

超音波断層画像におけるスペckルノイズの低減法

高橋 貴順*・秋山いわき**

A Method of Reducing Speckle Noises Appeared in Ultrasound
Tomographic Image

Takanori TAKAHASHI and Iwaki AKIYAMA

In the field of clinical medicine the ultrasound tomographic image employing the ultrasound diagnostic equipment has been widely used. A speckle noise appearing on the image, however, becomes a major factor of the image degradation. The speckle noise is caused by the interference between echoes from one point on the biological tissues and those from a neighboring point and exhibits a granular pattern similar to a structure of the biological tissues. The resulting tomographic image includes the structure of the biological tissues as well as the speckle noise. Therefore, to reduce the speckle noise is most important. In general the speckle noise reduction is achieved by averaging a number of images with different speckle pattern. To obtain these images, two methods have been proposed; one is scanning of a transducer and the other is changing of ultrasonic pulse frequency. Although these two methods have experimentally been employed, they are not practically used. This comes from the fact that the generating time of image is too long and the frequency hand of commercially available transducers is limited. A new method developed for improving those problems is described in this paper. This method reduces the speckle noise by averaging the randomly phase modulated images from an original image. The numerical processing of the practical ultrasonic image was conducted and the reduction of speckle noise were studied.

1. ま え が き

医療診断の分野では、パルスエコー法を用いた超音波診断装置が広く利用されている。これは生体内部へ超音波パルスを発射した際に、生体中で反射されて戻ってくるエコー信号を受信し、受信波の包絡線に応じた輝度変調をかけることによって生体内部の様子を断層画像として提供するものである。このようにして再構成された画像は、Bモード画像と呼ばれ、臨床的に次の様な2つの問題がある。1つは生体内での超音波の減衰や反射特性の入射角依存性などから画像に定量性がないこと¹⁾。つまり、異なる環境下で同一の物体を映像化した時に同一のものとして映像化できないことを意味する。もう1つは映像化された画像にスペckルと呼ばれる斑紋状の模

様が現れ、画像を劣化させている点²⁾である。本論文では、特に後者の問題をとりあげている。

スペckルノイズとは生体組織中で散乱された超音波が多数ランダムに干渉を起こすために発生する一種の干渉パターンであり、斑紋状の模様として現れるため、あたかも生体組織を表しているかのように観察されるが、実際の生体組織の分布と一致するものではない。従って正確な診断を行なう上ではこの様なスペckルを除去する必要がある。このスペckルノイズの除去法として、従来から空間的コンパウンドスキャン³⁾と周波数コンパウンドスキャン⁴⁻⁷⁾と呼ばれる手法が提案されている。前者は被検体が一樣にランダムであると考え超音波トランスデューサの位置を空間的に変化させることによって得られた、異なったスペckルパターンを有する画像を複数個加算することによって平均化するものである。しかし、この方法は一樣にランダムであると仮定できない部位に対しては有効ではない。また後者は超音波トラン

