(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3740066号
(P3740066)
(45)発行日　平成18年1月25日(2006.1.25)　(24)登録日　平成17年11月11日(2005.11.11)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/00 (2006.01)　A61B 8/00

請求項の数 9　(全 14 頁)

(21)出願番号　特願2002-18397(P2002-18397)
(22)出願日　平成14年1月28日(2002.1.28)
(65)公開番号　特開2003-220059(P2003-220059A)
(43)公開日　平成15年8月5日(2003.8.5)
審査請求日　平成14年12月25日(2002.12.25)

特許法第３０条第１項適用　大韓医用生体工学会発行医工学会誌第２２巻第４号（２００１年８月４日）第３２１－３３１頁に発表

(73)特許権者　597096909
株式会社　メディソン
大韓民国　２５０－８７０　江原道　洪川郡　南面陽▲徳▼院里　１１４
(74)代理人　100082175
弁理士　高田　守
(74)代理人　100106150
弁理士　高橋　英樹
(74)代理人　100108372
弁理士　谷田　拓男
(72)発明者　ジャン　ジン　ホ
大韓民国　キョンキド　プチョンシオジョンクコカンボンドン４１１－７

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波撮像システムでの合成開口集束方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

複数のトランスデューサを有する超音波撮像システムでの合成開口集束方法において、

前記複数のトランスデューサに相異なるステアリング時間遅延を適用して、平面波を生成する第１段階と、

前記複数のトランスデューサによって前記平面波を診断対象（人体を除く）に向けて送信する第２段階と、

前記複数のトランスデューサによって前記診断対象から反射される各エコー信号を受信する第３段階と、

前記受信した各エコー信号を動的集束する第４段階とを含み、

前記平面波は前記エコー信号の受信時に使われる受信副開口の中心位置に対応する伝播角度で前記診断対象に向けて送信され、

前記エコー信号は前記伝播角度に対応するように前記受信副開口の位置を移動させることによって受信されることを特徴とする合成開口集束方法。

【請求項２】

前記受信した各エコー信号を受信パターン・メモリに格納する第５段階を、さらに含むことを特徴とする請求項１に記載の合成開口集束方法。

【請求項３】

前記動的集束した各エコー信号を組合せてビームを形成する第６段階を、さらに含むことを特徴とする請求項１に記載の合成開口集束方法。

【請求項４】
前記平面波が、パルス送信方式及びコード化送信方式の中のいずれかによって生成することを特徴とする請求項１に記載の合成開口集束方法。
【請求項５】
前記複数のトランスデューサが、線形アレイ・プローブ及びフェーズド・アレイ・プローブの中のいずれかであることを特徴とする請求項１に記載の合成開口集束方法。
【請求項６】
前記格納された各エコー信号を相関器で圧縮する第７段階を、さらに含むことを特徴とする請求項２に記載の合成開口集束方法。
【請求項７】
前記第６段階が、合成送信時間遅延と受信動的集束のための時間遅延とを用いることを特徴とする請求項３に記載の合成開口集束方法。
【請求項８】
前記平面波が、直交特性を有するゴレーコードと周波数分割した重みチャープ信号とを用いることを特徴とする請求項４に記載の合成開口集束方法。
【請求項９】
前記受信副開口の中心位置であるγを選択して実像の深さを増加させることを特徴とする請求項１に記載の合成開口集束方法。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、超音波撮像システムの合成開口集束方法に関し、特に、超音波の回折特性によるビーム広がり現象を減少させるために平面波を用いる合成開口集束方法に関するものである。
【０００２】
【従来の技術】
医療用超音波撮像システムは、トランスデューサを通じて人体内に超音波を送信して反射されて帰ってきた受信信号を多様な信号処理方法を適用することによって、リアルタイムにて２次元断面映像を与える。図１に示した通り、超音波映像の解像度はトランスデューサを基準として送信ビームの進行方向として定義される軸方向２、トランスデューサの幅方向として定義される横方向４、トランスデューサの高さ方向として定義される高さ方向６の解像度によって決定される。軸方向の解像度は、他の２つの解像度より３～５倍程度高いために、超音波映像の解像度を決定する重要な要素ではない。しかし、横方向の解像度と高さ方向の解像度とは軸方向の解像度とは異なり、送受信ビームの集束方法によって変わる。
【０００３】
横方向の解像度は、トランスデューサ列によって診断対象から反射されるエコー信号を受信する時、全像点においてリアルタイムにて動的集束を行うことによって急速に向上した。図２に示した超音波撮像システムを参照して、受信動的集束方法に対して略記する。
【０００４】
超音波撮像システムの送信信号（図示せず）は、送信集束遅延部８によって各々のトランスデューサ９の集束深さに該当する時間だけ遅れる。時間遅延された送信信号は、送信パターン・メモリ１０に格納されて送信部１１及び送受切換え用スイッチ１２を通じてトランスデューサ列１３から診断対象に向けて送信集束される。このような過程を通じて送信された全ての送信ビームは集束点１４において集束され、該集束点１４から反射されたエコー信号はトランスデューサ列１３の各トランスデューサ９によって電気信号に変わり、送受切換え用スイッチ１２及び受信部１５を介して受信パターン・メモリ１６に格納される。受信パターン・メモリ１６に格納されたエコー信号はトランスデューサ９間の集束深さによって位相が異なるため、受信集束遅延部１７によって可変時間遅延を加えてエコー信号を同相とする。同相の各エコー信号はビーム形成部１８によって組合せられて、信号

