレイプローブは図 2.2 に示すように多数の微小超音波素子を直線上に並べたものであり、これから時系列の rf 信号が得られる。この rf 信号に対してまず包絡線検波 (envelope detection) を行い、広いダイナミックレンジを可視化するために対数圧縮検波 (logarithm) を行う。断層を 2 次元走査して得られた各 rf ラインに対して対数圧縮検波まで行い、生体内の音速を約 1500m/s 一定として時間軸を距離に変換しこれをグレースケール表示すれば図 2.1 に示すような B モード像が得られる。B モード像を得る際の走査形態は図 2.1 に示すリニア走査だけでなく、超音波ビームを扇形に走査するセクタ走査や、超音波素子を外向き円周上に配置させたコンベックス走査などがあり、使用目的や適用部位によって使い分けられる [9]。このような B モード像の形成における 2 次元走査方式としては、図 2.2 に示すような電子走査方式が用いられている。

超音波ビームは直線上に配列させた 1 群の振動子 (図 2.2 では素子番号 1 ~ 7) で送受信され、超音波ビームの走査は 1 群の振動子が配列ピッチ分ずつ移動 (素子番号 2 ~ 8、3 ~ 9 へ) するようにスイッチを切り替えて行われる。また各素子を駆動してパルスを送信する場合、駆動タイミングとして図 2.2 の様に適当な遅延 (delayed pulses) を与えることで、特定点にフォーカスすることも可能である。従来この遅延はアナログ遅延デバイスを用いて行われていたために、受信におけるビームフォーミングにおいては波形歪みが生じ、画質劣化の一因となっていた。近年では、ビームフォーミング前に各素子における波形を A/D 変換し、その後遅延処理を行うデジタルビームフォーマーの出現により B モード像の画質またはダイナミックレンジは向上した [9]。

また近年の B モード像画質向上のための他の技術としては、広帯域超音波プローブの製造が可能となったことを受け、受信波から基本周波数の 2 倍の周波数を持つ 2 次高調波成分を抽出して画像化する、ティッシュハーモニクイメージング (Tissue Harmonic Imaging または Native Tissue Harmonic Imaging) がある。これらは既に実用化され、臨床の場で用いられている [9, 10]。

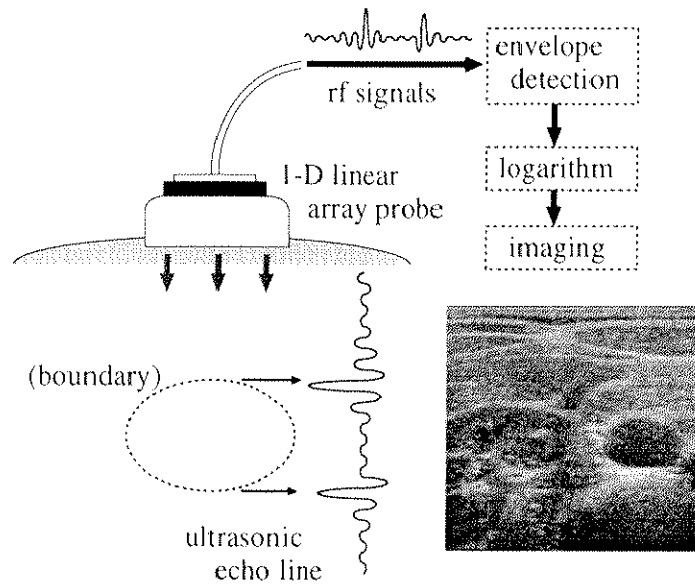


図 2.1: B モード画像化の原理

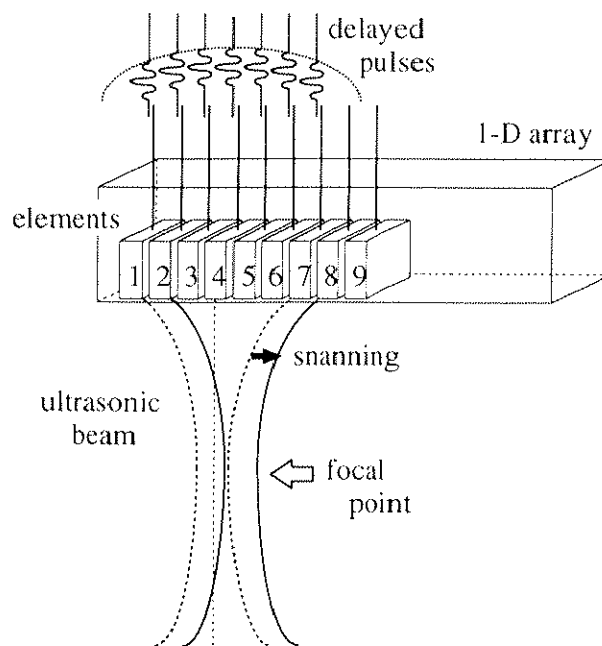


図 2.2: B モード画像化に用いられる 1 次元リニアアレイの動作

このように B モード像の高分解能化の技術は進歩しているが、やはり読影には熟練が必要とされ、また組織内で発生した多重反射や屈折等によって発生した B モード像のアーチファクト（虚像）も読影を難しくしている。従って、患部発見のためには手技を必要とし、異なる検査者による再現性が十分でないという問題点は残っている。