* 本学電気工学科 学生

** 電気工学科 講師

昭和 62 年 12 月 1 日受付

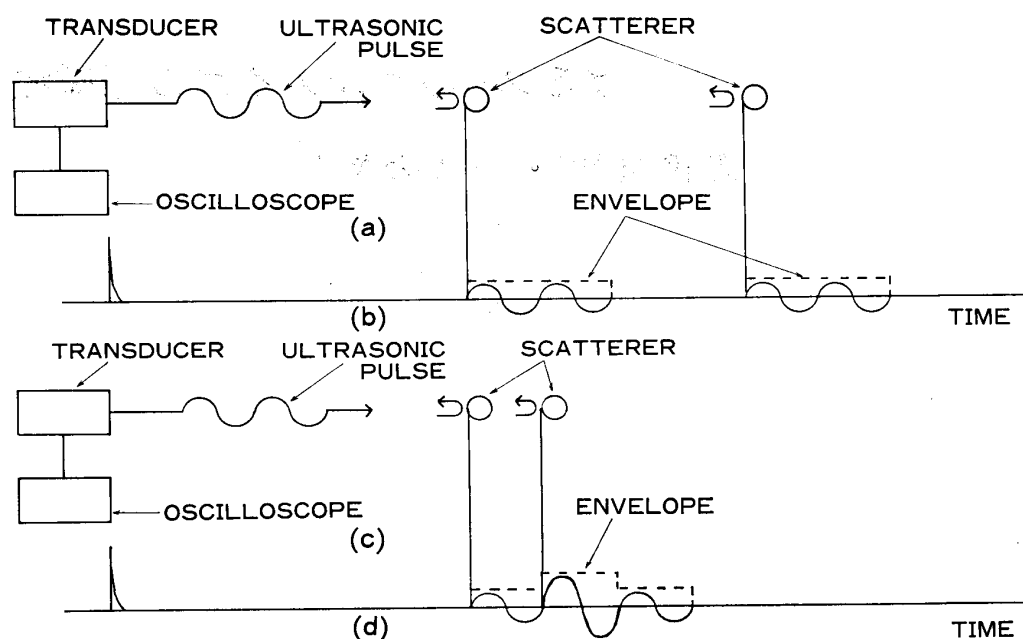


図 1 スペックルノイズの発生

スデューサの中心周波数を変えることによって、異なったスペックルパターンを有する画像を得ようとするもので、得られた複数個の画像を平均化する点では前者の空間的コンパウンドスキャン法と同一である。しかし、この方法では実用の超音波トランスデューサの帯域が狭いため1つのトランスデューサで送受信を行なうことを基本とするパルスエコー法では効果的にスペックル除去を行なうための画像を複数個得ることは困難である。そこで、本手法では得られた1つの画像から画像処理によって異なったスペックルパターンを有する画像を多数生成し、それらを加算することによって、スペックルノイズの低減を図ろうとするものである。従って画像データを収集する過程において制約がないため従来の手法に比べて実用性が高い。また、画像処理の分野で開発されているノイズ除去法⁸⁻⁹⁾は、信号に対して加算の形で混在するノイズに対して有効であり、スペックルノイズの様に乗算の形で混在するノイズに対しては有効でない。

本手法を実際の再構成された画像に適用したところ、完全にスペックルノイズを除去することはできなかったが、明らかな改善を認めることのできる画像を得た。また、それをスムージング処理による画像と比較したところ分解能の点で本手法がすぐれていることがわかった。

2. スペックルノイズの除去

2.1 スペックルノイズの発生

生体軟部組織は、音響的には数多くの点散乱体が懸濁したものとして考えられる。生体組織に向けて、超音波パルスを発射した際に得られる反射波は各々の点散乱体から戻ってくるエコーが多数位相ランダムに干渉し、その結果反射波の包絡線は確率的にゆらいたものになる。例えば散乱体が2つの場合を考えてみよう。

図1(a)の様にトランスデューサから発射される超音波パルスのパルス幅よりも長い間隔を保った場合には図1(b)の様な波形が検出されることになる。この波形の包絡線は、図1(b)の点線の様になり、2つの散乱体からの反射波を分離して検出することができるので2つの散乱体として認識できるが、図1(c)の様にトランスデューサから発射する超音波パルスのパルス幅よりも短い時は、図1(d)の様に2つの波形が干渉を起こし、その包絡線は2つの波形の位相差に依存して大きく変化することになる。つまり、反射波の包絡線は、散乱体の配置関係に大きく依存し、さらにパルス幅よりも細かく、かつランダムに分布していれば、それは確率的に決定されるものとなる。Bモード画像はトランスデューサを横に走査させながら、この様な反射波を得て、それらの包絡線

超音波断層画像におけるスペックルノイズの低減法 (高橋貴順・秋山いわき)

