

高速超音波イメージングによる定量計測

東北大学 長谷川 英之・金井 浩

1. はじめに

現在、医療現場で広く使用されているX線CTやMRIなどの画像診断装置は、人体内の高精度な三次元断層像が得られる一方、被曝やコストの面などで繰り返し診断が難しいという問題もある。それに対し超音波診断装置は、画像診断装置の中で唯一胎児への適用が許されている安全性の高い装置であり、繰り返し診断に適している。超音波診断装置のもう一つの重要な特徴として、時間分解能の高さが挙げられる。通常の超音波診断装置を用いた場合においても、秒間数十枚の超音波断層像を得ることが可能であり、X線CTやMRIなどに比べ遙かに高い時間分解能を有している。本研究では、超音波診断の高時間分解能に着目し、研究を行っている。

近年、超音波イメージングの時間分解能を更に向上去させる手法に注目が集まっている⁽¹⁾。従来の超音波イメージング法では送信、受信ともに集束音場を形成することにより空間分解能・コントラストを向上させているが、1回の送受信において非常に狭い領域からの超音波散乱波しか得られないため、超音波断層像を構成する多数の走査線のうちの1本を得るために1回の送受信が必要である。これに対し、送信は平面波などの非集束音場を用い、受信において集束指向性を並列に形成することにより、1回の超音波送受信により多数の走査線を得ることができ、超音波断層像を構築するために必要な送受信回数を劇的に低減し、超音波イメージングの時間分解能を秒間数千枚程度まで飛躍的に高めることができる。

高速超音波イメージングの本格的な応用は、超音波照射時の音響放射圧により発生したずり波をイメ

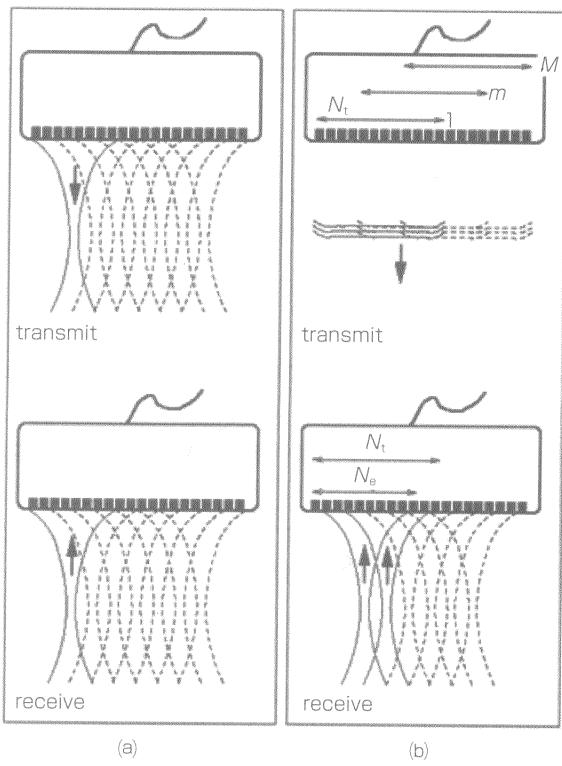
ージングした2000年初頭の研究に端を発する⁽²⁾。当該研究では、リニアアレイ超音波プローブを用いて平面波を送信し、プローブ両端に狭い受信開口を配置して空間内の同一点に異なる2方向から受信ビームを形成することにより、パルス的な音響放射力により組織内に発生したずり波による変位分布をイメージングしている。送信に非集束ビームを用いる高速超音波イメージングにおいては空間分解能・コントラストが劣化するため、超音波断層像計測ではなく、そのような劣化があまり問題とならないずり波伝搬計測という限られた用途に高速超音波イメージングは用いられてきた。

本研究では、ダイナミックに拍動する循環器系の診断における高速超音波イメージングの有用性に着目し研究を進めてきた⁽³⁾。ずり波伝搬のイメージングと異なり、超音波断層像の空間分解能・コントラストも重要なため、それらを向上させる手法の開発に取り組むほか、循環器系診断のための手法の開発にも取り組んでおり、本稿ではそれらについて紹介する。

2. 高速超音波イメージング法

第1図に示されるように、従来のリニア走査では送信・受信とともに集束ビームを形成するため、超音波送信繰り返し周波数を f_{PRF} 、ビーム本数を N_{bm} とするとフレームレートは f_{PRF}/N_{bm} となる。

