

# 超音波診断装置 SONIMAGE HS1 の更なる高画質化を実現する適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) の開発

Development of Adaptive Beamformer (CLEAR BEAM) for SONIMAGE HS1

渡邊 泰 仁\*  
Yasuhito WATANABE

津 島 峰 生\*  
Mineo TSUSHIMA

赤 羽 睦 弘\*\*  
Mutsuhiro AKAHANE

小笠原 正 文\*\*  
Masafumi OGASAHARA

## 要旨

コニカミノルタの超音波診断装置 SONIMAGE HS1 は、超広帯域プローブとそのプローブの特性を活かした広帯域高調波イメージング (Triad Tissue Harmonic Imaging) による高画質が整形を始めとする医療現場で高い評価を受けている。

我々は、診断価値の高い圧倒的な高画質の実現のために、超音波画像の画質性能を左右する主要な信号処理ブロックである受信ビームフォーマに着目した。

受信ビームフォーマは超音波診断装置における信号処理の中で、最初に処理を行うブロックであり、プローブ内の複数の素子で受信した大量の微弱な超音波エコー信号を強め合い、断層画像であるイメージデータを生成するためのフォーカス処理を行うブロックである。現在、SONIMAGE HS1 に搭載されている受信ビームフォーマは、従来から使用されている整相加算法と呼ばれる古典的な方式を用いている。

そこで我々は、更なる画質改善のために、可聴帯域の音響処理で開発した技術を超音波に適用し、超音波エコー信号の特性に応じて、適応的にフォーカス処理を行う独自の適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) を開発した。

一般的に、適応的な信号処理を行うビームフォーマは、演算量が膨大になり、生体に対しての効果が少ないという課題があるが、今回開発した適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) は、演算量の増加が少ないためリアルタイム性を損なうことなく、生体に対しても高分解能かつ高感度な超音波画像を得られることを確認しており、更なる診断価値の向上が期待される。

本稿では、この適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) の技術内容について報告する。

## Abstract

SONIMAGE HS1 provides high quality images by using a super-broadband probe and broad band harmonic imaging (Triad Tissue Harmonic Imaging).

A receive beamformer is one of the most important signal processing to achieve ultrasound B-mode high images. The receive beamformer is the first signal processing block in the ultrasonic diagnostic apparatus, and is used to focus a large amount of echo signals received by a probe.

We applied a non-linear suppression processing to a medical ultrasound imaging system, resulting in a significant improvement in image quality compared to a conventional beamformer (delay and sum beamformer).

While the adaptive beamformer generally requires a massive amount of processing power, an improvement in image quality for living body is small. On the other hand, the newly developed adaptive beamformer (CLEAR BEAM) requires a small amount of additional processing power to the conventional beamformer, and image quality was improved even for living body.

\* 開発統括本部 HC技術開発室 第3開発グループ  
\*\* ヘルスケア事業本部 開発統括部 超音波開発部

# 1 はじめに

超音波診断装置においては、Bモード (Brightness Mode) と呼ばれる組織断面画像が最もよく使用される。超音波診断においては、Bモード画像での観察が基本かつ必須であるため、Bモード画像の画質向上は診断価値の向上に繋がる。

Bモード画像を生成する上で、受信ビームフォーマは超音波診断装置における信号処理の中で、最初に処理を行う信号処理ブロックであり、画像化の基礎となる。この信号処理ブロックの性能が画質性能を決定するともいえる。

我々は、従来型の受信ビームフォーマを超える適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) を開発したので報告する。

## 2 受信ビームフォーマ

一般的な超音波診断装置で使用されている受信ビームフォーマは整相加算法 (Delay And Sum, DAS) である。Fig. 1 はDAS方式を模式に示したものである。受信ビームフォーマ演算による観測点Sにおける値を求める際は、Fig. 1 のArrayで示しているプローブの複数の素子で受信した微弱な超音波反射波 (エコー信号) に対して各素子のエコー信号ごとに受信遅延による位相調整を行い、それらを加算する<sup>1)</sup>。実際には、位相調整を行った後、適切な重み付け (アポダイズ) を行ってから加算することが一般的である。