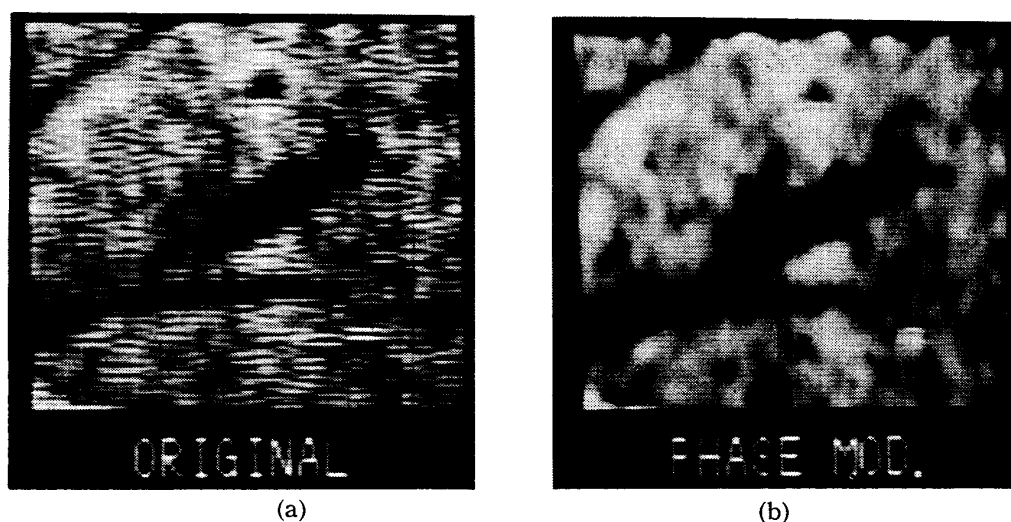


図 2 超音波断層像 (a) および本手法によって合成された画像 (b)

に応じて輝度変調をかけたものであるため、結果的に斑紋状のパターンを形成することになる。これがスペックルと呼ばれるものであり、実際の生体組織の微細構造と一致するものではない。

2.2 従来からのスペックルノイズの除去法

従来から試みられているスペックルノイズの除去法は、何らかの方法でスペックルパターンの異なる画像を多数形成し、それらを加算平均することによって実現するものである。この場合スペックルパターンの異なる画像、すなわち相関の小さい画像を得る手法によって、次の様な2つに分類される。

1) 空間的コンパウンドスキニング法

この手法は、散乱体の分布が一様にランダムであると仮定し、トランスデューサを空間的に走査させることによって相関の小さい画像を得ようとするものである。この場合、効果的にスペックルノイズを除去するためには、超音波のビーム幅以上の走査が要求される。従って、このことは結局広い範囲にわたって平均化することとなり、かなりの分解能の低下を引き起こすこととなる。

2) 周波数コンパウンドスキニング法

スペックルパターンはトランスデューサから見込んだ散乱体の配置関係によって決定されるため、この配置関係を変化させればスペックルパターンは異なったものとなる。そこで超音波の周波数を変化させることによって波長を変化させ、等価的にトランスデューサと散乱体の分布との配置関係を変化させようとするのが、この周波

数コンパウンドスキニング法である。しかし、効果的なスペックルノイズ除去を行なうためには、かなり広い帯域にわたって周波数を変化させる必要があり、1つのトランスデューサのもつ帯域では不十分である。従って帯域の異なるトランスデューサを複数個用意しなければならず、実時間での映像化は困難となってしまう。これは、実用上大きな制約である。

2.3 位相変調によるスペックルノイズの除去法

前節で述べた様に、従来の方法では、分解能の低下、実時間性の欠如を避けることができなかった。そこで、これらの問題を有していない手法として、次の様な画像処理によるものを考案した。

