

博士学位論文要約（令和 4 年 3 月）

# 超音波イメージングにおける画質向上技術の低演算量化に関する研究

久津 将則

指導教員：金井 浩， 研究指導教員：荒川 元孝

## A Study on Computational Reduction of Image Quality Improvement Technique in Ultrasound Imaging

Masanori HISATSU

Supervisor: Hiroshi KANAI, Research Advisor: Mototaka ARAKAWA

In ultrasonography, the difference in brightness, i.e., contrast, between diseased and normal tissues in B-mode images is important for diagnosis. A beamforming technique using the generalized coherence factor (GCF) has been proposed as a method to improve the contrast performance of B-mode images. However, GCF requires the generation of analytic signals for the signals received by elements of the probe and the discrete Fourier transform in the element direction, which increases the computational complexity compared to conventional delay and sum (DAS) beamforming. This makes it difficult to implement the GCF in ultrasound systems. In the present study, to reduce the computational complexity of the GCF, we first proposed a method,  $GCF_{real}$ , which eliminates the generation process of analytic signals in the received signals of individual elements. In addition, we proposed  $GCF_{bin}$ , a method to reduce the computational complexity to the same level as DAS by binarizing the input real signals in  $GCF_{real}$ . These proposed methods were applied to phantom data acquired by an ultrasound system, and it was confirmed that both proposed methods improved the contrast performance as much as the conventional GCF. Furthermore, by applying these proposed methods to *in vivo* data, the mechanism that causes the difference between the proposed methods and the conventional GCF was clarified.

### 1. はじめに

超音波診断装置では、生体の断層像である B モード像を非侵襲的かつリアルタイムに描出でき、一般診療や任意型検診に広く用いられている。しかし、超音波検査の診断能は、検査環境や検査者の手技に大きく依存するという問題がある。検診の精度を維持、または向上させるためには、検査の標準化や検査者のトレーニングが必要であるが、超音波診断装置の画質向上による診断能の底上げも必要である。超音波検査では、生体内の構造物の形状だけでなく、病変組織と正常組織間のわずかな輝度差から診断が行われる場合が多く、この輝度差の表現（コントラスト性能）を向上させることにより、診断能の向上に貢献できる。

超音波画像のコントラスト性能を向上させる手法として、探触子の各素子の整相後の受信信号について、素子方向のコヒーレンスを示す値 (coherence factor ; CF) を算出し、一般的な受信ビームフォーミングである整相加算 (DAS) 後の信号に重み付ける手法がある<sup>1)-3)</sup>。図 1 にこのコヒーレンス重みを用いた受信ビームフォーミングの全体構成図を示す。図 1 では、コヒーレンス値を  $\gamma$  乗することにより重み付けの効果を調整している。受信フォーカス点外からの受信信号はコヒー

レンスが低いため、CF 値で重み付けすることにより、不要な信号を低減できる。

コヒーレンス指標の 1 つである generalized coherence factor (GCF)<sup>2)</sup> は、超音波画像に発生するスペックルによる輝度の変動を強調させずに、不要信号を低減できるため、コントラスト性能の向上効果が優れている。GCF では、図 1 のコヒーレンス値算出部において、各素子の受信信号における素子方向の周波数スペクトル全体のパワー値に対する直流近傍のパワー値の比を算出する。一様散乱媒質部では、整相後においても、素子方向について信号が緩やかに変化し、ある程度のイ

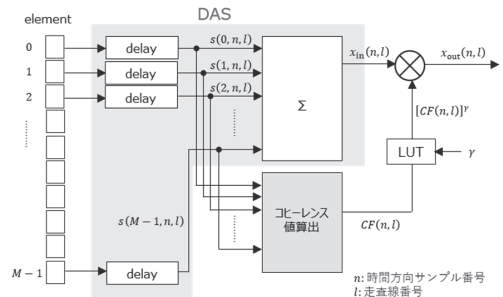


図 1 コヒーレンス重みを用いた受信ビームフォーミングの全体構成図。

ンコヒーレンス性がある<sup>4)</sup>。GCF では、直流近傍成分のパワー値からコヒーレンス性を評価するため、若干のインコヒーレンス性があっても GCF 値は低下しにくい。このため、他のコヒーレンス指標に比べて一様散乱媒質の描出に優れている<sup>5)</sup>。しかし、GCF 値の算出には、各素子の受信信号について解析信号を生成する必要があること、また、素子方向の周波数スペクトルを算出するために、各サンプル点について素子方向に離散的フーリエ変換 (DFT) する必要があることから、DAS に比べると演算量が数十倍以上大きくなる。したがって、超音波診断装置に GCF を実装するためには、演算量の低減が要求される。

