

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4022393号  
(P4022393)

(45) 発行日 平成19年12月19日(2007.12.19)

(24) 登録日 平成19年10月5日(2007.10.5)

(51) Int. Cl. F I  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2001-378074 (P2001-378074)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成13年12月12日(2001.12.12)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2003-175038 (P2003-175038A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成15年6月24日(2003.6.24)	(74) 代理人	110000350
審査請求日	平成16年8月10日(2004.8.10)		ポレール特許業務法人
		(74) 代理人	100068504
			弁理士 小川 勝男
		(74) 代理人	100086656
			弁理士 田中 恭助
		(72) 発明者	梅村 晋一郎
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
		(72) 発明者	三和 祐一
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスが被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置であって、超音波伝播方向に送波焦点を複数設定し、前記トランスジューサの送波口径を構成する複数の素子の各々から送波される送波パルス波について、前記素子毎に、各焦点距離に各々対応する複数の遅延時間から1の送波遅延時間を求め、送波することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスが造影剤が導入された被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置であって、超音波伝播方向に送波焦点を複数設定し、前記トランスジューサの送波口径を構成する複数の素子の各々から送波される送信パルス波について、前記素子毎に、各焦点距離に各々対応する複数の遅延時間から1の送波遅延時間を求め、送波することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面は、非球面を形成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面は、非球面を形成することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

10

20

前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面は、その口径中央部の曲率が中央部以外の部分の曲率より大きくなるよう制御されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記トランスジューサアレイの送波口径から送信される超音波パルスの波面は、その口径中央部の曲率が中央部以外の部分の曲率より大きくなるよう制御されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記送波口径が、唯一のピークを口径中央部にもつ関数によって重みづけされていることを特徴とする請求項 1 乃至 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記送波口径が、ガウス関数によって重みづけされていることを特徴とする請求項 1 乃至 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記トランスジューサアレイの送波口径を構成する各素子から送波される送波波形が、遅延時間と送波口径の重みづけを除いて略同一であることを特徴とする請求項 1 乃至 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記遅延時間と、特定の焦点距離について計算した遅延時間との両方を記録しておき、いずれか一方を選択して送波することを特徴とする請求項 1 乃至 2 記載の超音波診断装置

20

【請求項 11】

前記送波口径が、前記送波口径の端にゼロ点をもつハニング関数にガウス関数を乗じて得られる関数によって重みづけされていることを特徴とする請求項 1 乃至 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスを被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置であって、前記トランスジューサアレイの送波口径の中央部では短い焦点距離の波面に近く、かつ前記トランスジューサアレイの送波口径の周辺部では長い焦点距離の波面に近くなるよう制御して前記トランスジューサアレイの送波口径から超音波パルスを送信し、前記超音波パルスの波面は送波口径全体にわたって滑らかに連続した非球面を形成し、前記トランスジューサアレイの送波口径を構成する複数の素子から送波される前記超音波パルスは、前記素子毎に、複数の送波焦点に各々対応する複数の遅延時間から 1 の送波遅延時間を求め、送信されることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 13】

トランスジューサアレイを用いて、超音波パルスを被検査体に対して送受信することにより、被検査体内部を撮像する超音波診断装置であって、前記トランスジューサアレイの送波口径を構成する複数の素子について、前記素子毎に複数の送波焦点に各々対応する複数の遅延時間から 1 の送波遅延時間を求め、1 回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向に幅がほぼ一様な送信ビームを形成することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 14】

前記送信パルス波について、各焦点距離に各々対応する複数の遅延時間の重みづけ平均値を前記素子ごとに求め、前記重みづけ平均値を前記送波遅延時間として送波することを特徴とする請求項 1 乃至 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記超音波パルスについて、前記複数の送波焦点に各々対応する前記複数の遅延時間の重みづけ平均値を前記素子ごとに求め、前記重みづけ平均値を送波遅延時間として送波することを特徴とする請求項 1 2 又は請求項 1 3 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