一方、並列ビーム形成法 (parallel beam forming : PBF)⁽¹⁾では、指向性の低い非集束ビームを送信し、そのビーム内に複数の受信集束ビームを形成するため、リニア走査と同じビーム本数を得るために必要な送信回数を減少させることができる。ただ



第1図 送受信ビームフォーミングの模式図

し、最終的なビームの指向性は、送信ビームと受信ビームの指向性の積となるため、従来のリニア走査に比べ方位分解能は劣化する。

本報告では、 $N_t = 96$ チャネル同時送受信を行うことにより、parallel beam formingを試みた。1つの受信ビームを形成するために使用する素子の数を N_e とし、第 m ($m = 1, 2, \dots, M$) 回目の送受信に使用する素子の番号を $(N_t - N_e)(m-1) + i$ ($i = 1, 2, \dots, N_t$) とすると、1回の送受信で $(N_t - N_e)$ 本のビームを形成することができる。本報告では、送信回数 $M = 4$ 、受信ビーム形成に使用する素子数 $N_e = 72$ とすることにより、 $M(N_t - N_e) = 96$ 本のビームを形成した。 $f_{\text{PRF}} = 10416 \text{ Hz}$ (観察可能深度: 7.4 cm) であるから、以上の処理によりフレームレート $f_{\text{PRF}}/M = 2604 \text{ Hz}$ を実現できる。

心臓の超音波イメージングの場合、肋骨の間の非常に狭いスペースから超音波を送受信する必要があるため、開口幅を大きくとることができない。このような条件下で心臓のように大きな器官の広い領域に平面波を用いて超音波を照射することは困難であ

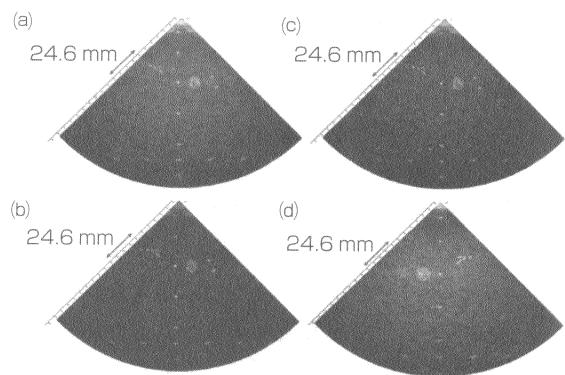
る。本研究では、アレイ振動子を用いて、アレイ振動子背面の仮想点音源から球面状に拡散する超音波ビームを用いて、心臓についても高速超音波イメージングを実現している⁽⁴⁾。

また、高速超音波イメージング法では、指向性の低い非集束ビームを送信に用いるため、送信にも集束ビームを用いる従来のビームフォーミング法に比べ超音波断層像の空間分解能やコントラストが劣化する。本研究では、これらの問題点を解決するため、アレイ振動子の各素子で受信した信号の位相を用いて高分解能化、高コントラスト化を行う手法⁽⁵⁾に着目し、高時間分解能と高空間分解能を両立する手法を提案している⁽⁶⁾。

3. 実験結果

3-1 超音波断層像の評価

高速超音波イメージングにより得られる断層像の空間分解能の評価を行った。ここでは、心臓用フェーズドアレイ超音波プローブを用いて評価を行う。第2図(a)は、送信に球面拡散ビーム（仮想点音源位置 - 100 mm、送信回数：15回、6度間隔）を用いることにより得られた画像評価用ファントム（CIRS 製 model 54GS）の超音波断層像を示す。フレームレートは316 Hzである。細径ワイヤからのエコーの半値幅から方位分解能を評価したところ、1.06 mmであった。従来の高分解能化手法⁽⁵⁾により得られた断層像（第2図(b)) では、方位分解能が0.78 mmに改善しているが、バックグラウンドのスペックルエ



第2図 画像評価用ファントムのBモード断層像
 (a)並列ビーム形成法。(b)並列ビーム形成法+従来の高分解能化法⁽⁵⁾。(c)並列ビーム形成法+提案した高分解能化法⁽⁶⁾。(d)集束送信ビームを用いた従来のビームフォーミング法。

コーが抑圧されてしまっていることが分かる。我々の開発した手法により得られた断層像（第2図(c)）では、方位分解能が0.75 mmに向上するとともに、バックグラウンドのスペックルエコーを描出することにも成功している。