本論文では、GCF を用いた受信ビームフォーミングについて、一般的な超音波診断装置に用いられている DAS と同程度の演算量で実現できる手法を提案し、その有効性を明らかにする。

**2. 実数信号から算出する generalized coherence factor**

解析信号を生成せずに実数信号から GCF 値を算出した場合と解析信号から GCF 値を算出する従来法を理論的に比較した。その結果、実数信号から算出した場合には、従来の GCF 値を算出する過程で得られる信号 (GCF 項) に加えて、時間方向に基本波の2倍の周波数成分を持つ不要な信号 (交差項) が発生した。GCF 項は時間方向の変動は少なく、直流近傍に信号が集中するため、交差項の成分のみを時間方向のローパスフィルタ (LPF) で除去することにより、従来 GCF と同等の値を算出する方法  $GCF_{real}$  を提案した。

超音波診断装置でファントムを計測対象として RF データを取得し、オフライン処理で得られた DAS による B モード像を図 2(a)に示す。この RF データを用いて、実数信号から GCF 値を算出すると、直流近傍に GCF 項が発生し、基本波周波数の2倍の周波数に交差項が発生することを確認した。また LPF の適用によって交差項を低減して得られる  $GCF_{real}$  値と従来の GCF 値は同等 (相関係数 0.99 以上) となった。図 2(b), (c)にそれぞれ GCF,  $GCF_{real}$  (両方とも  $\gamma = 0.2$ ) を適用した B モード像を示す。また図 2(a)に矢印で示す均質部と無エコー部間において算出したコントラスト値と contrast-to-noise ratio (CNR)値<sup>6)</sup>を表 1 に示す。GCF,  $GCF_{real}$  ともにほぼ同等のコントラスト性能向上効果が得られた。