50

## 【 0 0 0 1 】

## 【 発明の属する技術分野 】

本発明は、超音波を生体等の被検査体に対して送受信することにより、その内部を撮像する超音波診断装置に関する。

## 【 0 0 0 2 】

## 【 従来技術 】

生体に対してパルス状超音波を送受信し、その内部を撮像する超音波診断装置は、医療診断に広く用いられている。超音波の送受信における焦点は、撮像対象範囲の生体内すべての点に設定して撮像するのが、得られる超音波像の分解能とS/N比の両面から理想である。

10

## 【 0 0 0 3 】

受信については、最近のデジタル回路技術の進歩により、電子フォーカス型装置では、超音波パルス送信からの経過時間に応じて焦点距離を徐々に伸張していくダイナミックフォーカスが可能となった。これにより、1回の送信ごとに、その超音波パルスが伝播する範囲の生体内すべての点について撮像できる。従って、撮像速度を犠牲にすることなく、撮像対象範囲の生体内すべての点について、良好な受信条件による優れた分解能とS/N比の超音波像が得られるようになった。

## 【 0 0 0 4 】

ところが、送信については、受信のようなダイナミックフォーカスが不可能である。そこで、上記のような撮像の場合には、送波口径を狭く用いて送波フォーカスを甘くすることにより、送波ビームによる方位分解能向上を犠牲にして、その代償として焦点深度（被写界深度）を拡大することにより、必要とされる送信回数の増加を抑えて、撮像速度を確保するのが一般的である。この撮像モードの欠点を部分的に補うために、場合によっては、特定距離にある関心領域に送波焦点距離を合わせ、送波口径を比較的広く用いて送波フォーカスの効果を強調することにより、関心領域外における分解能とS/N比を犠牲にして、関心領域における両者を優先する撮像モード、あるいは、撮像速度を犠牲にして、そのようなモードの撮像を送波の焦点距離を段階的に変えながら行うことにより、対象範囲全体にわたり高い分解能とS/N比の撮像を行うモードを選択可能な装置構成とするのが一般的である。

20

## 【 0 0 0 5 】

X線やMRIに続いて診断用超音波の分野でも、最近では、必要に応じて造影剤が用いられるようになってきた。X線やMRI用の造影剤は、撮像のために照射される電磁波や印加される磁場などの作用により造影剤の物性が不可逆的に変化することはないのに対し、安定化マイクロバブル製剤系の超音波造影剤は、撮像のために照射される超音波の強度があるレベルを越えると、それにより崩壊してしまうことがある。その造影能は、崩壊して十分に時間が経過すれば消失するが、安定化のための殻が崩壊した直後には、むしろ顕著に大きくなる種類のものもある。

30

## 【 0 0 0 6 】

これらのことは、送波フォーカスについて新たな技術的問題を科することになった。すなわち、単一の焦点距離を設定して送波したのでは、伝播方向の超音波強度の変化が一様でなく、焦点距離付近の領域でのみ、造影剤が崩壊し、崩壊時の比較的強いエコー信号の発生することになってしまう。また、単に送波口径を狭く用いて送波フォーカスを甘くし、伝播方向の広い範囲について造影剤の信号が取れるように超音波強度を上げていくと、1回の送信で、その送信時には受信ビームの設定されていない範囲の造影剤までも崩壊させてしまうことになり、あとに続く送信でその範囲の造影エコー信号を得ようとしても不可能になってしまう。

40

## 【 0 0 0 7 】

この問題を少なくとも部分的に解決する従来技術としては、超音波パルスが伝播方向に複数の送波焦点を設定し、それぞれに対応する波面を送波口径中央部で時相を合わせて重ね、同時に送信する方式が、「2nd International Kyoto Symposium on Ultrasound Contra

50

st Imaging ( 予稿集 p.83、2000年10月 ) 」において報告されている。この方式による送信パルスの時間方向の拡がり、送波口径の中心部では、この重ね送信を行わない場合と同様に小さいが、口径の周辺方向へ移動するにつれて大きくなり、その波形は、異なる送波焦点に対応する送波信号同士が干渉しあった結果のものとなる。従って、送波波形は、送波口径を形成する各素子ごとに少しずつ変化させる必要がある。また、それぞれの焦点付近では、他の焦点に集まるべき成分が方位方向の音響ノイズとなってしまう。このような音響ノイズが、マイクロバブル系造影剤による映像法において問題になりにくいのは、以下の事情によるものと考えられる。