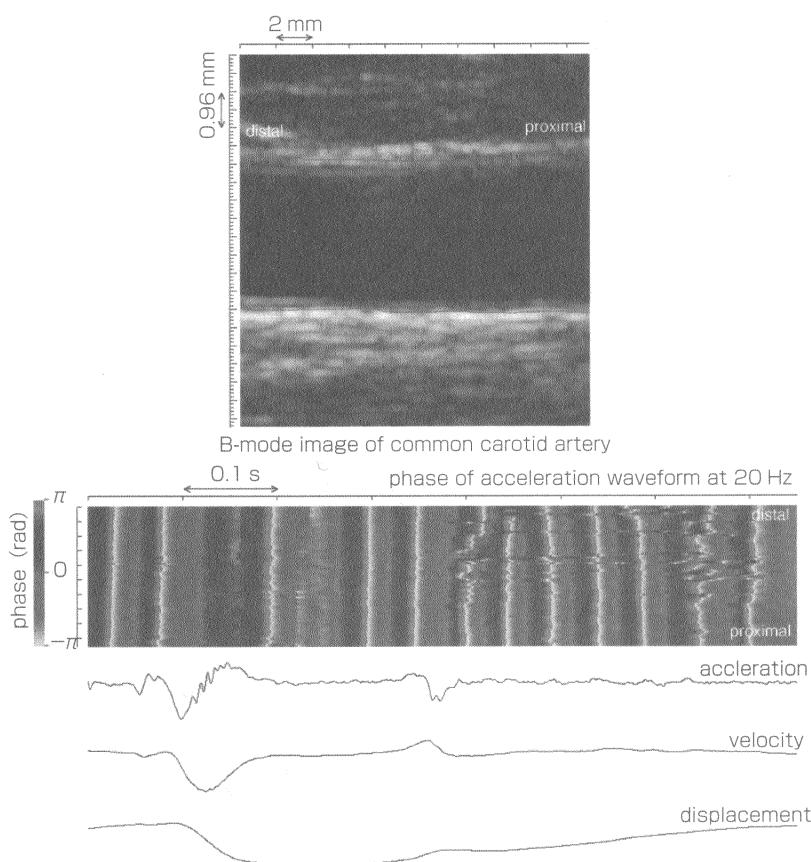
第2図(d)は、送信にも集束ビームを用いる従来のビームフォーミング法により得られたBモード断層像である（フレームレート39 Hz）。同様に方位分解能を評価したところ、1.38 mmであった。これらの結果から、高時間分解能と高空間分解能の両立が可能であることが分かる。

3-2 脈波伝搬速度の計測

40歳男性健常者の総頸動脈において計測を行った。第3図上段はBモード断層像である。Bモード像を観察しながら手動で動脈壁位置を特定し（Bモード断層像中の赤線）、動脈後壁について位相差ト

ラッキング法⁽⁷⁾をもとに超音波ビーム方向の振動速度を算出した。振動速度波形を時間微分することにより加速度波形を、時間積分することにより変位波形を算出した。第3図下にはそれぞれの波形を振幅を正規化して表示してある。本報告では、加速度波形を周波数解析し、周波数ごとの位相から脈波の伝播を可視化する手法⁽⁸⁾を用いた。加速度波形について、100 msのハニング窓を用いて時間－周波数解析を行い、位相をカラーコーディングしたものが第3図中段である。第3図において、加速度・速度・変位波形に対して、位相分布は窓幅の半分（50 ms）時相が進んで表示されている。

総頸動脈壁加速度の位相分布を示す第3図から、加速度波形のピーク（時刻98 ms付近）における加速度波形の位相－血管長軸方向位置関係を算出した。脈波伝搬速度 c_{PWV} は、血管長軸方向 x への脈波



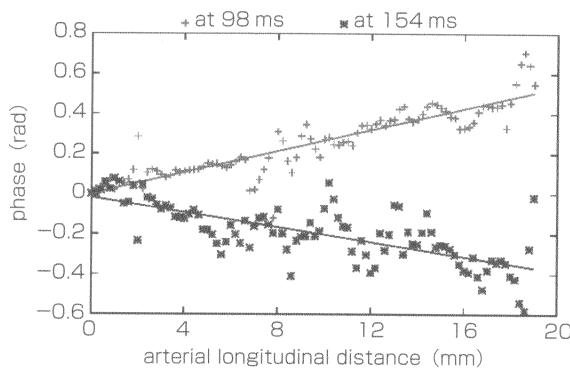
第3図 40歳男性健常者の総頸動脈における計測結果（後壁について解析）

上から、Bモード断層像、動脈後壁の振動加速度の20 Hzにおける位相分布、血管後壁の振動加速度波形、速度波形、変位波形。

の到来時刻 τ を用いて、

$$c_{PWV} = \frac{dx}{d\tau} = \omega_0 \frac{dx}{d\theta} \quad \dots(1)$$

と表すことができる。ここで、 ω_0 は加速度波形の位相 θ を算出した角周波数である。本報告では、第4図のプロットで示される計測値をもとに最小二乗直線の傾き $d\theta/dx$ を求めることにより脈波伝播速度



