

エコー信号における高次高調波を用いる スペckルノイズの軽減法

=二次元モデルによる理論的解析=

湘南工科大学 秋山 いわき
筑波大学 大矢 晃久
東海大学 斎藤 繁実

【アブストラクト】

従来の超音波診断装置で用いられている超音波の周波数帯域よりも2倍以上の帯域を有する超音波イメージングシステムを考案した。本システムでは、送信系と受信系を分離し、特に受信用として広帯域な高分子圧電材料のトランスデューサを用いることによって、高周波でも高いS/Nが得られるようにした。2つのトランスデューサは二層構造として一体化することによって従来の超音波診断装置と同じ操作性を確保できるようにした。送信用としてセラミック系、受信用としてPVDFを用いた二層構造プローブを試作して、超音波映像化実験を行ったところ、超音波伝搬中に発生した高調波の中でも第2高調波から第10高調波までをエコー信号から抽出することができた。また、抽出した各高調波成分からファントムおよび腕の画像を形成した。そして、各高調波画像を加算することによってスペckルノイズが軽減できることを示す。

キーワード：PVDF、higher order harmonics、speckle reduction、nonlinear propagation

1. はじめに

広帯域な超音波パルスを用いてBモード画像を形成すると、画像の分解能と画質を向上させることができることはよく知られている。現在の超音波診断装置で用いられている超音波パルスの周波数帯域は、トランスデューサの周波数帯域によって決まり、実用的には比帯域 (fractional bandwidth) で60%程度である。一方、超音波は生体組織伝搬中に非線形音響効果によって高調波を発生するため、送波された超音波パルスの帯域が制限されていても、エコーには高調波が含まれる。このような高調波を用いた映像系として、第2高調波を用いるハーモニックイメージングが最近の超音波診断装置に搭載されるようになってきた。ハーモニックイメージは基本波を中心とした従来の画像に比べて、画質が良いなど、S/Nが劣化するにもかかわらず、臨床 (clinical diagnosis) で広く用いられるようになってきている。

一方、超音波画像にはスペckルと呼ばれる斑紋状のパターン (granular pattern) が現れ、画質を劣化させる主因として知られている¹⁾。そのため、これを軽減できれば超音波画像の画質は飛躍的に向上する²⁾。著者らは超音波が生体組織中を非線形形

搬する際に発生した高次高調波をエコー信号から抽出して、第2高調波だけでなく3次以上の高次の高調波の画像を複数加算することによってスペckルノイズを軽減できることを示した³⁾。

エコーに含まれる3次以上の高次高調波を受信するためには、送信用とは別に受信専用の広帯域なトランスデューサが必要となる。本研究では、送信用のセラミック系トランスデューサの前面にPVDFを貼り、二層構造とすることによって一体化したプローブを試作した。このプローブを用いて、受信したエコー信号から各高調波毎にハーモニックイメージを作成する映像システムを構築する。さらに、作成したハーモニックイメージを加算平均することによってスペckルを軽減できることを示す。

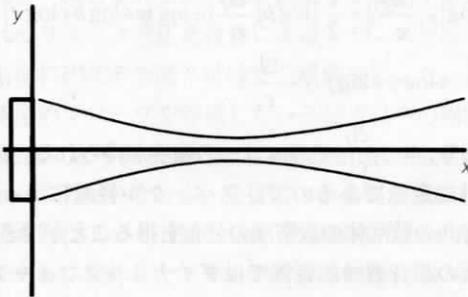
本論文では、まず、高次高調波のエコーを定式化するとともに、高次高調波による画像を加算平均することによってスペckルが軽減できることを理論的に示す。そして、試作した二層構造プローブを用いてファントムおよび人の腕の映像化実験を行って、高次ハーモニックイメージの形成およびスペckルノイズの軽減効果について検討した結果について述べる。