#### 【 0 0 0 8 】

そもそも、安定化マイクロバブル系造影剤からのエコー信号は、マイクロバブルの非線形振動子としての性質を反映して、送信信号の2倍の周波数をもつ第2高調波成分を多く含むので、これを利用して周りの組織からのエコー信号と区別するために、エコー信号から抽出した第2高調波成分により映像化されることが多い。マイクロバブルから発生する第2高調波成分の振幅は、基本波成分の振幅が送信信号の振幅の1乗に比例するのとは異なり、送信信号の振幅の2乗に比例する。従って、基本波成分による映像化の場合に比べて、送信ビームの音響ノイズレベルの重要性が低く、逆に、その主ビーム太さの一様性の重要性が高いと考えられる。送信信号の振幅があるレベルを越えると崩壊するマイクロバブルの性質からも、同様に、送信ビームのうちそのレベルを越える範囲の幅が一様であることが、低レベルの音響ノイズよりも重要であると考えられる。

#### 【 0 0 0 9 】

##### 【 発明が解決しようとする課題 】

前述の報告された従来方式では、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波を、送波口径を構成する各素子について音圧すなわち駆動電圧方向に加算して、各素子の駆動波形を得ている。この方式では、異なる送波焦点に対応する送波信号同士の干渉が起きるので、それによる打ち消しあいを防ぐため、設定する送波焦点の数を数個以上に増やすことはできなかった。その結果、形成される主ビームの幅の超音波伝播方向における一様性に限界があり、また、各素子の送信波形の制御も複雑であった。

#### 【 0 0 1 0 】

本発明では、このような現状を鑑み、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅の主ビームをもつ送信ビームを形成できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

#### 【 0 0 1 1 】

##### 【 課題を解決するための手段 】

本発明の方式では、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を送波口径を構成する各素子ごとに求め、それを遅延時間として実際の送波を行うものである。

#### 【 0 0 1 2 】

遅延時間平均値を求めるときの重みとしては、まず、各送波焦点距離に応じた送波実効口径幅を選び、それを実現する送波口径方向の重みを計算して、次に、これを焦点距離方向に用いる。各送波焦点距離に応じた送波実効口径幅として、送波実効Fナンバーが一定となるように選ぶのが、最も典型的である。しかし、コンベックス・アレイ・トランスデューサによるエコー像のように、超音波走査線同士が並行からややずれている場合には、主ビーム幅が焦点距離の関数として超音波走査線間隔に比例するように、送波実効口径幅を微調整するのが望ましい。このように、各送波焦点距離に対応する送波実効口径幅を設定することにより、送波される波面の曲率は、結果として、送波口径中央部では短い焦点距離の波面に近く、周辺部では長い焦点距離の波面に近くなり、非球面の波面が形成される。

#### 【 0 0 1 3 】

これによって、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅で比較的細い主ビームをもつ送信ビームを、送波口径中の各素子に遅延時間と口径重

10

20

30

40

50

みづけを除き略同一の送波波形を与えることにより形成することができる。

【0014】

このように、本発明の方式では、各素子ごとに送波フォーカスのための遅延時間や重みとしての振幅は変化させるが、波形そのものは変化させないので、異なる送波焦点に対応する送波信号同士の干渉の影響を受けることなく超音波伝播方向に送波焦点を十分に細かく多数設定できる。これにより、主ビーム幅の一樣性がより高い送波ビームを形成できると期待される。また、波形そのものは各素子共通なので、そのような送波ビームを、比較的容易な制御により形成できる。

【0015】

また、これにより、特にマイクロバブル系造影剤を用いた造影超音波撮像に適した超音波診断装置が実現出来る。また、造影剤を用いない撮像においても、撮像速度を犠牲にすることなく、方位分解能が比較的良好な超音波像を形成できる。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例について、図を用いて説明する。