この演算により、各観測点に対して、微弱な超音波エコー信号から信号を強め合うフォーカス処理が行われる。

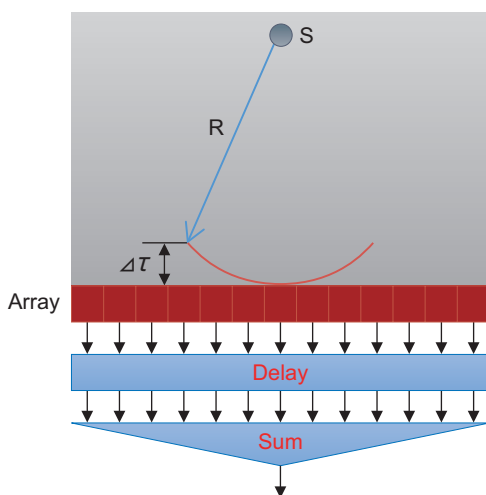


Fig. 1 Schematic diagram of a conventional beamformer, delay and sum (DAS) method. (S: observation point)

## 3 ビームプロファイル

受信ビームフォーマの特性を定性的に示すためにビームプロファイルについて説明を行う。整相加算法のビームプロファイルをFig. 2に示す。観測点Sを描画するため

にはプローブの複数の素子で受信した微弱なエコー信号を強め合うフォーカス処理が行われる。その時のビームプロファイルは縦軸を感度 (Sensitivity) とし横軸をプローブの素子の並んでいる方向 (Lateral position) とすると、プローブと最も距離の近い中央の感度は高く、中央から離れるにつれて感度が低くなる。目指す理想的なビームプロファイルはFig. 3の実線で示すような形状である。中央のビーム (メインローブ) が狭くなることで高い分解能 (Resolution) を呈し、それ以外のビーム (サイドローブ) の感度が低くなることで、ノイズの抑圧効果 (Noise Suppression) が高い状態の高SNRの特性を呈する。

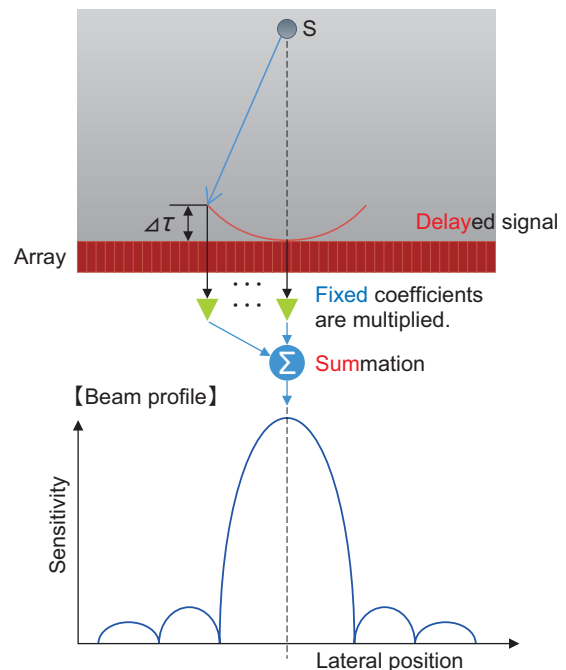


Fig. 2 Beam profile of a conventional beamformer (DAS).

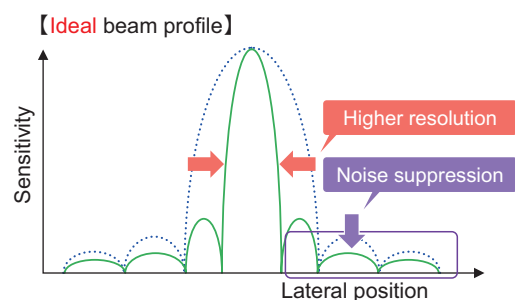


Fig. 3 Ideal beam profile (in green).

## 4 適応ビームフォーマ

DAS方式は古くからあり、比較的低演算量であるが、入力信号の特性に依存しない演算である。DAS方式によって得られる基本画質は、重みと遅延量で一意に決まるため、狭指向性に限界があり、画像の分解能が向上しないという課題がある。更に観測点以外の領域からの雑音信号が観測点の特性を示すビームに混入することによりS/

Nが低下するという課題がある。そこで基本画質の向上を図るため、入力信号の特性に合わせてビームフォーマの特性を変化させる適応ビームフォーマを各社が開発している。有名なものとして、最小分散アルゴリズムに基づいたMV (Minimum Variance) 方式という適応ビームフォーマが近年多数報告されている<sup>2)</sup>。MV方式は線形領域の演算であり、一般的にピーク性能は高いが、膨大な演算量が必要である。また、伝達特性の変化に敏感であり、生体のような複雑な系での適用では追従性や安定性が悪く効果が十分ではない、といった課題がある。