処理部１９によって多様な信号処理方式が適用された後、スキャン変換部２０を通じてディスプレイ２１上に表示される。

【０００５】

但し、ここでは一つの集束点１４だけに対して説明したが、受信動的集束方法は一回の送信で得られた受信エコー信号をもって一つの走査線をなす全像点に対して受信集束を行うことができる。

【０００６】

しかし、図２と関連して説明した受信動的集束方法は、固定送信集束を行うために固定送信集束点でのみ両方向集束ができる。その理由は、求めようとする全像点に対して送信集束を行うためには、像点の数分のビームを送信しなければならないので、超音波撮像システムの長所であるリアルタイム映像を得ることができない。また、集束点１４から遠いほど、超音波の回折特性のため、ビームが急速に広がるために横方向の解像度が低下する欠点がある。

【０００７】

図３を参照して超音波撮像システムで用いられる超音波の回折特性によって横方向の解像度が深さによって低くなる現象を説明する。受信動的集束方法はトランスデューサ２６間の距離差を補償することによって行われるが、これは全像点に送信集束してビームを送信することと同じ結果が得られる。受信集束のための時間補償を行った場合、各々のトランスデューサn_1、n_2、n_3において受信したエコー信号は同相を意味するW_1、W_2、W_3曲面上の反射体から反射された信号が組合わせられる。W_1、W_2、W_3曲率は各トランスデューサから深さZ_1までの距離を半径とする円の曲率と同一である。もし、深さZ_1上に２つの反射体２２ａ、２２ｂが存在し、各々のトランスデューサ２６が受信した各エコー信号を組合せる場合、Ｌ０線上に位置した反射体２２ａから反射されたエコー信号の大きさだけ大きくなる。しかし、深さがさらに深いZ_2上の反射体に対して各々のトランスデューサが受信した各エコー信号を組合せる場合、Ｌ０線上に位置した反射体２４ａによるエコー信号の大きさだけでなく、Ｌ１線上に位置した反射体２４ｂによるエコー信号の大きさもともに大きくなる。このような現象は、Ｚ１では３個の曲線がＬ０線上の反射体２２ａだけに対して重畳されるが、Z_2ではＬ０線上の反射体２４ａだけでなく、Ｌ１線上の反射体２４ｂに対しても、重畳効果を有するために横方向の解像度が深さによって低くなる。

【０００８】

以上のような横方向の解像度の限界を改善するために、最近には、合成開口集束方法を適用して全像点に対して両方向動的集束が行われ、受信動的集束方法に比べて向上した横方向の解像度を得ることができた。しかし、合成開口集束方法も映像の深さが増加することに伴い、超音波の回折特性によってビーム幅が線形的に増加するために横方向の解像度が低下する問題点が生じる。

【０００９】

【発明が解決しようとする課題】

従って、本発明の主な目的は、診断対象に対する撮像深さの増加に伴い超音波の回折特性によるビーム広がり現象を減少させるために、受信副開口の中心位置に対応する伝播角度で平面波を診断対象に向けて送信し、その後診断対象から反射された信号を受信副開口によって受信して組合せることによって両方向動的集束ができ、横方向の解像度を向上させ得る合成開口集束方法を提供することにある。

【００１０】

【課題を解決するための手段】

前記の目的を達成するために、本発明の好適実施例によれば、複数のトランスデューサを有する超音波撮像システムでの合成開口集束方法において、平面波を生成する第１段階と、前記複数のトランスデューサによって前記平面波を診断対象（人体を除く）に向けて送信する第２段階と、前記複数のトランスデューサによって前記診断対象から反射される各エコー信号を受信する第３段階と、前記受信した各エコー信号を動的集束する第４段階

と、前記受信した各エコー信号を受信パターン・メモリに格納する第５段階と、前記動的集束した各エコー信号を組合せてビームを形成する第６段階とを含む。

【００１１】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適実施例について、 図４～図１４を参照しながらより詳しく説明する。

【００１２】

図４は、撮像深さの増加に応じて低くなる横方向の解像度を平面波を用いて改善できることを説明するための図面である。複数のトランスデューサを含む非常に大きい送信開口３０を用いて送信されたビームが全像点で重畳になるように相異なる角度で平面波を送信すれば、各々の平面波に対する同相はW_1、W_2、W_3で表現される。この場合、Z_1深さでは、図３を参照して説明した球面波の場合のようにＬ０上の反射体３２だけに対して重畳になるため、エコー信号の大きさが大きくなるようになる。また、平面波の重なった形態は深さによって変わらないために、Z_2深さでもＬ０上の反射体３４だけに対して各平面波が重なる。このような事実は平面波を用いる場合、深さ増加に応じる横方向の解像度の限界を改善できることを示す。

【００１３】

以下、図５を参照して平面波を用いる合成開口集束方法によって両方向動的集束が可能であり、従来の合成開口集束方法に比べて横方向の解像度が優れることを説明する。

【００１４】

図５は、平面波３６を送信して獲得したエコー信号を用いて、最小回折特性を有するビームパターンを得るための合成開口集束方法の送受信モデルを示す。詳記すると、平面波３６をＺ軸に対して－θの角度で送信し、その中心がχ＝ζに位置した有限な大きさの受信副開口３８によってエコー信号を受信する送受信モデルである。ここで、Ｒは受信副開口上の一点から任意の着目点４０（ｘ、ｚ）までの距離、R_fは受信副開口上の一点と像点４２（x_s、ｚ）までの距離を示す。平面波を用いる合成開口集束方法では、送信平面波の伝播角度θを受信副開口の中心位置ζによって下記式のように変更する。