【0017】

図1は、パルスエコー法を基本とする超音波診断装置に本発明を実施した装置の典型的な構成を示すブロック図である。

【0018】

送波フォーカスモード選択部1では、超音波伝播方向に幅が一樣な送波ビームを送信するか、特定の焦点距離付近のみで良好な分解能とS/N比をもつ送波ビームを送信するかを選択する。その選択に基づき、送波フォーカス遅延データ選択部2では、対応する送波フォーカス遅延データと送波口径重みデータとが選択される。

【0019】

送波フォーカス遅延・振幅制御部3では、そのデータに基づき、送波波形に制御された振幅を与えて制御されたタイミングで駆動アンプ4に入力する。その出力は、トランスデューサアレイ6を構成する素子から素子選択スイッチ5により選択された各素子に伝えられ、指向性をもった送波波面が形成される。

【0020】

このようにしてトランスデューサアレイ6から生体へ送り出された送信超音波パルスは、生体組織や造影剤に反射され、その一部が再びトランスデューサアレイ6に戻って来て、これを構成する各素子に受信される。各受波信号のうち、素子選択スイッチ5により選択された素子の各信号は、プリアンプ7により増幅された後、A/D変換され、一旦、受波メモリ8に蓄えられる。

【0021】

より詳細には、プリアンプの直後に、送信からの経過時間に従って増幅率が漸増するよう制御されたTGCアンプを通した後、A/D変換するのが一般的である。これは、生体中を伝播する超音波が、伝播距離にほぼ比例して減衰するのに対応して、受信信号の振幅が、送信からの経過時間にほぼ比例して減少するのを補償して、A/D変換器入り口における信号振幅の大きさを一定の範囲に保つための処理である。これにより、A/D変換における振幅量子化による信号ダイナミックレンジの低下を防ぐ。さらに、これに加えて、A/D変換の前に帯域制限フィルタを通すことにより、A/D変換における時間軸量子化によるエイリアシングを防ぐことができるのは周知の通りである。

【0022】

受波指向性を得るためには、一旦、メモリ8に蓄えられた各素子の受波信号に、各素子の位置に応じた一種の遅延を与えた後に互いに加算して収束効果を得る必要がある。受波フォーカス遅延加算部9では、その処理を行う。各素子の信号に与えるべき遅延時間の最適値は、受波焦点距離により変化する。

【0023】

また、良好なパルスエコー像を得るための受波焦点距離の最適値は、送信からの経過時間

10

20

30

40

50

と音速に比例して長くなる。従って、各素子の信号に与える遅延時間を送信からの経過時間に応じて変化させるダイナミックフォーカス受信方式を用いることが望ましい。この方式は、図1に示したような、各素子の受波信号を一旦メモリに書き込んでから再び読み出して互いに加算する構成であれば、読み出し時あるいは書き込み時の制御により、比較的容易に実現することができる。

#### 【0024】

一般の超音波診断装置のBモードでは、受波収束のための遅延加算により得られた信号から、検波処理により振幅を求め、これを対数的に圧縮して表示信号とする。この処理は、図中の表示信号選択生成部12において行い、これをスキャンコンバータ13で2次元像あるいは場合によっては3次元像に変換し、CRTあるいは場合によっては液晶による表示器14に表示する。

10

#### 【0025】

また、ハーモニックイメージング法では、受波収束のための遅延加算により得られた信号から着目信号成分抽出部11により非線形成分を抽出して、この成分について同様の処理をして表示信号とする。これにより、生体組織に比較して非線形反射能の大きな安定化マイクロバブル系造影剤の分布を強調したパルスエコー像を得ることができる。

#### 【0026】

このハーモニックイメージング法の最も基本的な方式では、非線形効果で生じた高調波を帯域通過フィルタにより基本波と分離して抽出する。帯域通過フィルタに依存しない非線形成分抽出法には、パルス反転法と振幅変調法がある。振幅変調法では、振幅を複数通りに変えて送波する。非線形成分抽出には、受波エコー線形成分の振幅は送波振幅に比例するが、非線形成分の振幅は送波振幅に比例しないことを原理として用いる。2通りの振幅を用いる場合を例に説明すると、第1の振幅a1で送波することにより得られた受波収束後の信号を一旦受波フォーカス後信号メモリ10に記録し、第2の振幅a2で送波することにより得られた受波収束後の信号をa1/a2倍して、メモリ10に記録した信号との差分をとることにより、線形成分を消去し、非線形成分を抽出する。通常の振幅変調法では、a1とa2は正の実数である。一方、a1とa2として符号を反転した絶対値が等しい実数のペアを用いるのがパルス反転法であるといえる。