そこで今回我々は、生体での効果が得られることを主目的とし、演算量がMV方式のような従来の適応ビームフォーマより少ないという特徴を有する適応ビームフォーマの開発をおこなった。

#### 4.1 Minimum Variance (MV) 方式

MV方式とDAS方式との違いは、DAS方式では固定係数をかけていたのに対して、MV方式では入力信号にあわせて適応的に算出した係数を乗算することである (Fig. 4)。係数算出には式(1)に示すように、整相加算に使用する全ての信号 (例えば96チャンネルの信号) から算出した行列の逆行列を求める計算があり、この計算に膨大な演算が必要となる。実際にシミュレーションで確認したところ、整相加算処理に対して3.6倍もの演算量が必要であった。

$$w[n] = \frac{R[n]^{-1}a}{a^H R[n]^{-1}a} \quad (1)$$

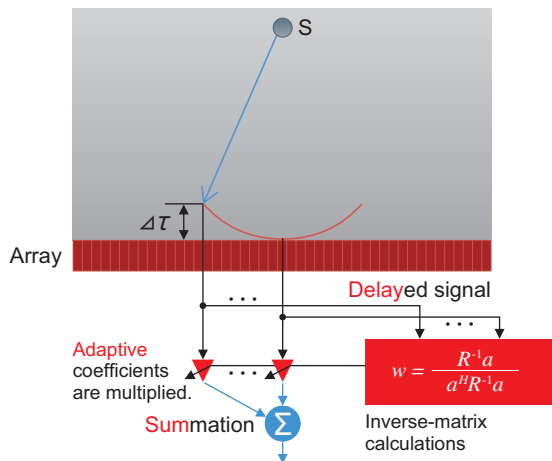


Fig. 4 Schematic diagram of MV (minimum variance) beamformer.

#### 4.2 CLEAR BEAM方式

今回開発した適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) は、可聴帯域の音響処理で開発した低演算量の非線形サプレッション処理 (Non-linear Suppression) を超音波に導入し、入力超音波エコー信号の特性に応じて適応的な制御を行うことにより、性能と演算量のバランスを取る観点で改良したものとなっている。非線形サプレッション処理では、観測点において信号感度の高い主ビー

ムと観測点において感度の低い (観測点方向に死角を有する) 副ビームとを用いてビームの鋭角化を行う。副ビームの生成には、可聴帯域の音響処理としての適用時では、位相調整が行われた2素子間の信号の減算によって任意の方向に感度死角を形成する方法 (減算型ビームフォーマ) が一般的に用いられている。この方法は、素子間信号の位相や感度の一致度 (感度ばらつき) に敏感であることが知られている。可聴帯域の音響信号は一律な音速を持つ空気を伝播する一方、超音波エコー信号は様々な音速を持つ体内を伝播することや伝播において非線形性を持つことなどで信号相関が小さくなる。このことから直接、素子間の減算を行う減算型ビームフォーマを用いることは難しい。そこで、CLEAR BEAM方式では、副ビームを生成する信号として異なる2つの位置に焦点を持つ整相加算処理をした信号を用いる。整相加算処理後の信号は位相変化や感度ばらつきにロバストな信号であるため減算処理によって観測点において感度死角を形成することが可能となる。本手法により、減算型ビームフォーマを超音波エコー信号に適用することが可能となる。

Fig. 5 にあるように観測点Sの係数を算出する際には、隣接した両隣の整相加算信号 (図中のB1, B2) を加えた3個の整相加算信号を入力とし、観測点の整相加算信号を主ビーム、隣接点の整相加算信号を基に生成した信号を副ビームとして、1つの係数を算出する。演算には大きな行列の逆行列のような計算はなく、DAS方式に対して4%程度の演算量の増加で済むようにしている。また従来のDAS方式はそのまま用いて、後付けで動作することも可能である。

次に実際に係数を算出する非線形サプレッション処理の詳細について説明を行う。

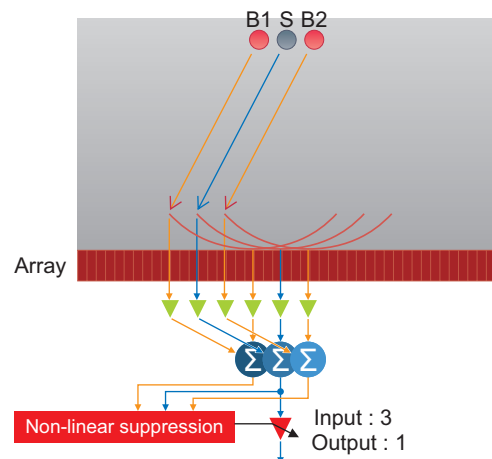


Fig. 5 Schematic diagram of newly developed beamformer (CLEAR BEAM). B1 and B2: DAS signals.