2. 高次ハーモニックイメージを加算する スペckル軽減法

2-1 スペckルノイズの軽減法

第1図のような2次元平面に散乱体が不規則に分布しているとする。原点におかれたトランスデューサから超音波が送波される。このときの送信波形は包絡線が $f(t)$ で搬送波が $\cos\omega_0 t$ とする。超音波ビームはガウシアンで近似し、ビーム幅 b はガウシアンの標準偏差であらわすとする。x-y平面に n 個の散乱体が不規則に分布しており、そこからのエコーを次式のように近似する。

$$r(t) \cong \sum_{i=0}^{n-1} \gamma_i \exp\left(-\frac{\gamma_i^2}{2b^2}\right) f\left(t - \frac{2l_i}{c}\right) \cos\omega_0\left(t - \frac{2l_i}{c}\right) \dots(1)$$



第1図 Coordinate system for two dimensional mode

ここで、 γ_i は i 番目の散乱体の反射係数である。 c は音速である。また、 l_i は送波器から i 番目の散乱体までの距離を表し、ここでは原点からの距離で近似する。この近似は受信をマイクロフォンのような点受波器を用いたことと等価である。 i 番目の散乱体の位置を (x_i, y_i) とすると l_i は次式で表される。

$$l_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2} \dots(2)$$

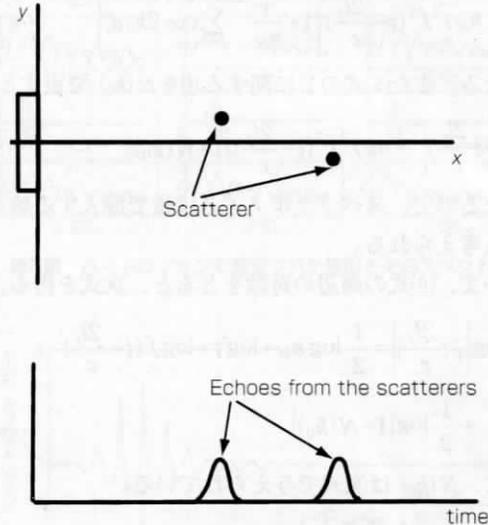
$r(t)$ に搬送波の周波数の正弦波と余弦波による直交検波をしてその絶対値の自乗を計算すると次式となる。

$$|\tilde{r}(t)|^2 = \sum_{i=0}^{n_f-1} \sum_{j=0}^{n_f-1} \gamma_i \gamma_j e^{-\frac{b^2}{2b^2}} e^{-\frac{b^2}{2b^2}} f(t-T_i) f(t-T_j) \cos(\theta_i - \theta_j) \dots(3)$$

ここで、 $T_i = 2l_i/c$ 、 $\theta_i = 2\omega_0 l_i/c$ である。

$f(t)$ が送波波形の包絡線であるので、第2図のように i 番目の散乱体からの後方散乱波と j 番目の

散乱体からの後方散乱波が時間軸で重ならないければ $f(t-T_i) f(t-T_j)$ は0となるので、(2)式の Σ については包絡線の幅程度の距離差がある2つの散乱体の組み合わせについてのみ計算が必要となり、それ以外は不要となる。



第2図 Schematic illustration of non-overlapping echoes from two scatterers

そこで、まず、焦点近傍からのエコーを考えることにする。また、焦点距離を l_f として、焦点近傍に存在する n_f 個の散乱体からのエコーは重なり合うとすれば、

$$\left| \tilde{r}\left(\frac{2l_f}{c}\right) \right|^2 \cong \gamma^2 f^2\left(t - \frac{2l_f}{c}\right) \sum_{i=0}^{n_f-1} \sum_{j=0}^{n_f-1} \exp\left(-\frac{y_i^2 + y_j^2}{2b^2}\right) \cos(\theta_i - \theta_j) \dots(4)$$

と近似できる。ここで、散乱係数 γ は一定とし、 $\theta_i - \theta_j$ は次式で表される。

$$\theta_i - \theta_j = 2k_0(l_i - l_j) \dots(5)$$

ここで、 k_0 は波数、 $l_i - l_j$ は原点から散乱体までの距離差である。この距離差を d_i と表し、焦点近傍(x方向には包絡線の幅、y方向にはビーム幅 b で囲まれる領域)に存在する散乱体(その数を n_{bf} とする)からのエコーに注目すると、(4)式の Σ は次のように表せる。

$$\sum_{i=0}^{n_f-1} \sum_{j=0}^{n_f-1} \exp\left(-\frac{y_i^2 + y_j^2}{2b^2}\right) \cos(\theta_i - \theta_j) = n_{bf} + \sum_{i=0}^{n_{bf}(n_{bf}-1)-1} \cos 2k_0 d_i \dots(6)$$