これは、トランスデューサで受信されるエコーに対して、ランダムに位相変調を加えることによって相関の小さい画像を形成し、そして、それを多数加えることによって平均化を図るという単純なものである。この場合、一様乱数を用いて位相変調を加えると、一種のスムージングと同等の効果が期待されるが、これだけでは分解能の低下は避けられない。そこで、筆者らは、あらかじめエコーの振幅値に対する頻度分布を計算し所頻度に応じて位相変調の度合いを変化させることにした、つまり頻度の少ない振幅値は情報量を大きく有しているため位相変調の度合いを小さくし、頻度の多い振幅値に対しては情報量が少ないため大きく位相変調を加えることによってスムージングを行なうというものである。また、位相変調の仕方によって次の様なものが考えられる。すなわち、時間領域で直接変調させる手法、フーリエ変換し周

波数領域で、位相特性を変化させる手法であるが、前者が局所的な、位相の変化が期待できるのに対し、後者は波形全体の位相の変化が期待される。本論文では処理時間の短い前者の方式で行なった。

3. 実 験

本手法の有効性を確認するために実際の超音波画像を用いて処理を行なった。超音波診断装置によって得られた B モード画像は一時 VTR で録画された後、8 bit で A/D 変換してフレームメモリに記憶される。その画像はパーソナルコンピュータによって処理される。画像の大きさは 128×128 ピクセルである。まず、画像データから深さ方向に相当する一次元データを取り出し、これに一樣乱数を利用することによりランダムな位相変調を行なった。深さ方向に取り出した 1 次元データは受信波形の包絡線をサンプルしたものであるため、位相変調はサンプル点を計算機で発生させた乱数によって時間軸上で移動させることによって実現した。この時サンプル点の最大の移動幅によって、位相変調の度合いが決められるためこれをサンプル間隔を 1 として MF で表した。MF=20 としてスペックルノイズの除去を行なった結果を図 2 に示す。図 2 (a) は原画像で肝臓の断層像を示している。中央を通る輝度の低い領域は肝静脈である。(b) は本手法によるもので、64 枚の画像を加算したものである。この様にスペックルが低減されている様子がわかる。次に輝度の頻度分布をあらかじめ計算し、出現頻度の多かった輝度に対しては位相変調の度合いを大きくし、頻度の少ない輝度に対しては位相変調の度合いを小さくした。すなわち、頻度分布を $Pdf(a)$ としてあらかじめ計算し、 i 番目のサンプル点はサンプル値 ai に対して $Pdf(ai)$ に乱数を乗じた値だけ移動させた。以降の処理は頻度分布を考慮しない場合と同様である。本処理の流れを図 3 に示す。この様な処理を 128 回行なって加算平均することによって画像を合成した。図 4 に原画像 (図 2 (a)) の頻度分布を示す。この頻度分布に依存した形でランダムに位相変調を加えた画像を 128 枚合成し、それらを加算したものが図 5 (a) である。同図を見ると図 2 (b) の様にスペックルが平滑化されているが、画像の中央を通る血管の輪郭が明瞭になっていることがわかる。また、10 点の移動平均によるスムージングの結果を図 5 (b) に示す。同図を見ると、本手法による方が輪郭を明