20

#### 【0027】

以下では、超音波伝播方向に幅が一様な送波ビームを送信するときに、送波フォーカス遅延データ選択部2で選択される、送波フォーカス遅延データと送波口径重みデータの計算方法について詳しく説明する。送信超音波周波数2MHzのリニア・アレイ・トランスデューサによる撮像において、焦点距離20mmから100mmの範囲で一様な幅をもつ主ビームを形成する場合を一例として説明する。

30

#### 【0028】

距離20mmから100mmまで1mmという十分に細かい間隔で多数の焦点距離を設定し、各焦点距離Lに対応して送波口径中のn番目の素子に与える口径重み $An(L)$ を計算する。

#### 【0029】

図2には、例として、 $An(20mm)$ と $An(100mm)$ を送波口径上座標の関数としてプロットした。口径重み関数としては、フーリエ変換により形状が変化しないため伝播中の回折によっても形状が変化することがないという好ましい特性をもつガウス関数を選び、その2つの変曲点の間隔で定義したFナンバーが6となるような幅を、各焦点距離Lに対応して選択した。

40

#### 【0030】

次に、各焦点距離Lについて送波フォーカスのために各素子に与える遅延時間 $Tn(L)$ をもとに、ここで計算した口径重み $An(L)$ を用いて、各素子について次式のように重みつき平均値 $Un$ (送波遅延時間)を求め、この遅延時間を超音波パルスの送信に用いる。

#### 【0031】

$$Un = \frac{Tn(L) An(L) dL}{\int An(L) dL} \quad (1)$$

50

超音波パルスの送信に用いる口径重みづけは、上記数式(1)の右辺分母を規格化した $B_n$ (送波口径重み)を次式のように求めて用いるのが自然である。

【0032】

$$B_n = A_n(L) dL / dL \quad (2)$$

図3には、このようにして求めた非球面フォーカスによる送波遅延時間 $U_n$ を焦点距離60mmと80mmの通常の球面フォーカスによる送波遅延時間 $T_n(60mm)$ と $T_n(80mm)$ と比較してプロットした。ただし、縦軸は、音速をかけて伝播距離に換算した。全体としての曲率半径は $T_n(80mm)$ よりさらに大きい、中央部の曲率半径は $T_n(60mm)$ よりむしろ小さくなっている。

【0033】

また、図4には、上記のようにして求めた送波口径重み $B_n$ をガウス関数口径重み $A_n(60mm)$ と比較してプロットした。中央部の重みは似ているが、裾がより広がっている。

【0034】

図5には、このようにして求めた非球面フォーカスによる送波遅延時間 $U_n$ と送波口径重み $B_n$ を用いて周波数2MHzの超音波を送信したときに形成される送波ビームを数値計算シミュレーションにより求め、1dBきざみの等高線図として、伝播方向の各距離における超音波振幅の最大値から-10dBの範囲をプロットした。48mmの送波口径を用いて伝播距離20mmから140mmの範囲で一様な幅をもつ主ビームを形成する場合について、変曲点間隔で定義したFナンバーが5となるような幅のガウス関数の重みを各焦点距離に与えて求めた $U_n$ と $B_n$ を適用した。

【0035】

また、図6には、通常の球面フォーカスによる焦点距離70mmの送波ビームを同様にプロットした。送波口径重みは、同じく、変曲点間隔で定義したFナンバーが5となるような幅のガウス関数を用いた。こうすることにより、口径中央部の最大送波振幅を共通としながら、送波ビーム内で積分した超音波パワーをほぼ等しくすることができた。

【0036】

図6の送波ビームは、焦点距離20mmと120mmにおける主ビーム幅が、焦点距離70mmにおける幅の3倍程度まで広がってしまっているのに対し、図5では、距離20mmから130mmにわたってほぼ一様な幅の送波ビームが本発明の方法を適用することにより形成されている。