(6)式を用いれば(4)式は、

$$\begin{aligned} \left| \bar{r}\left(\frac{2l_f}{c}\right) \right|^2 &\approx n_{bf} \gamma^2 f^2 \left(t - \frac{2l_f}{c}\right) \\ &+ \gamma^2 f^2 \left(t - \frac{2l_f}{c}\right) \sum_{i=0}^{n_{bf}(n_{bf}-1)-1} \cos 2k_0 d_i \\ &= n_{bf} \gamma^2 f^2 \left(t - \frac{2l_f}{c}\right) \left\{ 1 + \frac{1}{n_{bf}} \sum_{i=0}^{n_{bf}(n_{bf}-1)-1} \cos 2k_0 d_i \right\} \end{aligned} \quad \dots(7)$$

となる。また(5)式のΣに関する項を $N(k_0)$ で表すと、

$$\left| \bar{r}\left(\frac{2l_f}{c}\right) \right|^2 \approx n_{bf} \gamma^2 f^2 \left(t - \frac{2l_f}{c}\right) |1 + N(k_0)| \quad \dots(8)$$

となるので、スペckルノイズは積で混入する雑音とも考えられる。

いま、(6)式の両辺の対数をとると、次式を得る。

$$\begin{aligned} \log \left| \bar{r}\left(\frac{2l_f}{c}\right) \right| &= \frac{1}{2} \log n_{bf} + \log \gamma + \log f \left(t - \frac{2l_f}{c}\right) \\ &+ \frac{1}{2} \log |1 + N(k_0)| \end{aligned} \quad \dots(9)$$

さて、 $N(k_0)$ は次式で与えられている。

$$N(k_0) = \frac{1}{n_{bf}} \sum_{i=0}^{n_{bf}(n_{bf}-1)-1} \cos 2k_0 d_i \quad \dots(10)$$

つまり、 $N(k_0)$ は散乱体とトランスデューサの距離差 d の余弦波の平均値となるが、統計変動を伴う。これがスペckルである。この揺らぎは、 $N(k_0)$ で与えられるので、 k_0 が変化すると揺らぎも変化する。

いま、焦点距離50mmの近傍10mm×5mmの領域に散乱体100個が一樣ランダムに分布しているとして、(10)式を計算した結果を第3図に示す。実線と破線の違いは散乱体の数密度は同じで分布が異なるだけである。このように周波数によって異なる

値をとることから、これを多数加算すれば $N(k_0)$ は0に収束し、(9)式の第4項は0に収束すると考えられる。これがいわゆる周波数コンパウンド法である。また、散乱体の分布が異なると $N(k_0)$ も異なった値をとるため、散乱体の分布を変化させればスペckルを軽減することができる。

$$n_{bf} = \rho(x) b \frac{cw}{2} \quad \dots(11)$$

x軸方向の散乱体の数密度を $\rho(x)$ とすると、焦点近傍での散乱体の数 n_{bf} とは次式の関係にある。ここで、 w はパルスの包絡線の時間幅である。(11)式を(9)式に代入し、スペckル軽減によって第4項を0とすると、次式を得る。

$$\begin{aligned} \log \left| \bar{r}\left(\frac{2l_f}{c}\right) \right| &= \frac{1}{2} \left[\log \rho\left(\frac{2l_f}{c}\right) + \log w + \log b + \log c \right] \\ &+ \log \gamma + \log f \left(t - \frac{2l_f}{c}\right) \end{aligned} \quad \dots(12)$$

となり、 $x = \frac{2l_f}{c}$ でのエコーの強度が得られる。 $\rho(x)$ 以外は定数であるので、スペckル軽減によってx軸方向の散乱体の数密度の分布を得ることができる。市販の超音波診断装置ではダイナミックフォーカス等の技術によって焦点近傍を中心に映像化された画像が合成されている。そこで、焦点距離を変化させたときのビーム幅がx方向で変化すれば(12)式からビーム幅の変化を含んだ分布を得ることになる。