表 1 DAS, GCF,  $GCF_{real}$  のコントラスト性能。

	DAS	GCF	$GCF_{real}$
Contrast [dB]	-13.9	-17.7	-17.7
CNR	2.47	2.86	2.87

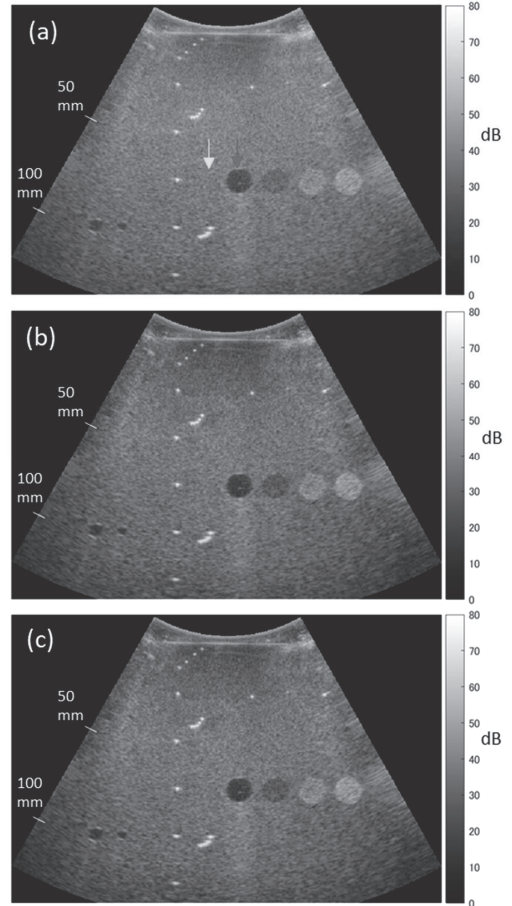


図 2 (a) DAS, (b) GCF, (c)  $GCF_{real}$  を適用した B モード像。

**3. 2 値化信号から算出する generalized coherence factor**

次に  $GCF_{real}$  の入力実数信号を 2 値化する手法  $GCF_{bin}$  を提案した。信号の符号にしたがって  $\pm 1$  の値で 2 値化することにより、GCF 値の算出に必要となる、素子方向における信号の全パワー値は定数となり、また基底関数 (cos, sin 関数) の加減算のみで DFT を算出できる。空間的な 1 点について、GCF,  $GCF_{real}$ ,  $GCF_{bin}$  を算出する演算量の一例を表 2 に示す。表 2 は、受信素子数 96、素子方向の DFT 後の離散周波数 [-1, 1] を直流近傍範囲とし、20 次の有限インパルス応答 LPF を用いた例である。乗算回数に関しては、GCF の 1% 以下となることがわかる。これは DAS で一般的に用いられるアポダイゼーション (素子に対する重み付け) と比べても小さい。

信号の 2 値化による影響を調べるため、1 つの散乱体の周囲における RF データをシミュレーションで発生し、実数信号から算出される  $GCF_{real}$  値と 2 値化

信号から算出される  $GCF_{bin}$  値を比較した。その結果、散乱体からの信号によって発生するサイドローブアーチファクト部において、 $GCF_{bin}$  値が  $GCF_{real}$  値よりも小さいことがわかった。これは、実数信号では散乱体からの信号の振幅が高いため、その影響が大きくなるのに対し、 $GCF_{bin}$  では、信号の2値化によって振幅情報が無くなり、散乱体からの信号の影響が小さくなるためと考えられる。また、一様散乱媒質中の  $GCF_{real}$  値と  $GCF_{bin}$  値を比較したところ、 $GCF_{bin}$  値は  $GCF_{real}$  値よりも小さくなることがわかった。これは、信号の2値化によって素子方向の高周波数成分が増加し、全パワー値に対する直流近傍のパワー値の割合が減少するためと考えられる。

図2と同じRFデータを用いて、 $GCF_{bin}$  ( $\gamma = 0.26$ ) を適用したBモード像を図3に示す。シミュレーション結果と同様に、 $GCF_{bin}$  は、 $GCF_{real}$  に比べてサイドローブ低減効果が高く、また一様散乱媒質で輝度が若干低下することを確認した。これらの効果により、結果的に図2(a)の矢印で示した観測領域間から算出されたコントラスト、CNRの向上効果は、表3に示すように、 $GCF_{real}$  と  $GCF_{bin}$  で同等となった。

表2 各手法の演算量の一例。

	GCF	$GCF_{real}$	$GCF_{bin}$
乗算回数	3367	527	25
加算回数	3262	519	404

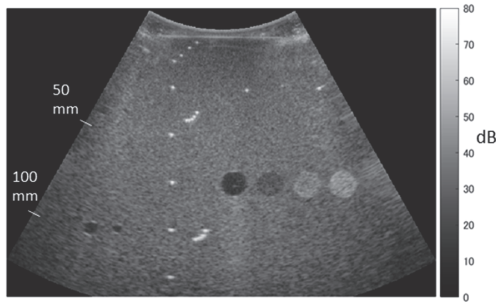


図3  $GCF_{bin}$  を適用したBモード像。

表3 DAS,  $GCF_{real}$ ,  $GCF_{bin}$  のコントラスト性能。

	DAS	$GCF_{real}$	$GCF_{bin}$
Contrast [dB]	-13.9	-17.7	-17.9
CNR	2.47	2.87	2.92

#### 4. In vivo データへの適用

超音波診断装置で健常者を対象として取得した *in vivo* データを用いて、特に  $GCF$  との差が大きい  $GCF_{bin}$  について、その差が発生する機序を調べた。 $GCF_{bin}$  値と  $GCF$  値との差 ( $GCF_{bin}$  値 -  $GCF$