【００１５】

【数１】

$$\theta = \frac{\zeta}{\eta} \qquad \text{式(1)}$$

ここで、ηは任意の定数で、毎度送信する度に送信平面波の伝播角度の変化量と最大伝播角度（$\theta_{max}=\zeta_{max}/\eta$）を決定する。また、$\theta_{max} \ll 1$であれば、下記式のように近似的に表現できる。

【００１６】

【数２】

$$\sin(-\theta) = \sin\left(-\frac{\zeta}{\eta}\right) \approx -\frac{\zeta}{\eta} \qquad \text{式(2)}$$

【００１７】

平面波を用いる合成開口集束方法では、相異なる角度で送信平面波を伝送し、診断対象から反射されたエコー信号をその角度に対応する位置にある受信副開口を用いて受信した後、それを受信パターン・メモリに格納する。次に、多様な各受信副開口によって受信されて受信パターン・メモリに格納されたエコー信号を動的集束してビームを形成する。以上のようなビーム形成過程を経て集束された超音波ビームパターンは上記式（２）を適用して下記式（３）のように表現できる。

【００１８】

【数３】

$$\psi(x,z)=c_o P_r\left(\frac{x-x_s}{\lambda z}\right)\int_{-\infty}^{\infty} p_s(\zeta-\gamma)t(\zeta)e^{-jk\frac{(x-x_s)}{z}\zeta}e^{-jk\frac{x}{\eta}\zeta}e^{jk\sqrt{1-(\zeta/\eta)^2}z}d\zeta$$

式（３）

ここで、p_s（ζ）は一つの走査線を合成するために用いられる受信副開口の範囲を示す合成ウィンドウ関数、ｔ(ζ)は動的集束された各受信副開口信号を組合せる時に用いる合成送信遅延、γは各々の走査線を合成する時に用いられる合成ウィンドウ関数の中心位置を示す。平面波を用いる合成開口集束方法によるビームパターンは、下記式（４）のような合成送信遅延を適用して下記式（５）のように表現できる。

【００１９】

【数４】

$$t(\zeta)=e^{jk\frac{x_s}{\eta}\zeta}e^{-jk\sqrt{1-(\zeta/\eta)^2}z}$$

式（４）

【００２０】

【数５】

$$\psi(x,z)=c_O P_r\left(\frac{x-x_s}{\lambda z}\right)\int_{-\infty}^{\infty} p_s(\zeta-\gamma)e^{-jk\left(\frac{1}{z}+\frac{1}{\eta}\right)(x-x_s)\zeta}d\zeta$$

$$=c_o e^{-jk\left(\frac{x-x_s}{z_{eq}}\right)\gamma}P_r\left(\frac{x-x_s}{\lambda z}\right)P_s\left(\frac{x-x_s}{\lambda z_{eq}}\right)$$

式（５）

【００２１】

上記式（５）は全像点に対して成立して受信副開口関数p_r（χ_0）のフーリエ変換と合成ウィンドウ関数p_s（ζ）のフーリエ変換との積として示されるため、両方向動的集束ができることが分かる。しかし、このような結果を得るため

【外１】

ηは$\theta_{max}=\zeta_{max}/\eta\leq$ ０．４（ｒａｄ．）を満足することができるように選択されなければならない。一方、z_{eq}はｚとηとの関数として、等価深さ（ｅｑｕｉｖａｌｅｎｔ　ｄｉｓｔａｎｃｅ）として定義され、下式(６)のように表現される。

【００２２】

【数６】

$$z_{eq} = \frac{1}{\frac{1}{z} + \frac{1}{\eta}} = z // \eta \qquad \text{式(6)}$$

z_{eq}はzとηの中の小さな値より常に小さな値を有し、z＝ηの場合、z_{eq}＝z／2＝η／2、z≫ηの場合は、z_{eq}≈ηとして与えられる。このような等価深さz_{eq}の各特性は、平面波を用いる合成開口集束方法による横方向のビームパターンのメインローブが従来の集束方法による横方向のビームパターンより全像点においてさらに狭いということを意味する。

【００２３】
以上のように、本発明による合成開口集束方法は、パルス送信方式を用いた場合だけに対して簡単に説明したが、図６に示したように相関器５０を付加して受信した信号を圧縮すれば、コード化送信方式によっても行われる。

【００２４】
一般に、超音波撮像システムは短い送信信号を用いて映像を構成する方法を用いるが、超音波が媒質を進行する時は減衰現象によって受信信号の電力が減少する。従って、遠く離れた所にある反射体から受信される信号から映像を構成するための情報を得ることは非常にむずかしい。これは、信号対雑音の比が制限されるからである。本発明による合成開口集束方法は、映像の深い所で超音波の回折特性を抑制して横方向の解像度を高めるためのことで、映像の深い所でも充分のＳＮＲを得ることができる必要がある。このような理由で、重みチャープ、ゴレーコードのような長周期を有するコードを送信する時、ステアリング時間遅延を与えて平面波を作り、受信信号を相関器５０によって圧縮してビームを形成することによって、本発明による合成開口集束方法の長所を最大限に生かすことができる。

【００２５】
また、全ての合成開口集束方法は、速やかに動く反射体による動き問題が存在する。このような問題点を解決できる一つの方法は、映像のフレーム率を増加させることであるが、このフレーム率はデータ獲得方式によって大きく左右される。本発明による合成開口集束方法では、フレーム率を増加させるために自己相関は大きくて、相互相関は小さい直交特性を有するコードを用いてもよい。直交特性を有するコードを用いて色々な角度の平面波を同時に送信して受信し、相関器５０によって各受信コードを取出し圧縮した後、短いパルスのビーム形成のようにビームを形成する。このような場合、同時に送信した直交コードの数分に対応してフレーム率が増加するようになる。例えば、ゴレーコードのように互いに直交特性を有するコードを送信するか周波数バンドを分割し、分割した各々の周波数領域に重みチャープ信号や他のコードを送信することができる。特に重みチャープ信号の場合、相互相関を減らすため、一方の周波数領域において周波数の増加する重みチャープ信号を送信すれば、隣接する周波数領域においては周波数の減少する重みチャープ信号を送信する。