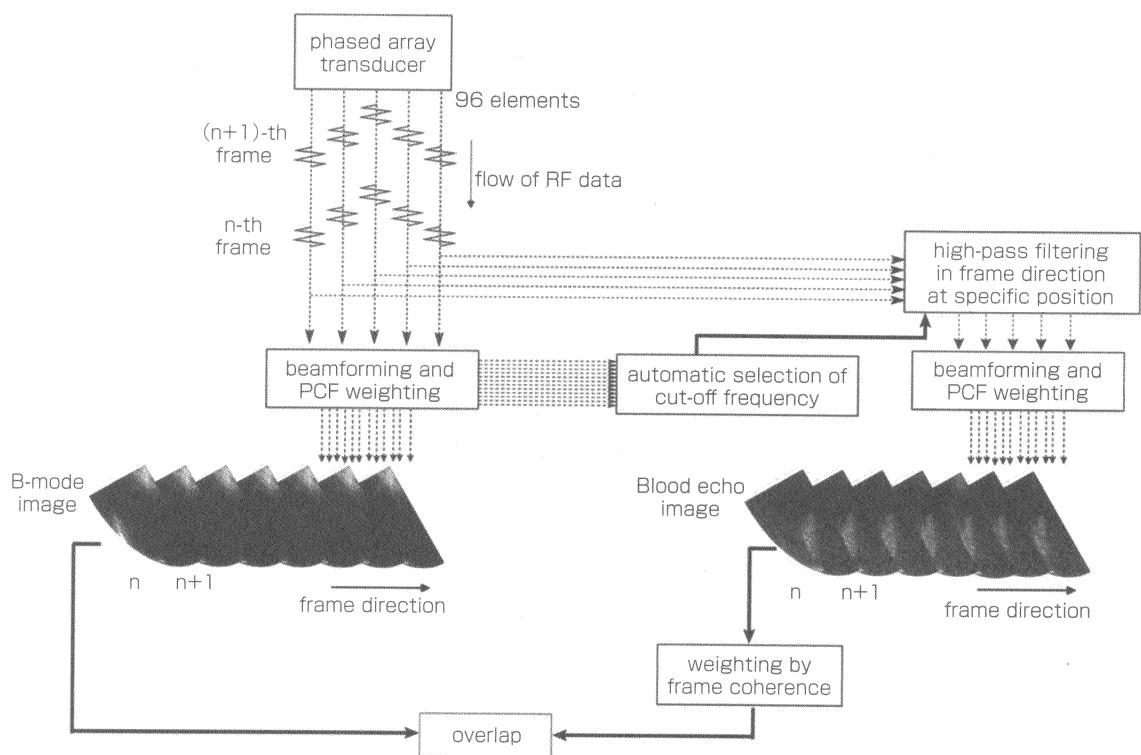
第4図 98 ms (赤色) および154 ms (青色) における総頸動脈後壁振動加速度波形の位相と血管長軸方向距離との関係プロットは計測結果を、線は最小二乗直線を示す。

c_{PWV} を推定した。

また、時刻154 ms付近において、逆方向（末梢側から心臓側へ）の伝搬を示す位相分布が見られたため、時刻154 msにおいても位相－血管長軸方向位置関係を算出した。それらの関係も第4図に示す。それぞれの時刻における脈波伝搬速度 c_{PWV} を推定したところ、4.7 m/s (at 98 ms) および-6.8 m/s (at 154 ms) であった。154 ms付近では反射波と思われる負の（末梢側から心臓側）の伝搬速度が得られた。