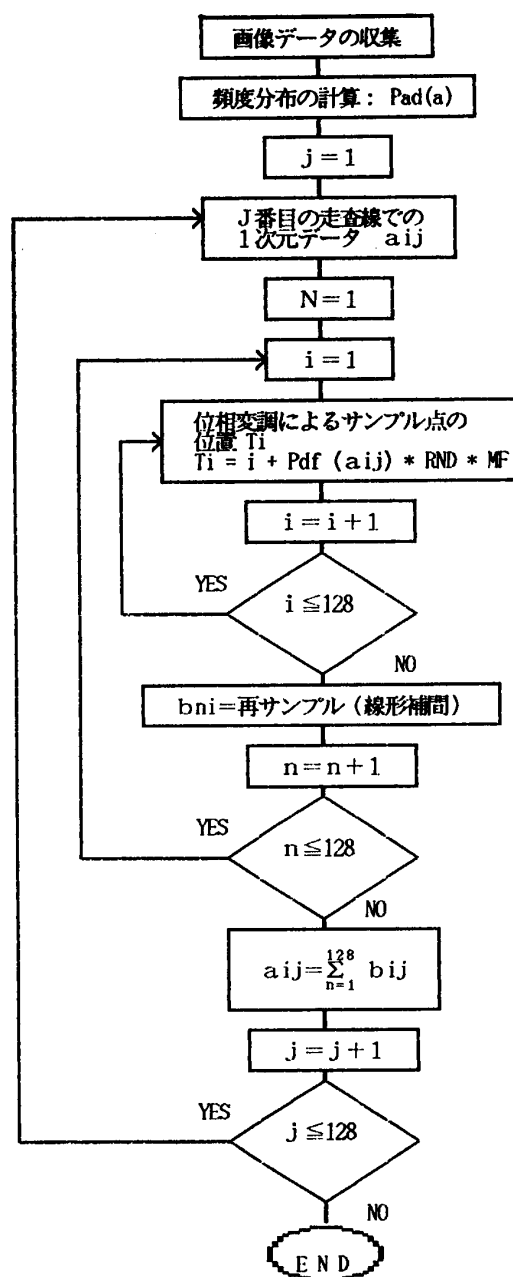


図 3 流れ図

瞭にとらえていることがわかる。この様に画像の輪郭等の情報を損なわずにスペックルノイズを低減することができる。今回は検波後の B モード画像上での処理のみについておこなったが、今後は rf 信号で行なう手法や、周波数領域で行なう手法についても検討することが重要であると考えられる。

超音波断層画像におけるスペckルノイズの低減法 (高橋貴順・秋山いわき)

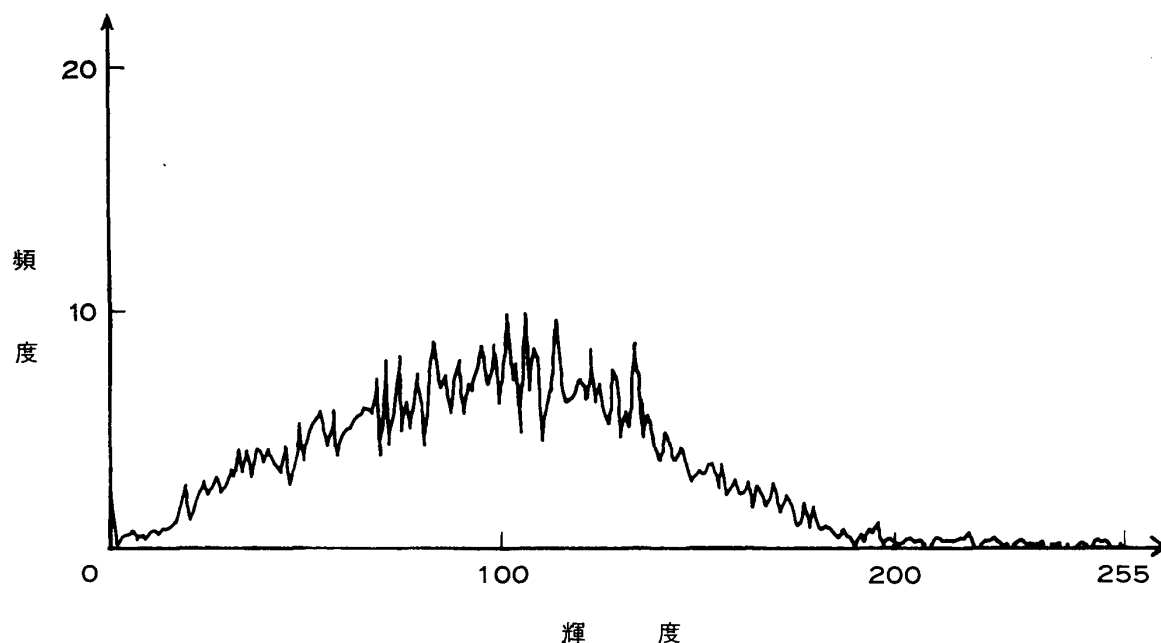
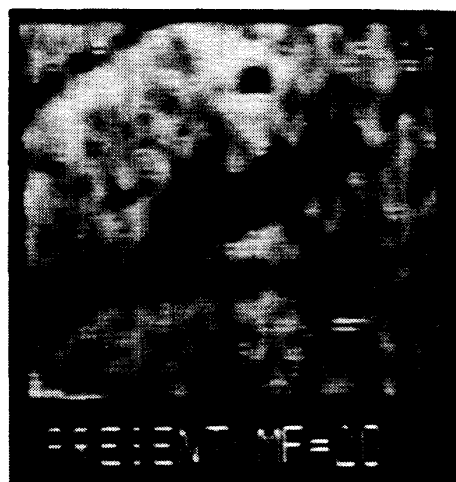
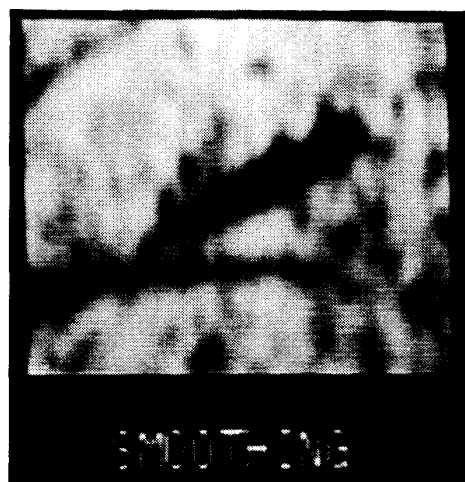