【0037】

しかしながら、図5の主ビーム幅には、伝播方向にわずかなリップルが見られる。これは、上記のようにして送波口径重み $B_n$ を限られた送波口径幅48mmで打ち切ったため、口径の端に送波重みの段差を生じたためである。そこで、口径の端でちょうど重みがゼロとなるハニング関数に、送波ビーム内で積分した超音波パワーがほぼ等しくなるような幅のガウス関数を乗じて、図7のような送波口径重み関数を生成し、 $B_n$ に代えて用いると、図8のような送波ビームを形成できる。図5のようなリップルがなく滑らかなビームが、距離20mmから140mmにわたって形成されている。

【0038】

これに加えて、送波遅延時間 $U_n$ を生成するために $T_n$ に与える口径重み関数 $A_n$ として、ガウス関数に代え、図9のようなハニング関数が最大値をとる中央部に平坦部分を設けた平頭ハニング関数に対して焦点距離に反比例する重みを与えて用いると、図10のような送波ビームを形成できる。ここでは、平頭ハニング関数全幅の中央部1/3を平坦とし、これに変曲点間隔すなわち半値幅で定義したFナンバーが3となるような幅を与えた。これにより、 $A_n$ の面積は、焦点距離によらず一定となっている。これらの結果、距離20mmから140mmにわたって主ビーム幅の一様性が高い送波ビームが形成されている。

【0039】

なお、上記実施例では、送波ビーム幅をトランスジューサからの距離20mmから140mmまでの範囲にわたって一様にする場合について述べたが、本発明はこれに限定されない。複数セットの非球面フォーカスデータを記録しておき、それを任意に読み出して送波

10

20

30

40

50

制御データとして用いる構成とすることにより、かかる範囲を診断目的に応じて可変とすることが容易である。

【0040】

また、これまで述べてきた本発明に基づく送波波面の波形は、次のようにして計測できる。例えば、針状ハイドロホン2本を水中に没したトランスジューサアレイ表面の直近に置き、トランスジューサアレイから発せられた送波パルスを受信して観察する。このとき、針状ハイドロホン2本のうち1本を少しずつアレイ配列方向に移動しながら送波パルスを受信し、針状ハイドロホン2本による受信波形の時間差を移動量の関数として記録することにより、送波波面の曲率を計測することができる。

【0041】

以上述べたように、本発明は、超音波伝播方向に複数設定した送波焦点をそれぞれ形成する送信パルス波について、各焦点距離に対応する複数の送波遅延時間の重みづけ平均値を送波口径を構成する各素子ごとに求め、これを遅延時間として送波を行う。送波される波面の曲率は、結果として、送波口径中央部では短い焦点距離の波面に近く、周辺部では長い焦点距離の波面に近くなり、非球面の波面が形成される。これによって、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅で比較的細い主ビームをもつ送信ビームを、送波口径中の各素子に遅延時間と口径重みづけを除き略同一の送波波形を与えることにより形成することができる。

【0042】

また、これにより、特にマイクロバブル系造影剤を用いた造影超音波撮像に適した超音波診断装置が実現出来る。また、造影剤を用いない撮像においても、撮像速度を犠牲にすることなく、方位分解能が比較的良好な超音波像を形成できる。

【0043】

【発明の効果】

本発明は、1回の超音波パルスの送信で、超音波伝播方向の広い範囲にわたって一様な幅の主ビームをもつ送信ビームを形成し得る超音波診断装置を実現するものである。従って、本発明による医療ならびに工業における意義は大きいといえることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例になる超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】重みづけ平均遅延時間の計算に用いる送波口径重み関数の例を示す図。

【図3】重みづけ平均により求めた非球面フォーカスによる送波遅延時間を示す図。

【図4】重みづけ平均により求めた非球面フォーカスにおける送波口径重みを示す図。

【図5】非球面フォーカスによる送波遅延時間と送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される本発明による送波ビームを示す図。

【図6】球面フォーカスによる送波遅延時間とガウス関数型の送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される従来技術による送波ビームを示す図。

【図7】送波口径の端にゼロ点をもつハニング関数にガウス関数を乗じて得られる送波口径重み関数を示す図。

【図8】非球面フォーカスによる送波遅延時間と図7の送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される本発明による送波ビームを示す図。