## 2.2 ドブラ血流計測

ドブラ血流計測法は、超音波が移動物体である血球により反射されると、その反射波がドブラ効果により発生したドブラ偏移周波数による変調を受けることを利用して、血流速度を計測する手法である。この方法は、大阪大学の里村教授によって考案されたものであり [11]、今日では心臓内部の血流分布を実時間で 2 次元カラーマッピング表示できるまでに進歩した [12]。このような表示法は、カラードブラ法と呼ばれている。カラードブラ法では通常、図 2.3 に示されるようなセクタ走査型プローブ (sector probe) やコンベックス走査型プローブ等が用いられる。

この原理は図 2.3 に示すようなものとなる。まず速さ  $v$  で流れる血流が存在する部位に向けて、中心周波数  $f_0$  の超音波ビームを照射する。ビームは血液中の赤血球などによって反射されるが、このときの反射波は、図 2.3 に示すようなドブラ方程式 (Doppler equation) による周波数変調  $f_d$  を受ける。 $f_d$  はドブラ偏移周波数である。この式中で  $c$  は音速、 $\theta$  はビーム軸と血管走行軸とのなす角を表す。この  $f_d$  を計測すれば、血流の速度成分が求まることになるが、ただしビーム軸方向の成分しか求めることができない。従って、ビーム軸方向と血管走行軸方向が直交する場合には速度検出が不定となる欠点がある。

ドブラ血流計測におけるモードには、超音波を連続波として送波する場合とパルスとして送波する場合がある。前者は連続波 (continuous wave、CW) ドブラ法、後者はパルス波 (pulsed wave、PW) ドブラ法と呼ばれている。CW の場合、送信用と受信用のプローブを各々 1 つずつ用意し、連続波を対象領域に照射する。この散乱波は受信用プローブで受信され、この受信波は、周波数解析されて、ドブラ偏移周波数  $f_d$  が検出される。この手法は連続波を用いているために距離分解能を持たず、伝播経路上の平均的なドブラ偏移周波数を検出していることになるが、血流速度が速い、すなわちドブラ偏移周波数が高い場合には、信号長が長いために単一の受信波を直接フーリエ変換して周波数シフトを高い精度で求めることができる利点がある。そのため、心臓弁など速度が 1m/s 以上になるような領域での使用に適している。術中に心臓内部の圧較差を簡易ベルヌーイ式を用いて求める際には、この式に含まれる速度 2 乗の項のため速度を高精度に得る必要があり、このような場合の速度計測として使用されることもある [13]。一方、PW ドブラは臨床の場で多用されている。この手法は体内にパルスを照射してその散乱波からドブラ偏移周波数を検出しようとするもので、空間内の計測位置を決定できる利点を持っている。しかしながら、PW ドブラに用いられるパルス長は数波長程度であり、このような波形から、CW のように単一の受信波を直接周波数解析してドブラ偏移周波数を求めることは困難である。そのため、PW では単一の受信波を直接周波数解析してドブラ偏移周波数を求めることをせず、同一方向にパルスを一定時間間隔で連続的に照射し、得られた受信波間のエコーシフトを利用してドブラ偏移周波数  $f_d$  を検出している。これは物理的な意味でのドブラ効果を直接検出する処理ではないが、これと同等の成分を検出していることに相当する。散乱体である血球の移動に伴って、エコーは図 2.4 のようにシフトする。このシフトを検出するためには、次の処理を行う。まず、図 2.4 の 1st、2nd、で示される複数の受信波に対して、ある深さ位置 G にゲートをかけ、このサンプル点をホールドする。受信波群は一定時間間隔  $T$  (パルス繰り返し周期、