値) を図4に示す。図4(a)は肝臓、図4(b)は胆嚢を対象としたデータである。横隔膜や胆嚢壁等の構造物、肝臓均質部において  $GCF_{bin}$  値は  $GCF$  値よりも小さくなった。フォーカス点外の強散乱体からの散乱波を受信する深さ(矢印①)では、 $GCF_{bin}$  値は  $GCF$  値よりも大きくなった。また、血管壁のある位置(矢印②)において、 $GCF_{bin}$  値は  $GCF$  値よりも特に小さくなった。これらの特徴的な位置に注目し、 $GCF$ ,  $GCF_{real}$ ,  $GCF_{bin}$  の各値の算出に用いられる信号(解析信号, I信号, I信号に対する2値化信号)を調べた。

構造物、均質部のように、フォーカス点からの信号成分が支配的な場合には、信号の2値化によって、 $GCF_{bin}$  は  $GCF$  よりも小さい値となった。また、特殊な場合として、発生源の異なる2種類の信号がそれぞれ別の素子で受信される場合には、2値化によって2つの信号のパワー値の大小関係が変化することにより、 $GCF_{bin}$  値と  $GCF$  値との差が大きくなる傾向が見られた。

図5は素子方向の信号の模式図であり、(a)のように2種類の信号のうち、一方はコヒーレンス性が高く、振幅が小さい信号であり、他方はコヒー

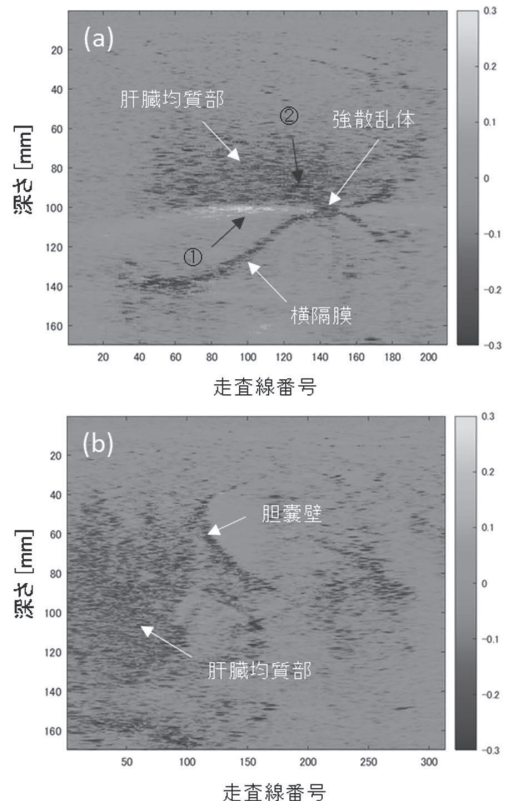


図4  $GCF_{bin}$  値と  $GCF$  値の差。

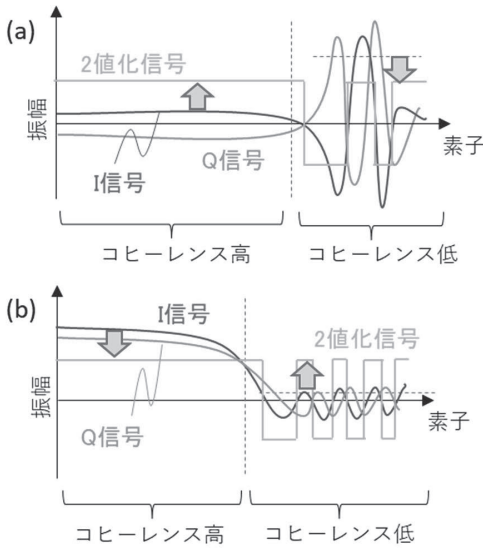


図5 GCF<sub>bin</sub>値とGCF値の差が大きくなる信号の模式図.