【００２６】
本発明による合成開口集束方法は、複数のトランスデューサから構成されている線形アレイ・プローブ及びフェーズド・アレイ・プローブを用いて具現できる。以下、簡単な説明のために、線形アレイ・プローブを用いる場合だけに対して説明する。

【００２７】
線形アレイ・プローブを構成する全てのトランスデューサにステアリング時間遅延を加えて平面波を送信することができ、送信毎に送信角度に対応して受信副開口を移動するとともに受信したエコー信号を受信パターン・メモリに格納する。このような過程を通じて格納された各エコー信号を合成送信時間遅延と受信動的集束とのための時間遅延を考慮して

組合せることによって、各々の走査線を構成する。しかし、送信開口の大きさＤ（＝D_t）が減少することによって最大撮像深さ（ｉｍａｇｉｎｇ　ｄｅｐｔｈ）が減少する問題点が発生する。このような問題点に対して図７を参照しながら詳記する。

【００２８】

図７は、本発明による合成開口集束方法の走査線別の最大撮像深さを示し、$x = x_s = 0$と$x = x_s > 0$に位置した二つの走査線５６ａ、５６ｂの最大撮像深さがどうして決定されるのかを説明する。$z_m(0)$と$z_m(x_s)$は、送信平面波の最大伝播角度がζ_{max}/ηである時、二つの走査線の最大撮像深さを示す。この時、各走査線別の最大撮像深さは下記式（７）のように表現される。

【００２９】

【数７】

$$z_m(x_s) = \frac{D_t/2 - x_s}{\tan(\theta_{max})} \approx \eta \frac{D_t/2 - x_s}{\zeta_{max}} \qquad 式(7)$$

【００３０】

上記式(７)には表現されていないが、各走査線別の最大撮像深さは走査線を構成するのに用いられる合成ウィンドウ関数の幅D_sとその位置を決定するγとによっても決定される。これは、最大撮像深さを示す式（７）をD_sとγ（図７における符号５２）とに対する式に直せば確認することができる。即ち、各々の走査線を構成するのに実際に用いられる送信平面波の量の最大伝播角度を計算すれば、θ_{max}でなく$(\gamma + D_s/2)/\eta$になる。従って、任意の走査線に対する実像深さ５８$z_a(x_s)$は下記式（８）のように計算される。

【００３１】

【数８】

$$z_a(\chi_s) = \frac{D_t/2 - \chi_s}{\tan[(\gamma + D_s/2)/\eta]} \approx \eta \frac{D_t/2 - \chi_s}{\gamma + D_s/2} \qquad 式(8)$$

【００３２】

また、上記式(８)で表現される任意の走査線に対する実像深さ５８は、有限送信開口による後方拡散領域（以下、ＲＳＲと称す）が始まる個所として定義することができる。即ち、有限送信開口の使用によって送信平面波が伝えられる深さが制限されるが、その深さを超過した領域では、式（５）のように表現するビームパターンが得られず、メインローブが深さによって再度増加する。しかし、式（８）によれば、実像深さ５８$z_a(x_s)$は各走査線の位置x_sによって異なり、送信トランスデューサの大きさD_tとηとに比例して増加する。従って、合成ウィンドウ関数の幅を小さくするか、その位置を適当に移動することによって、即ち、γを調節して$z_a(x_s)$を増加させることができる。特に、図７の場合、γを$-D_s/2$に近く定められれば、$z_a(x_s)$を大きく増加させることができる。これは、走査線が正のｘ軸位置にある時、正の伝播角度で送信された平面波は$z_m(x_s)$以後の像点には寄与しないが、負の伝播角度で送信された平面波は$z_m(x_s)$以後の像点に寄与するからである。即ち、このように与えられた像点に寄与する各平面波に対する各信号だけを用いて組合せれば最大撮像深さが増加される。この時、横方向の解像度はηとD_sによって決定されるため、γ、η及びD_sを適宜選択して所望の横方向の解像度と実像深さを得ることができる。

【００３３】

本発明に対する望ましい実施例のために、３．５ＭＨｚの線形アレイ・プローブを用いてコンピュータ・シミュレーションを施した。別途に明らかにした場合でなければ合成送信

ウィンドウ関数の幅D_sと受信副開口の大きさは全て６４ｄであり、送信開口は全体トランスデューサを用いたため１２８ｄとして決定した。（図１参照）。

【００３４】

図８は、最大伝播角度θ_{max}が０．２ラジアン（ζ_{max}＝１９２㎜、η＝９６㎜）の場合、無限送信開口（点線）で平面波を送信した時の送信ビームパターンが有限送信開口（実線）ではどのように変わるのかを示す。図８で有限送信開口の場合、小さな深さでは無限送信開口の場合と殆ど同じ送信ビームパターンを見せて、深さが増加することによってサイドローブの各値が変わり、２００㎜ではメインローブが微細であっても差異が生ずることを確認することができる。従って、この深さ以後からは有限送信開口のメインローブがますます増加するようになる。このような結果は、有限送信開口を用いて、平面波を用いる合成開口集束方法を近似的に具現できることを示す。