2-2 高次高調波への適用

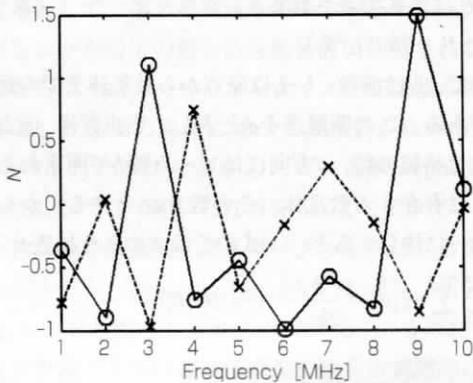
超音波伝搬における非線形性によって発生した超音波の高調波を含む場合、エコーは次式のようにかける。

$$\begin{aligned} r(t) &= \sum_{m=1}^M r_m(t) \cong \\ &\sum_{m=1}^M \sum_{i=0}^{n-1} \gamma_{mi} g_m^2(x) \exp\left(-\frac{y_i^2}{2b_m^2}\right) f_m\left(t - \frac{2l_i}{c}\right) \cos m\omega_0\left(t - \frac{2l_i}{c}\right) \end{aligned} \quad \dots(13)$$

ここで、 $g_m(x)$ は位置 $(x, 0)$ での m 次高調波成分を表し、ビームは標準偏差 b_m のガウシアンで近似する。

次に、バンドパスフィルタ等によって各高調波成分毎に直交検波を行って包絡線を抽出する。前節と同様な近似を行って焦点近傍からのエコーの包絡線を得ると次式となる。

$$\left| \bar{r}\left(\frac{2l_f}{c}\right) \right|^2 \cong n_{bf} \gamma_m^2 g_m^2\left(\frac{2l_f}{c}\right) f_m^2\left(t - \frac{2l_f}{c}\right) |1 + N(mk_0)| \quad \dots(14)$$



第3図 Plots of N to frequency

両辺の対数をとると、

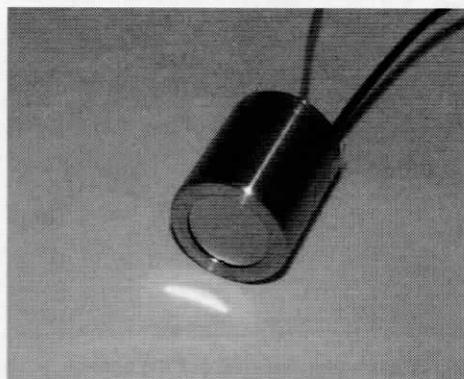
$$\begin{aligned} \log \left| \tilde{r}_m \left(\frac{2l_f}{c} \right) \right| &= \frac{1}{2} \log n_{bf} + \log \gamma_m + \log g_m \left(\frac{2l_f}{c} \right) \\ &+ \log f_m \left(t - \frac{2l_f}{c} \right) + \frac{1}{2} \log |1 + N(mk_0)| \end{aligned} \quad \dots(15)$$

となる。ここで、 m は高調波の次数を表すので、 $N(mk_0)$ は第3図から異なる値をとるため、各高調波成分を加算することによって第5項を0に収束させることができる。