レンス性が低く、振幅が大きい信号である場合には、信号の2値化によってコヒーレンス性が高い信号の振幅が相対的に増加し、コヒーレンス性が低い信号の振幅が減少する。これによって、GCF<sub>bin</sub>値はGCF値に対して大きくなる。このような信号は図4(a)の矢印①のように、受信フォーカス点に散乱体があり、この点からの信号を受信した素子では位相が揃っているが、一部の素子では、フォーカス点外からの強い信号が混入した場合において発生する。この場合、GCFやGCF<sub>real</sub>では、フォーカス点外からの信号が支配的となり、小さい値となる。この値で重み付けすると信号を過度に低減し、強散乱体の周辺にGCFの課題である低輝度アーチファクト<sup>7)</sup>が発生する。したがって、GCF<sub>bin</sub>の値がGCF値よりも大きくなることは、低輝度アーチファクトの発生を抑えることになる。これによって、GCF<sub>bin</sub>では、GCFに比べて不要信号をより低減するように調整係数 $\gamma$ を設定でき、この観点では、GCF<sub>bin</sub>が優位となる。

また逆に、図5(b)のように、2つの信号のうち、一方はコヒーレンス性、振幅ともに高い信号であり、他方はコヒーレンス性、振幅ともに低い信号である場合には、信号の2値化によってコヒーレンス性が高い信号の振幅が相対的に減少し、コヒーレンス性が低い信号の振幅が増加する。これによって、GCF<sub>bin</sub>値はGCFやGCF<sub>real</sub>の値に対して小さくなる。このような受信信号は、受信フォーカス点からの信号の振幅が大きい、一部の素子でその信号が受信されない場合、例えば、(1)図4(a)の矢印②の血管壁のように、フォーカス点の

反射波の指向性が強い場合、(2)フォーカス点と探触子の間に、部分的に音波が伝搬しない構造物(骨など)がある場合、(3)探触子表面が部分的に体表に接していない場合、などで発生すると考えられ、通常の検査でも起こり得る現象である。このような状況では、GCF<sub>bin</sub>の適用により、GCFやGCF<sub>real</sub>に比べて受信フォーカス点からの信号を低減する恐れがある。

一方、サイドローブアーチファクトは、フォーカス点外の散乱体からの信号が受信開口で切り取られ、整相加算値である直流成分が大きくなることにより発生する。このような受信信号も図5(b)に該当し、GCF<sub>bin</sub>がGCFやGCF<sub>real</sub>に比べて小さい値となることで、サイドローブアーチファクトの低減効果が高くなると考えられる。

このように、GCF<sub>bin</sub>では信号を2値化することによって演算量を低減したにもかかわらず、従来のGCFよりもBモード像の画質としては優位となる点があった。これはGCFが振幅と位相情報を含んで算出されるコヒーレンス指標であるのに対し、GCF<sub>bin</sub>は振幅情報を除去して位相情報のみから算出されるためと考えられる。したがって、GCF<sub>bin</sub>は単にGCFの演算量を低減させた手法ではなく、GCFとは性質の異なる新たなコヒーレンス指標と考えられる。

5. まとめ

本研究では、Bモード像におけるコントラスト性能の向上技術であるGCFに対して、低演算量で算出する手法を提案した。また、提案法について、実験的検討を行い、その有用性を示した。本提案法は、一般的な整相加算によるビームフォーマと同程度の演算量で実現でき、従来のGCFに比べると超音波診断装置における実装の可能性を格段に向上させることができる。

文献

- 1) K. W. Hollman, K. W. Rigby and M. O'Donnell, Proc. IEEE, Ultrasonics Symp. (1999) 1257.
- 2) P. C. Li and M. L. Li, IEEE Trans. UFFC, **50** (2003) 128.
- 3) J. Camacho, M. Parrilla and C. Fritsch, IEEE Trans. UFFC, **56** (2009) 958.
- 4) R. Mallart and M. Fink, J. Acoust. soc. Am., **90** (1991) 2718.
- 5) S. M. Hverven, O. M. H. Rindal, A. Rodriguez-Molares, and A. Austeng, Proc. IEEE, Ultrasonics Symp. (2017).
- 6) M.S.Patterson and F.S.Foster, Ultrason. Imaging, **55** (1983) 195.
- 7) O. M. H. Rindal, A. Rodriguez-Molares, and A. Austeng, Proc. IEEE, Ultrasonics Symp. (2017).