pulse repetition time = PRT) で送波されたエコーに対応するため、ホールドしたサンプル点のサンプリング時間間隔は、このPRTと同じとなる。このようにサンプリングされた信号は特にドプラ信号 (Doppler signal) と呼ばれる。この信号の周波数成分は、ドプラ偏移周波数と同等になるため、このホールドしたサンプル点群をフーリエ変換 (図2.4ではFFT) して周波数解析することによりドプラスベクトル  $P(f)$  (Doppler spectrum) が求まり、その重心を求めることで平均ドプラ偏移周波数  $f_d$  を検出することができる。ただしこの場合、サンプリング時間間隔が  $T$  であるので、サンプリング定理より  $f_d \leq 1/(2T)$  を満たす  $f_d$  しか検出できず、この範囲を越えるとエイリアシング (折り返し) が生じて、正しい  $f_d$  が検出されなくなる。ここで、エコー信号に対してそのままゲートをかけてサンプルホールドすると、その信号は実信号となるため、このスペクトルは周波数軸上で正負対称に出現する。この場合、周波数偏移の絶対値は得られるが、シフトの方向成分は求めることができない。この場合の方向成分とは、探触子に対して向かってくる方向か、遠ざかる方向かということを目指す。この方向成分を抽出するには、エコー信号群を直交検波して複素包絡線を抽出し、ゲート抽出したサンプル点をホールドした複素信号に対して周波数解析を行えばよい。複素信号のスペクトルは正負非対称となり、スペクトルピークが出現した位置で、方向分離を実現できる。この際、周波数解析としては、FFTを利用することになるが、FFTを実行するには、64や128のサンプル点を必要とする。この数のサンプル点を得るためには同数のパルス送信を必要とし、従って血流速度の分布を可視化するにはかなりの時間がかかるために実時間での画像提供は困難となる。そこで、パルス送信回数を減らし、速度検出を可能とする方法として、自己相関法 (ドプラ法) が考案された [12]。この手法の詳細については、第4章で論ずる。自己相関法で必要とされる送信回数は最小2発であり、この方法が開発されて以来、心臓等の組織内部の血流分布をBモード断層像に重ね合わせて実時間で表示させることが可能となった。自己相関法では、周波数偏移を1発目と2発目のエコー信号の位相差に対応させ、この位相差を検出する手法である。1発目と2発目のエコー信号を直交検波した複素信号をある深さでサンプルホールドし、これらの複素積の逆正接をとって位相差を検出することができる。実際の処理では、1発目と2発目、2発目と3発目というように複素積をとり、これらを累積することでSNR (Signal-to-Noise Ratio) を向上させた複素自己相関関数の逆正接から位相差を検出している。

実際のカラードプラ装置では、血流信号に含まれる脈拍による血管壁の運動をMTIフィルタ [9] によって除去した後、血流速度成分のみを抽出してカラーマッピングが行われている。またカラードプラには、このように速度成分を表示する速度モードだけでなく、直交検波の結果得られた複素解析信号のパワー情報をカラーマッピングする、パワードプラ [9] と呼ばれるモードも開発されている。臨床の間では両者は相補的に用いられ、診断に役立っている。

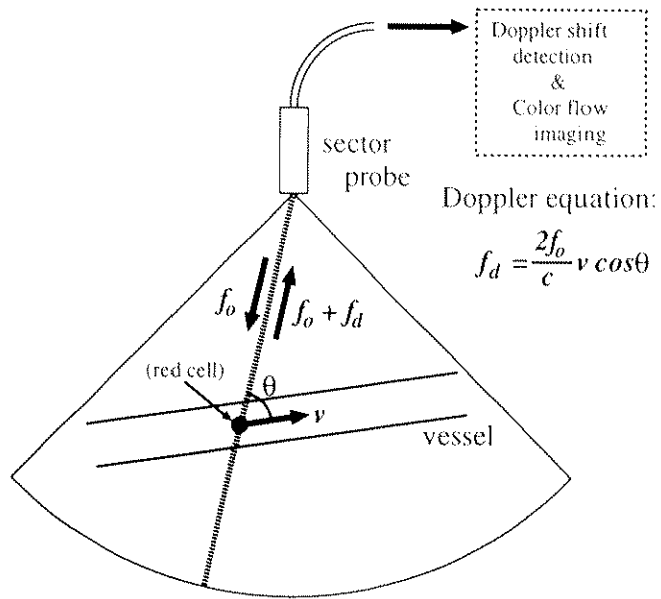


図 2.3: ドブラ血流計測の原理

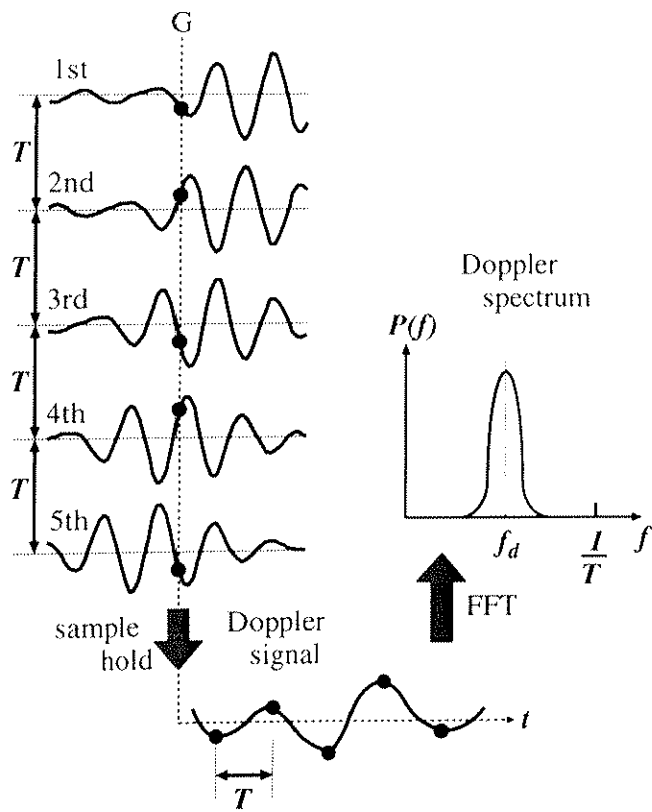


図 2.4: パルスドブラ法におけるドブラ偏移周波数検出