3-3 血流計測

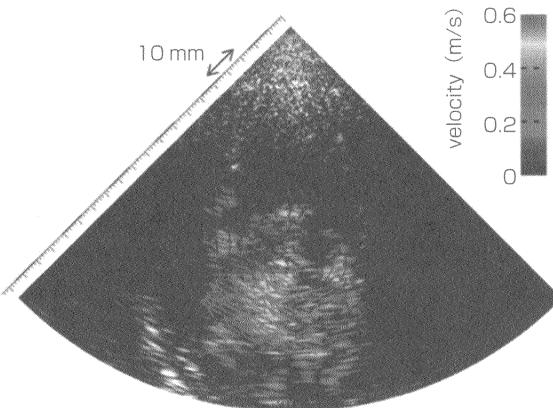
超音波による血流計測は、臨床の様々な局面で活用されており、カラードプラ法などの手法が主流である。しかし、ドプラ法による血流計測手法は基本的に超音波ビーム方向の血流速度成分のみ計測できるという制限がある。本稿では、高速イメージングにより心臓内血球からのエコーを可視化し、血流动態を定性的に観察するとともに、血球からのエコーを追跡することにより血流速度ベクトルを推定できる手法を紹介する⁽⁹⁾。



第5図 心臓内血流動態の高速イメージング法のブロック図

心臓内の高速血流を可視化するため、球面拡散送信ビームを用いることにより1回の送信で1枚の超音波断層像を得た。これにより6024 Hzの高フレームレートを実現している。送信に非集束ビームを用いることによる空間分解能、コントラストの劣化は、前述した高空間分解能化手法により改善を図った。血球からのエコーは、心筋など他の組織に比べ振幅が非常に小さいため、血球からのエコーを強調するために、受信超音波RF信号にフレーム方向の高域通過フィルタを適用し、低速で移動しているものからのエコーを抑圧する。これは従来の超音波ドプラ法でも用いられている手法である。

第6図は、心臓拡張期において左心室内の血球からのエコーを可視化するとともに、可視化した血球からのエコーをブロックマッチング法を用いて追跡することにより推定した血流速度ベクトル分布である。心臓拡張期に左心室に流入した血液が渦を巻いている様子が可視化されている。このように高速超音波イメージング法を用いることにより、高速な血流の動態などの詳細な分析が可能となることが期待される。



第6図 左心室内血球からのエコーの可視化結果と、可視化したエコーを追跡することにより得られた血流速度ベクトル分布

イメージング法を用いることにより、本稿で紹介した局所での脈波伝搬現象や高速血流のイメージングなど、従来の時間分解能では困難であった生体組織の動態解析などが可能となり、医療診断に有用な情報が得られると期待できる。

＜参考文献＞

- (1) D.P.Shattuck, M.D.Weinshenker, S.W.Smith and O.T.von Ramm : "Explososcan : A parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays", J. Acoust. Soc. Amer., Vol.75, No.4, 1273-1282 (1984)
- (2) M.Tanter, J.Bercoff, L.Sandrini and M.Fink : "Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation : Application to transient elastography", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol.49, No.10, 1363-1374 (2002)
- (3) H.Hasegawa and H.Kanai : "Simultaneous imaging of artery-wall strain and blood flow by high frame rate acquisition of RF signals", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol.55, No.12, pp.2626-2639 (2008)
- (4) H.Hasegawa and H.Kanai : "High-frame-rate echocardiography using diverging transmit beams and parallel receive beam-forming", J. Med. Ultrason., Vol.38, No.3, 129-140 (2011)
- (5) J.Camacho, M.Parrilla and C.Fritsch : "Phase coherence imaging", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, Vol.56, No.5, 958-974 (2009)
- (6) H.Hasegawa and H.Kanai : "Effect of subaperture beamforming on phase coherence imaging", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr., Vol.61, No.11, 1779-1790 (2014)
- (7) H.Kanai, M.Sato, Y.Koiba and N.Chubachi : "Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Contr., Vol.43, No.5, 791-810 (1996)
- (8) 本江和恵・長谷川英之・金井浩 : "Visualization of forward and reflected components in minute vibration velocity waveform of human arterial wall", 第32回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, 161-162 (2011)
- (9) H.Takahashi, H.Hasegawa and H.Kanai : "Echo speckle imaging of blood particles with high-frame-rate echocardiography", Jpn. J. Appl. Phys., Vol.53, No.7, 07KF08-1-7 (2014)

4. おわりに

本稿では、並列ビーム形成法を用いた高速超音波イメージング法について述べるとともに、その生体組織特性の定量計測への応用について記した。高速

【筆者紹介】

長谷川 英之

東北大学 大学院医工学研究科 医工学専攻 准教授

金井 浩

東北大学 大学院工学研究科 電子工学専攻 教授