#### 4.3 非線形サプレッション処理

隣接した3つの整相加算信号のビームプロファイルは Fig. 6 の①のような形状を持つ。Sが観測点に対する主ビームである。B1, S, B2とも隣接していることから同

じようなビームプロファイルを持っているが、位置はずれている状態となっている。以下で副ビームの生成方法について述べる。

まずB1からB2を減算することにより、Fig. 6の②に示すビームプロファイルを持つ信号Bが得られる。信号Sの位置に対して対称である2つの信号を減算することで中央のSの位置（観測点）に感度死角が形成される。またB1、B2の信号は整相加算後の信号であるためばらつきや音速変化などに対する堅牢性が高まっており、感度死角が確実に得られるようになっている。

しかし、信号Bは信号B1と信号B2の減算であるため、信号Bの最大感度位置はB1、B2の位置にある。高い分解能を得るためにはメインローブを狭くする必要がある。そのため副ビームとしては、最大感度位置が中央のSの位置に近いことがビームの鋭角化としては必要である。そこで信号Sに信号Bを乗算することでFig. 6の③に示すようなビームプロファイルを持つ信号Cを生成することができる。信号Cの最大感度位置は信号Sと信号B1、信号Sと信号B2の位置の中間となり、最大感度位置のビーム幅を狭めることが可能となる。最後に信号Sの2乗からある定数 $\alpha$ をかけた信号Cの絶対値を引くことによりFig. 6の④の実線に示すようなビームプロファイルを持つ信号Dが得られる。定数 $\alpha$ によって感度レベルを調整することで主ビームSのビーム形状に対して一致度の高い副ビームのビーム形状が得られる。

このように目指していた理想的なビーム形状と同様にメインローブが細くなり、サイドローブのレベルが低い状態を実現できる。

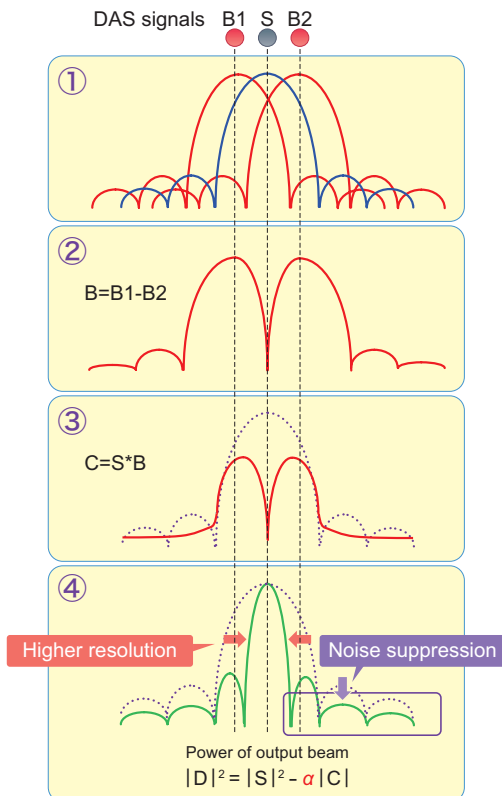


Fig. 6 Flow chart of non-linear suppression used in CLEAR BEAM method.

最終的なゲイン算出には、一般的に知られているウィナーフィルタ法などの、主ビームと副ビームのパワースペクトルを用いて主ビームに混入している雑音成分（不要成分）を抑圧する方法を用いる。例えば以下に示す式(2)を用いてゲインを算出することができる。

$$G = \frac{|D|^2}{|S|^2} \quad (2)$$

出力信号Dは、式(3)に示すように信号SにゲインGをかけた値として算出される。

$$D = G \cdot S \quad (3)$$

パワースペクトル領域で処理を行う非線形型サプレッション処理は位相情報を利用しないことで伝達特性変化に強く、従来の適応ビームフォーマでは適用が難しいとされている生体においても有効に作用すると考えられる。