図 4 頻度分布



(a)



(b)

図 5 頻度分布を考慮して得られた画像 (a) および 10 点の移動平均によるスムージング (b)

4. ま と め

超音波診断装置から得られたBモード画像に現れるスペckルノイズを低減する手法としてランダムに位相変調を加え、さらに輝度の頻度分布を利用した手法を提案した。また、実際のBモード画像に対し本手法を適用した結果、画像のエッジ部分を保存したまま、スペckルを低減させることができた。今後は、フィルター操作等を組み合わせることによって、さらにスペckルノイズを低減させていく手法について検討していくことを考

ている。

文 献

- 1) 伊藤, 河西: 超音波周波数依存性減衰の測定における音場の影響とその補正, 信学論 A, J68-A, (3), pp. 346-351 (1985).
- 2) C. B. Burckhardt: Speckle in ultrasound B-mode scan; IEEE, Trans. Sonics & Ultrasonics, SU-25, pp. 1-6 (1978).
- 3) D. D. Shattuck and O. T. vorn Ramm: Compound scanning with a phased array, Ultra-

- sonic Imaging, 4, pp. 93-107 (1982).
- 4) D. L. Parker and T. A. Pryor *et al.*: Analysis of B-scan speckle reduction by resolution limited, 4, pp. 108-126 (1982).
- 5) J. C. Bamber and C. Doft: Adaptive filtering for reduction of speckle in ultrasonic pulse-echo images, Ultrasonics, 24, pp. 41-44 (1986).
- 6) H. E. Melton Jr. and P. A. Magnin: A-mode speckle reduction with compound frequencies and compound bandwidths, Ultrasonic Imaging, 6, pp. 159-173 (1984).
- 7) 吉田, 中島他: 超音波断層画像におけるスペックルノイズの実時間軽減法, 超音波医学, 13, (5), pp. 305-314.
- 8) L. S. Davis and A. Roselfeld: Noise cleaning by iterated local averaging, IEEE Trans. SMC-8 (9), pp. 705-710 (1987).
- 9) A. Kundu, S. K. and Mitra *et al.*: Application of two-dimensional generalized mean filtering for removal of impulse noises from images, IEEE Trans. ASSP132 (3), pp. 600-609 (1984).