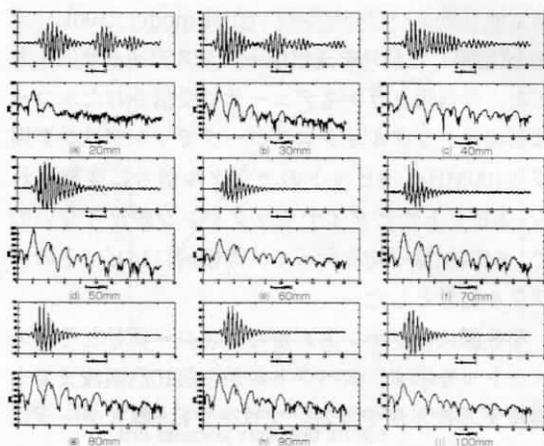
3. 高次ハーモニックイメージング

3-1 二層構造プローブ

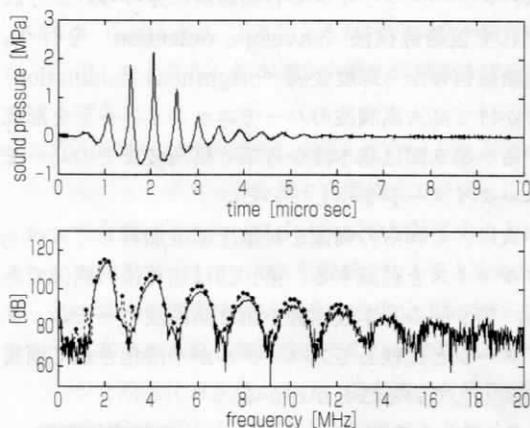
エコーに含まれる高次高調波成分を受信するために、セラミック系圧電材料によるトランスデューサの前面にPVDFを貼り付けて二層構造とした、送受一体型のプローブを作成した。送信用は中心周波数2MHz、比帯域約60%、口径20mm、焦点距離70mmの凹面型である。受信用は中心周波数8MHz、比帯域約120%、口径20mm、焦点距離70mmの凹面型である。試作したプローブの写真を第4図に示す。また、ハイドロフォン(PVDF 1mmφ、Medico teknisk institute)で受信した波形とそのスペクトルをプローブからの距離に対する変化として測定したものを第5図に示す。第5図を見ると、超音波パルスが伝搬するに伴って波形がひずみ、高調波を発生知る様子を観察できる。第6図は焦点での音圧波形と計算によって得られた波形との比較である¹⁾。両者はよく一致しており、測定されている高調波が水中での非線形伝搬によって発生した高調波であることがわかる。



第4図 試作した送受一体型二層構造プローブ



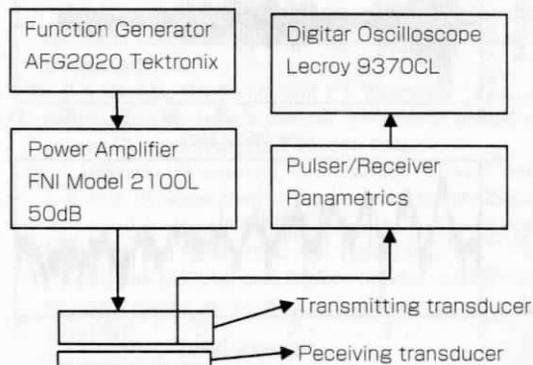
第5図 ハイドロフォンで測定された波形とそのスペクトル



第6図 受信波形とそのスペクトル
スペクトルの実線は計測結果、破線は計算結果

3-2 ファントム実験

第7図のような映像化のための実験システムを構築して、水中に沈めたファントムの映像化を行った。任意波形発生装置で発生した包絡線がHanning窓の



第7図 実験システム

余弦波5波をパワーアンプ (ENI model 2100L) で50dB増幅した信号を送信用トランスデューサに入力した。受信トランスデューサで受信されたエコーは増幅後デジタルオシロスコープでサンプリング周波数100MHz、8ビットのデジタル信号に変換される。8ビットだとダイナミックレンジが足りないので、64回加算平均を行って、等価的に14ビットのデジタル信号とした。

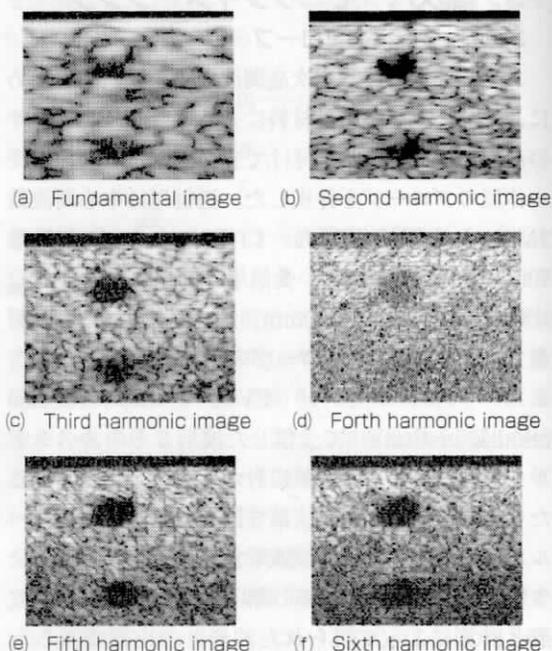
第8図にはファントムからのエコー信号とそのスペクトルを示す。スペクトルから第10高調波までを観察することができる。プローブはx軸ステージに取り付けられ、0.2mm間隔で走査してファントムの内部24mm×24mmの領域を映像化した。受信信号はバンドパスフィルタで各高調波に分けられ、それぞれで包絡線検波 (envelope detection) を行う。包絡線信号から輝度変調 (brightness modulation) をかけて高次高調波のハーモニックイメージを形成する。第9図は基本波から第6高調波までのハーモニックイメージを示している。