## 5 実験結果

### 5.1 シミュレーションデータ

理想的な状態における性能を確認するために、圧電波動解析ソフトウェアPZFlexを用い、観測する被検体内の深さ12mmに細径のワイヤーがあるシミュレーションデータを作成し、性能評価を実施した。Fig. 7, Fig. 8にシミュレーションデータに対する結果を示す。Fig. 7(a)が一般的な整相加算法（DAS）、Fig. 7(b)が開発した適応ビームフォーマ（CLEAR BEAM）のBモード画像となる。

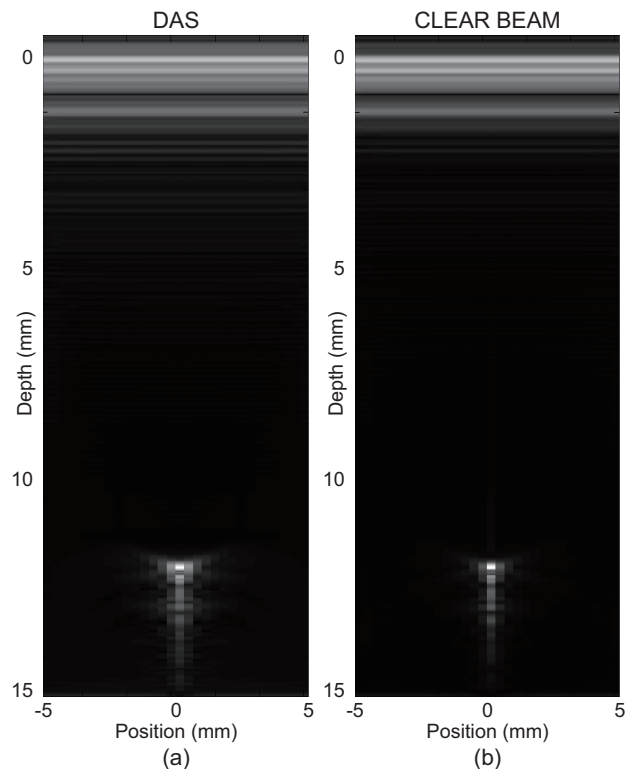


Fig. 7 Experimental results for simulation data of wire target placed at 12 mm depth.

12mmの深さの信号強度をプロットしたものがFig. 8となる。破線がDAS, 実線がCLEAR BEAMの特性となる。半値幅 (FWHM: Full Width at Half Maximum) は0.76mmから0.45mmに改善され, サイドローレベルはおおよそ半分 (6dB) 下がっていることが分かる。

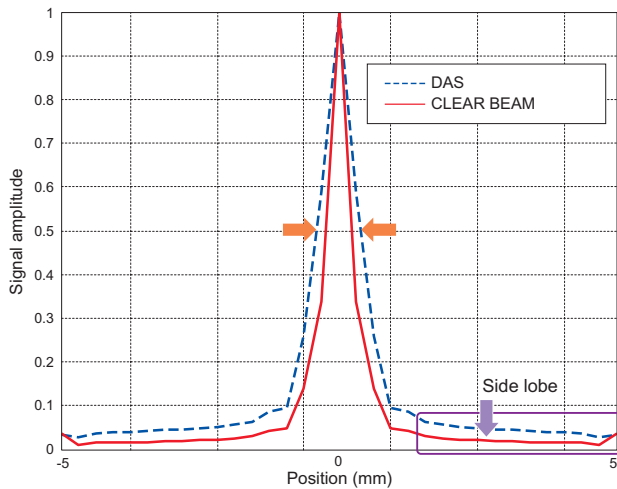


Fig. 8 Signal amplitude of DAS and CLEAR BEAM at 12 mm depth shown in Fig. 7.  
The full width at half maximum and the side lobe level of CLEAR BEAM decreased from 0.76 mm (DAS) to 0.45 mm and to about half of that of DAS (6.08 dB down) respectively.