【００３５】

図９は、$\gamma = x_s = 0$の有限送信開口の場合、η値が合成開口集束されたビームパターンに及ぼす影響を示す。図９（ａ）はη＝９６㎜、図９（ｂ）はη＝４８㎜である時、音場の等高線を示す。図９（ａ）は前方拡散領域（以下、ＦＳＲと称す）がη値と同じ９６㎜、図９（ｂ）はＦＳＲが４８㎜であることを確認することができる。また、図９（ａ）の４８㎜、９６㎜における－６ｄＢのビーム幅は各々０．７４㎜、１．２２㎜で、図９（ｂ）の４８㎜、９６㎜における－６ｄＢのビーム幅は各々０．６２㎜、０．８９㎜であり、η値が減少するほどそのビーム幅がさらに小さくなることが分かる。これは有限送信開口の場合でも、ηがビーム幅とＦＳＲとを決定づける要素として作用することを示したものである。ＦＳＲでは、横方向のビーム幅が線形的に増加するが、非拡散領域では、近似的に均一の横方向のビームパターンを維持する。

【００３６】

また、上記式（８）で定義したＲＳＲもηによって決定されるが、$\gamma = x_s = 0$の時、式（８）によってＲＳＲは$z = z_a(0) = 2\eta$の深さから始まる。即ち、図９（ａ）はＲＳＲが１９２㎜から始まり、図９（ｂ）はＲＳＲが９６㎜から始まることを示す。このようなＲＳＲの各開始値は式（７）によって計算される最大伝播角度による最大撮像深さ$z_m(0)$より２倍増加したものである。前述のように、実像深さは合成ウィンドウ関数の幅D_sだけでなく、その中心位置γを調整することによって更に増加させることができるが、図１０～図１３を参照して、そのような各要素が実像深さに及ぼす影響に対してより詳記する。

【００３７】

図１０と図１１とは、合成ウィンドウ関数の幅D_sが実像深さに及ぼす影響に対して詳察するためのコンピュータ・シミュレーションの結果である。図１０において$D_s = 32d$、γ＝０の時、図１０（ａ）は$x = x_s = 0$に位置した走査線の送受信音場の等高線、図１０（ｂ）は$x = x_s = 10$㎜に位置した走査線の送受信音場の等高線を示す。一方、コンピュータ・シミュレーションの他の各条件は同一にし、合成ウィンドウ関数の幅だけ$D_s = 64d$に変更した時、二つの走査線の実像深さは式（８）によって各々$z_a(0)$＝１９２㎜、$z_a(10)$＝９２㎜となる。しかし、$D_s = 32d$にした場合、式（８）と図１０とで確認できるように、$z_a(0)$（図示せず）及び$z_a(10)$は各々３８４㎜、１８４㎜であるため、$D_s = 64d$である時に更に実像深さが２倍増加する。また、$D_s = 64d$である場合、$z = z_m(0)$＝９６㎜の－６ｄＢのビーム幅は１．２㎜と測定したことと比較する時、$D_s = 32d$である図１０（ａ）は２．３６４㎜と測定されることによって、D_sが１／２に減少することに伴いビーム幅は約２倍増加することが分かる。従って、合成ウィンドウ関数の幅D_sが増加することに伴いビーム幅は半比例して減少し、実像深さ$z_a(x_a)$は比例して増加するようになるが、このようなコンピュータ・シミュレーションの結果は合成ウィンドウ関数の幅D_sがビームパターンに及ぼす影響を定量的に説明する。

【００３８】

図１１は、$z = z_m(10)$＝４５㎜（図１１（ａ））、$z = z_m(0)$＝９６㎜（図１

１（ｂ））、ｚ＝z_a（１０）＝１８４㎜（図１１（ｃ））、ｚ＝２５０㎜（図１１（ｄ））の深さであり、D_s＝３２ｄ、γ＝０である時、ｘ＝x_s＝０の有限送信開口（実線）、ｘ＝x_s＝１０㎜の有限送信開口（点線）、ｘ＝x_s＝０の無限送信開口（一点鎖線）での両方向ビームパターンを示す。ｘ＝x_s＝０である時、有限送信開口のメインローブはｚ＝２５０㎜でも無限送信開口のメインローブと同一である。しかし、ｘ＝x_s＝１０㎜である時、有限送信開口のメインローブは、ｚ＝１８４㎜では無限送信開口のメインローブと同一であるが、ｚ＝２５０㎜では無限送信開口のメインローブよりさらに広がっていることが確認できる。

【００３９】

図１２と図１３とを参照して、合成ウィンドウ関数の中心位置を示すγが実像深さに及ぼす影響に対して説明する。図１２はD_s＝６４ｄ、x_s＝１０㎜に対して、γ＝０の場合における送受信音場の等高線（図１２（ａ））と、γ＝－１５ｄの場合における送受信音場の等高線（図１２（ｂ））を示したものであって、図１３は走査線がｘ＝x_s＝０に位置する時、無限送信開口（一点鎖線）の横方向ビームパターンと、走査線がｘ＝x_s＝１０㎜に位置してγ＝０（点線）、γ＝－１５ｄ（実線）である時の有限送信開口の横方向ビームパターンをｚ＝z_m（１０）＝４５㎜（図１３（ａ））、ｚ＝z_m（０）＝９６㎜（図１３（ｂ））、ｚ＝z_a（１０）＝１７３㎜（図１３（ｃ））、ｚ＝２５０㎜（図１３（ｄ））の深さについて示す。