次に、これらの画像を対数圧縮後加算してスペckルノイズを軽減する。第10図は加算後の画像である。第9図の基本波画像や第2高調波ハーモニックイメージと比較してスペckルが平滑化されて画質が向上していることがわかる。

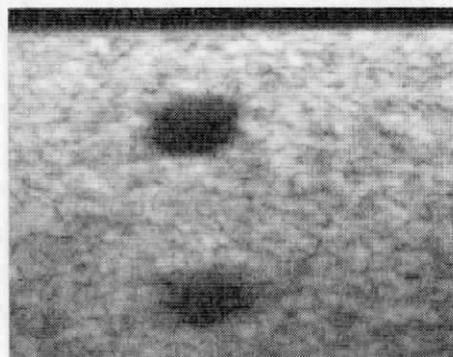
3-3 人の腕 (human arm) の映像化実験

水中に腕を沈めて、水面から超音波を送受することによって腕の内部の映像化を行った。実験システムと信号処理はファントム実験と同様である。第11図は基本波から第6高調波までのハーモニックイメ

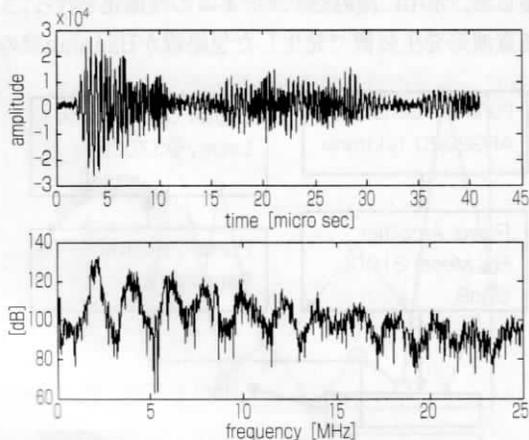
ージを示す。組織中での超音波減衰によって第3高調波以上では深部が暗くなっていることがわかる。これらの画像を対数圧縮後加算したものを第12図に示す。画像上部が上皮 (epidermis)、その下に真皮 (dermis)、そして皮下組織 (hypodermis) という3つの層に分かれている様子を観察できる。しかし、下部は基本波画像 (第11図(a)) と同じようなパターンを呈している。これは第3高調波以上のハーモニックイメージでは周波数が高いため、組織の減衰によって振幅が小さくなり、加算における寄与が小さいためと思われる。



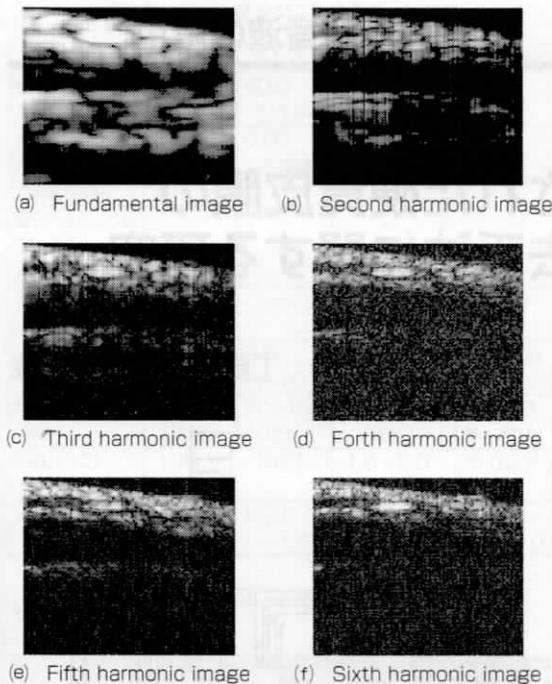
第9図 Fundamental image and harmonic images of the agar-gel phantom with two holes