【図9】重みづけ平均遅延時間の計算に用いる送波口径重み関数の他の一例を示す図。

【図10】図9の送波口径重み関数を用いて計算した非球面送波遅延時間と図7の送波口径重みを用いて超音波を送信したときに形成される本発明の非球面フォーカスによる送波ビームを示す図。

【符号の説明】

1 ... 送波フォーカスモード選択部、2 ... 送波フォーカス遅延データ選択部、3 ... 送波フォーカス遅延・振幅制御部、4 ... 駆動アンプ、5 ... 素子選択スイッチ、6 ... アレイ型トランスデューサ、7 ... プリアンプ、TGCアンプ、及びA/D変換器、8 ... 受波メモリ、9 ... 受波フォーカス遅延加算部、10 ... 受波フォーカス後時系列信号メモリ、11 ... 着目信号成分抽出部、12 ... 表示信号選択生成部、13 ... スキャンコンバータ、14 ... 表示器。

10

20

30

40

50

【 図 1 】

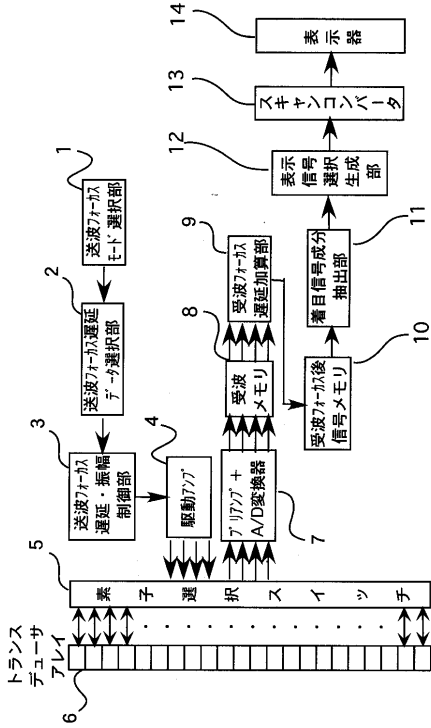