【００４０】

図１２（ａ）と図１３とで分かるようにγ＝０の場合、ｚ＝z_m（０）＝９６㎜以後からはメインローブ幅は増加する。その反面、図１２（ｂ）と図１３とで分かるように、γ＝－１５ｄの場合にはｚ＝z_a（１０）＝１７３㎜までは無限送信開口と同じメインローブ幅を示す。また、１８０㎜、１９０㎜、２００㎜の深さにおける－６ｄＢのビーム幅が、図１２（ｂ）の場合には各々１．７０５㎜、１．７８０１㎜、１．８６１㎜と測定され、無限送信開口の場合には－６ｄＢのビーム幅が各々１．６３４㎜、１．６６９㎜、１．７０２㎜と測定された。図１２と図１３とのコンピュータ・シミュレーションの結果は、γを適宜選択することによって映像の有効深さを増加させ得ることを定量的に説明する。

【００４１】

図１４を参照して、本発明による合成開口集束方法が従来の集束方法に比べて横方向の解像度がどのくらい向上しているのかを説明する。

【００４２】

０．３㎜の幅を有する１９２個のトランスデューサで構成された３．５ＭＨｚ線形アレイ・プローブで－６ｄＢのビーム幅が３ＭＨｚになる短いパルスを送信した。送受信開口と合成ウィンドウ関数との大きさは６４ｄとし、受信動的集束方法は６０㎜で固定送信集束を行い、本発明による合成開口集束方法で最大伝播角度は０．３５ラジアンとした。反射体は、総１３個であって一番上の反射体はｘ＝０、ｚ＝６０㎜に位置し、一番深い所の反射体はｘ＝０、ｚ＝１９５㎜に位置する。また、最外角反射体はｘ＝１５㎜、ｚ＝１３９㎜に位置する。図１４（ａ）のコンピュータ・シミュレーションの結果は、受信動的集束方法による横方向の解像度、図１４（ｂ）のコンピュータ・シミュレーションの結果は本発明による合成開口集束方法による横方向の解像度を示す。コンピュータ・シミュレーションの結果本発明による合成開口集束方法の解像度が全像点に対して遥かに優れていることを確認することができる。

【００４３】

上記において、本発明の好適な実施の形態について説明したが、本発明の請求範囲を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得る。

【００４４】

【発明の効果】

従って、本発明によれば、両方向動的集束を可能にして優れた横方向の解像度を提供し、パルス送信方式だけでなくコード化送信方式によっても行うことができる。また、合成ウィンドウ関数の大きさとその中心位置とを適宜選択することによって、映像の有効深さを

増加させることができ、従来の集束方法が適用される応用分野に用いられて映像の横方向の解像度を改善するのに有用に用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】トランスデューサの座標を示す模式図である。

【図２】受信動的集束方法を用いる超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図３】球面波の回折現象によるビーム広がり現象を示す模式図である。

【図４】本発明によって平面波を用いて横方向の解像度の改善のための模式図である。

【図５】本発明による合成開口集束方法の送受信モデルを示す模式図である。

【図６】本発明による合成開口集束方法を用いる超音波撮像システムを示すブロック図である。

【図７】本発明による超音波撮像システムにおいて走査線別撮像深さを示す模式図である。

【図８】無限送信開口と有限送信開口との送信ビームパターンを示す模式図である。

【図９】本発明による合成開口集束方法の拡散領域を示す模式図である。

【図１０】γ＝０であり、有限送信開口を用いた時、二つの走査線に対する本発明による合成開口集束方法の送受信音場の等高線を比較した模式図である。

【図１１】本発明による合成開口集束方法の横方向のビームパターンを比較した模式図である。

【図１２】有限送信開口を用いた時、x_s＝１０㎜の走査線に対する本発明による合成開口集束方法の送受信音場の等高線を比較した模式図である。

【図１３】本発明による合成開口集束方法の両方向のビームパターンを比較した模式図である。

【図１４】本発明による合成開口集束方法を従来の受信動的集束方法と比較する図面である。

【符号の説明】

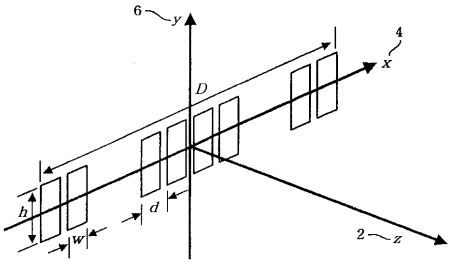
３６　平面波

３８　受信副開口

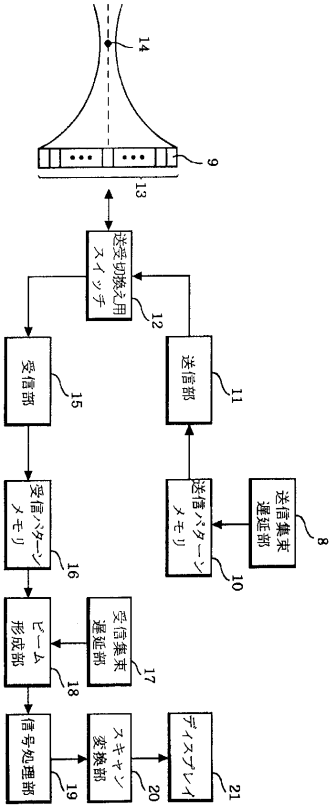
４０　着目点

４２　像点

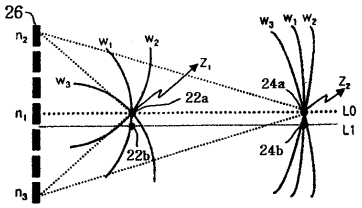
【図１】


6
y
4
x
D
h
d
w
2
z

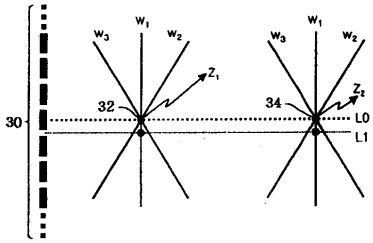
【図２】


送信集束遅延部
8
送信パターンメモリ
10
送信部
11
送受切換え用スイッチ
12
9
13
14
受信部
15
受信パターンメモリ
16
受信集束遅延部
17
ビーム形成部
18
信号処理部
19
スキャン変換部
20
ディスプレイ
21