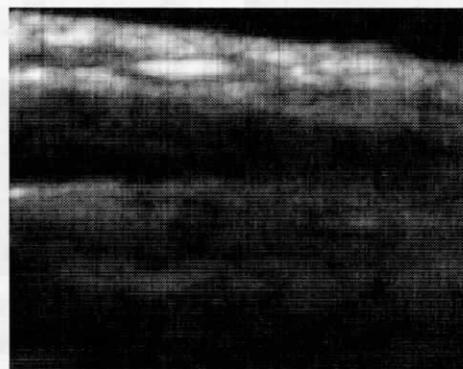
第10図 Speckle reduced image of the agar-gel phantom with two holes by summation of fundamental through sixth harmonic image



第8図 Rf echo from the agar-gel phantom immersed in water and its spectrum



第11図 Fundamental image and harmonic images of human arm

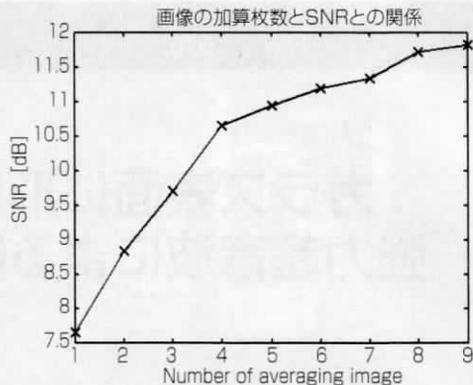


第12図 Speckle reduced image of human arm by summation of fundamental through sixth harmonic image

4. おわりに

超音波が生体内部を非線形伝搬する際に発生する高次高調波を用いた超広帯域超音波イメージングについて有効性の検討を行った。その結果、以下の点を明らかにした。

- ① 基本波から3次以上の高調波を用いて高次のハーモニクイメージを形成するために、二層構造超音波プローブを試作した。このプローブはPZTの表面にPVDFを貼って一体化したもので、PZTを送信用、PVDFを受信用として用いる。



第13図 Plots of number of averaging image to SNR of the speckle reduced image

- ② 試作したプローブを用いて水中における寒天ゲル (agar-gel) ファントムからのエコー信号を取得したところ、基本波から第10高調波までを観測できた。
 - ③ プローブを直線的に走査してファントムのハーモニクイメージを第6高調波まで形成した。これらのハーモニクイメージを加算することによってスペckルノイズを軽減できることを示した。
 - ④ 水中に腕を沈めて、その映像化実験を行った。基本波から第6高調波までのハーモニクイメージを映像化できた。また、基本波から第6高調波までを加算することによってスペckルノイズを軽減した画像が得られた。その画像から皮膚が三層に分かれている様子を観察できた。
- エコー信号を定式化して、高次のハーモニクイメージを加算することによってスペckルノイズを軽減できることを理論的に示した。

<参考文献>

- (1) R.F.Wagner, S.W.Smith, J.M.Sandrik, et.al : Statistics of speckle in ultrasound B-scans. IEEE Trans on Ultrason 30(3), 156-163,1983.
- (2) P.A.Magnin, O.T.Ramm and F.L.Thurstone : Frequency compounding for speckle contrast reduction in phased array images. Ultrasonic imaging 4, 267-281, 1982.
- (3) I.Akiyama, H.Yamamoto, G.Ohashi and A.Ohya : Speckle reduction by summation of higher order harmonic images, Acoustical Imaging Vol.27, (Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, The Netherlands, 2004), pp.651-657.
- (4) I.Akiyama, A.Ohya, and S.Saito : Speckle noise reduction by superposing many higher harmonic images, JJAP, (accepted).

(著者紹介はp.127に掲載)