## 5.2 乳腺ファントムデータ

次に乳腺を模擬した乳腺ファントムを用いた実験結果をFig. 9に示す。左側がDAS, 右側がCLEAR BEAMで生成したBモード画像である。図の左上にある円状の嚢胞(シスト)を模した部分のノイズが少なくなり, 黒抜けがよくなっていることが分かる。これはノイズ抑圧の効果が働いているためと考えられる。また中央右側にある強反射体についてもDASでは横に広がっているものが点のように描出され, 分解能が向上していることが分かる。

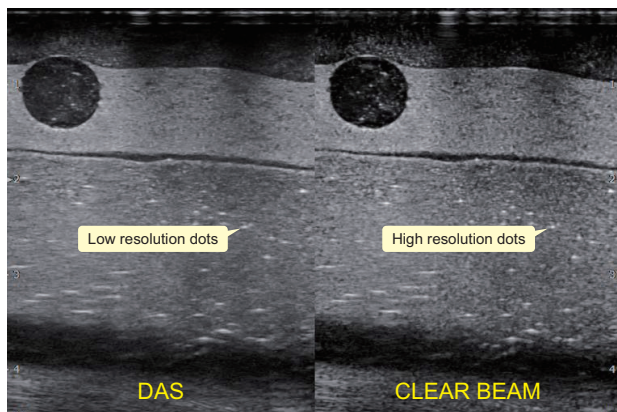


Fig. 9 Experimental results for mammary gland phantom.  
The two round shapes show simulated cyst membranes. As shown in the figures, the round shape of CLEAR BEAM reduces clutter in the cysts due to noise suppression compared to that of DAS. Also, the strong reflectors shown in the right side areas of DAS and CLEAR BEAM are clearly depicted by low resolution and high resolution dots, respectively.

## 5.3 生体 (ふくらはぎ)

次に実際に生体 (ふくらはぎ) で取得した実験結果をFig. 10に示す。Fig. 10 (a)の囲んだ部分について拡大した図をFig. 10 (b)に示す。DASに比べてCLEAR BEAM方式の方が, ノイズが抑圧され黒抜けがよくなり, 分解能の向上から輪郭も明瞭に描出されていることがわかる。

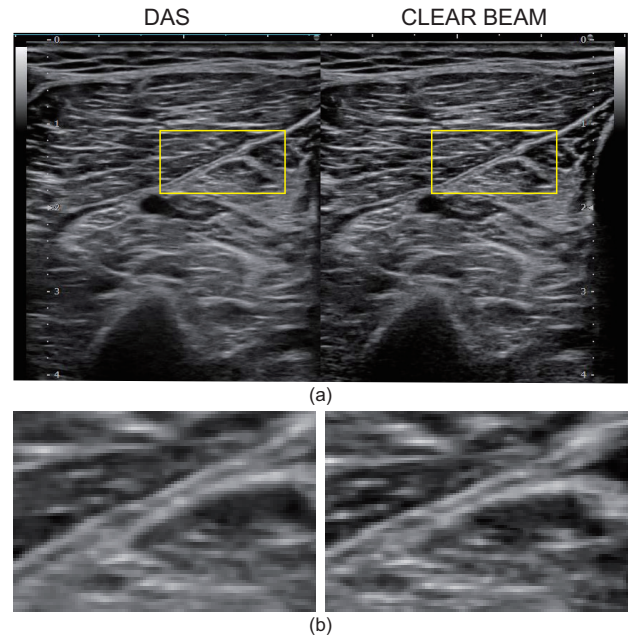


Fig 10. Experimental results of a living calf.  
Figures of Fig. 10 (b) are enlarged ones of the yellow rectangular portions of figures of Fig. 10 (a). Compared to DAS, the photo of CLEAR BEAM shows a sharper contrast between black and white areas and has a clearer outline due to noise suppression and improved resolution, respectively.

## 6 まとめ

可聴帯域の音響処理で開発した技術を超音波に適用し, 従来型の受信ビームフォーマを超える適応ビームフォーマのCLEAR BEAMを開発した。今回開発した適応ビームフォーマ (CLEAR BEAM) は, 従来の適応ビームフォーマでは適用が困難な生体においても効果が得られることが確認できた。今回は一例として整形領域の部位で効果を確認したが, 今後は様々な部位における評価や臨床からのフィードバックを基に, 更なる高画質化を行い, 診断価値の向上をめざす。

### ●出典

本稿は日本超音波医学会 第89回学術集会の論文集の予稿を加筆修正して転載したものである。

### ●参考文献

- 1) 伊東正安, 望月剛共著, “超音波診断装置”, コロナ社版, pp.42-45, 2002.
- 2) Iben Kraglund Holfort et al., “Broadband Minimum Variance Beamforming for Ultrasound Imaging”, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol.56, no. 2, pp.314-325, Feb. 2009.