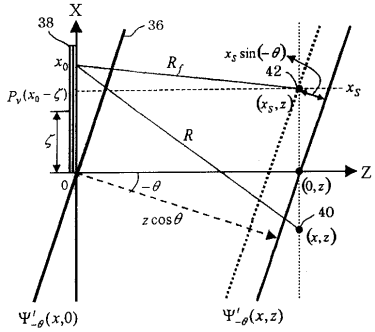
【図３】


26
n2
n1
n3
w1
w2
w3
Z1
22a
22b
24a
24b
Z2
L0
L1

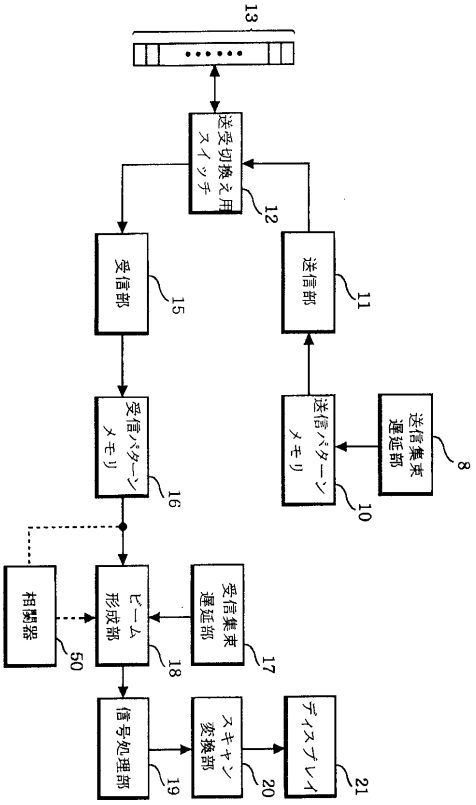
【図４】


30
w1
w2
w3
Z1
32
34
Z2
L0
L1

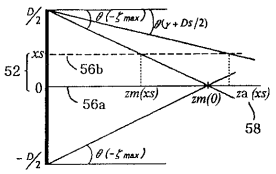
【図５】


X
38
36
x0
Rf
xs sin(−θ)
42
xs
Pv(x0 − ζ)
(xs, z)
ζ
R
Z
0
−θ
(0, z)
40
z cosθ
(x, z)
Ψ′−θ(x, 0)
Ψ′−θ(x, z)

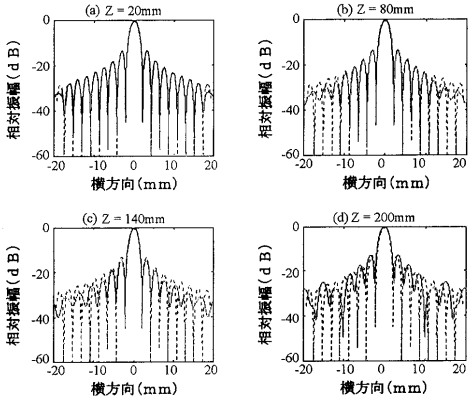
【図６】



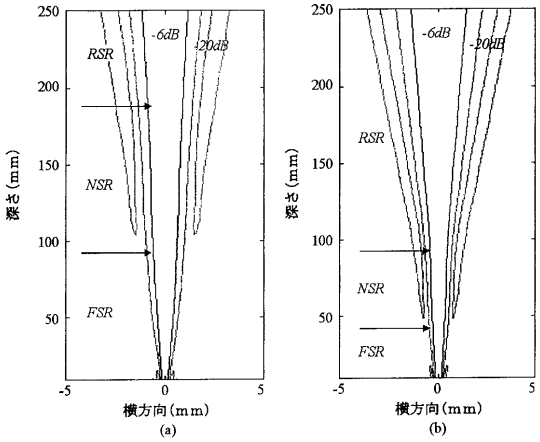
【図７】



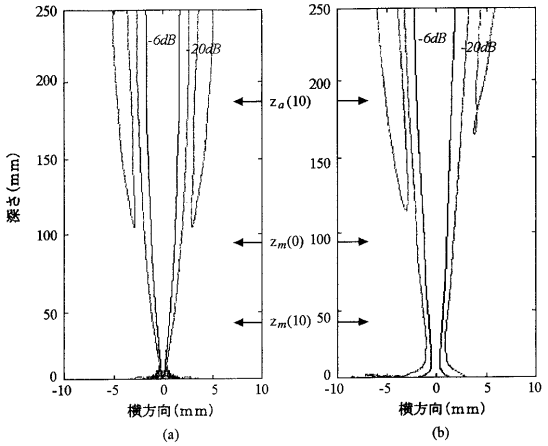
【図８】



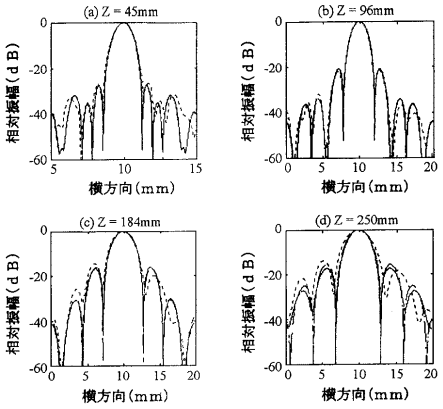
【図９】



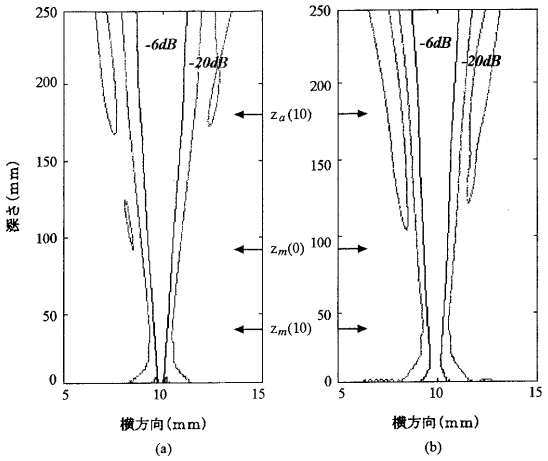
【図１０】



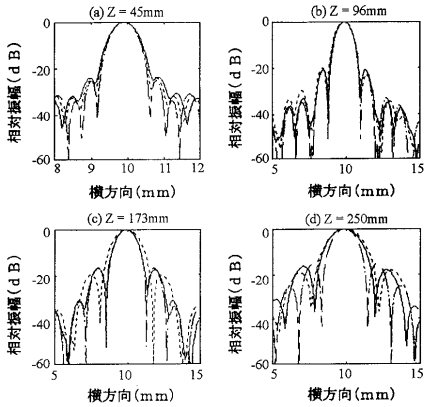
【図１１】



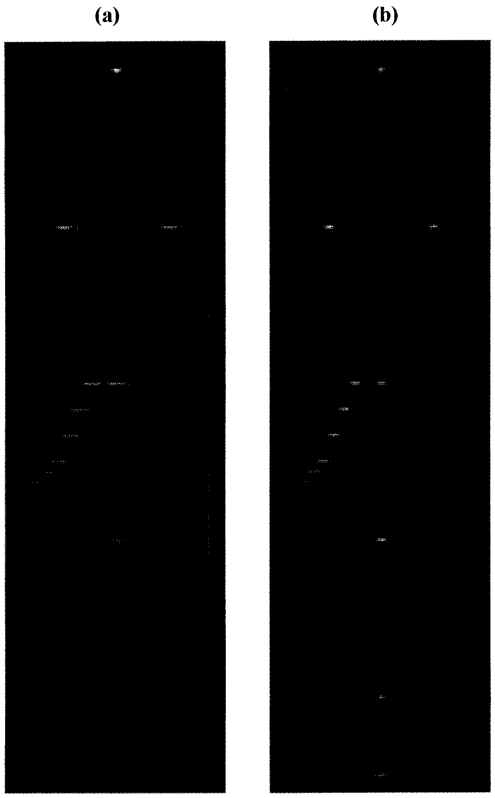
【図１２】



【図１３】



【図１４】



フロントページの続き

(72)発明者　ソン　テ　キョン
大韓民国　ソウル　トクビョルシソチョクザンウォンドン　ドンアアパート１０５ドン１４０３ホ

審査官　後藤　順也

(56)参考文献　特開平１１－３１８８９２（ＪＰ，Ａ）
Jin-ho Chang etal, Three-way Dynamic Focusing for Ultrasound Imaging, Proceedings of IEEE Region 10 International Conference on Electrical and Electronic Techenology, IEEE Region 10, ２００１年, 第2巻, 第８６９－８７２頁
濱本和彦他, リニアアレイプローブを用いた反射型超音波ＣＴによる反射係数分布画像再構成法に関する検討, 電気学会論文誌C, 日本, １９９８年　7月　1日, 第１１８巻C、第7／8号, 第９８６－９９２頁

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
A61B 8/00-8/15
JSTPlusファイル(JOIS)

专利名称(译)	超声成像系统中的合成孔径聚焦方法		
公开(公告)号	JP3740066B2	公开(公告)日	2006-01-25
申请号	JP2002018397	申请日	2002-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 株式会社MEDISON		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン 株式会社MEDISON		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	ジャンジンホ ソンテキョン		
发明人	ジャン ジン ホ ソン テ キョン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.A H04R17/00.330.K		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB23 4C301/EE02 4C301/GB03 4C301/GB04 4C301/HH01 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/JB28 4C301/JB50 4C301/JC05 4C301/LL04 4C301/LL05 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/EE01 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH04 4C601/HH10 4C601/HH31 4C601/HH38 4C601/JB01 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL31 4C601/LL32 5D019/AA08 5D019/FF04 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BB15 5J083/BC01 5J083/BE08 5J083/BE57 5J083/CA12 5J083/DC02 5J083/EA14 5J083/EB02		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
其他公开文献	JP2003220059A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以对应于接收子孔径的中心位置的传播角度将平面波传送到诊断对象，以便减少由于超声波的衍射特性引起的光束扩散现象，其中成像深度相对于诊断对象增加通过接收子孔径接收和组合从诊断对象反射的信号，可以实现两个方向上的动态聚焦，这可以提高横向分辨率。 解决方案：产生平面波，通过每个换能器将平面波导向诊断对象，接收每个换能器从诊断对象反射的每个回波信号，并且动态地聚焦和接收这些接收回波信号。各个回波信号存储在接收模式存储器中，并且动态聚焦的回波信号被组合以形成波束。

$$\sin(-\theta) = \sin\left(-\frac{\zeta}{\eta}\right) \approx -\frac{\zeta}{\eta}$$