図 1

【 図 2 】

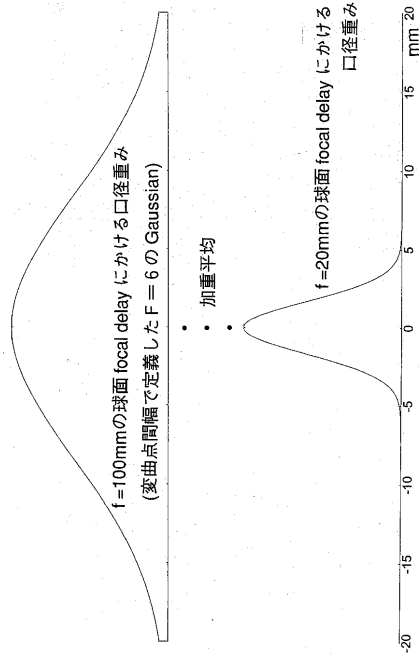


図 2

【 図 3 】

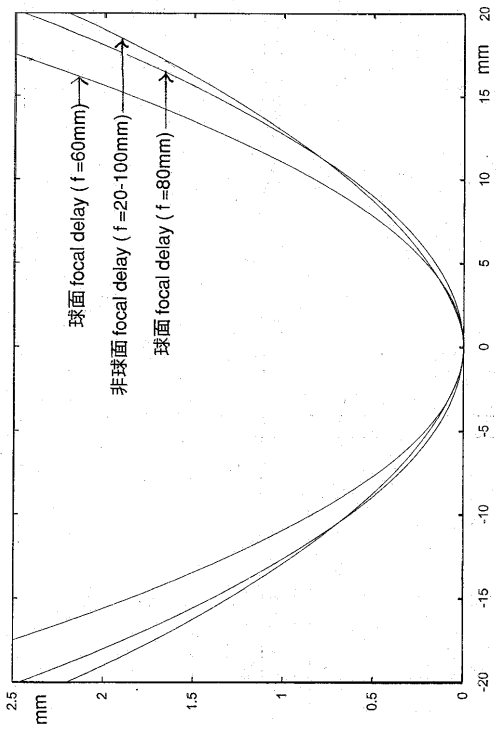


図 3

【 図 4 】

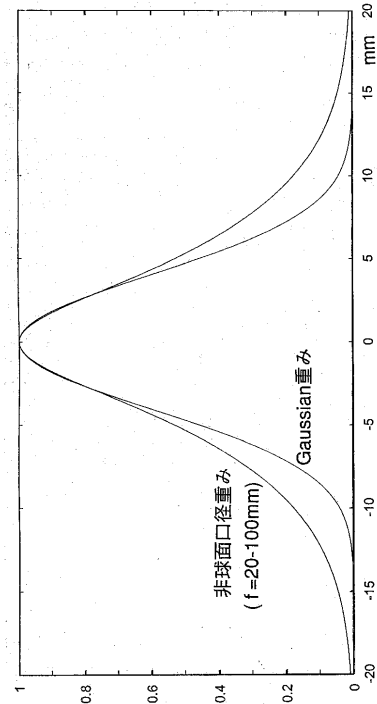
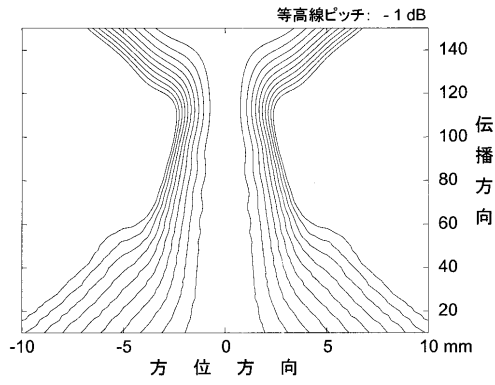


図 4

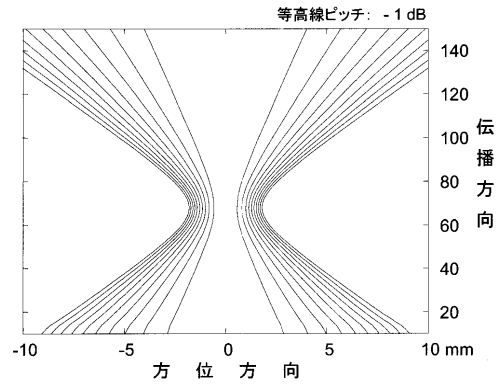
【 図 5 】

図 5



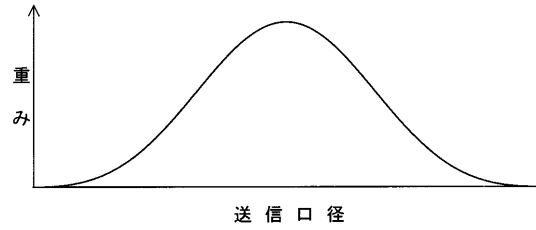
【 図 6 】

図 6



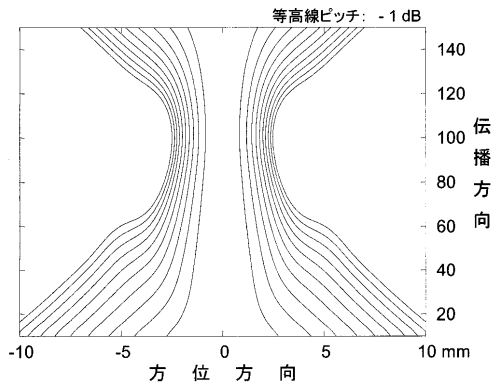
【 図 7 】

図 7



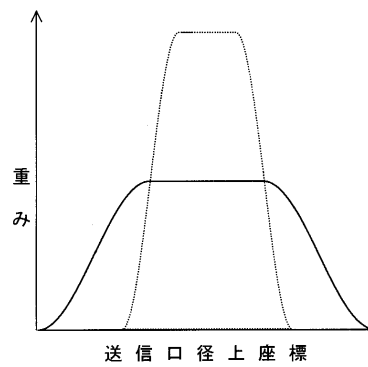
【 図 8 】

図 8



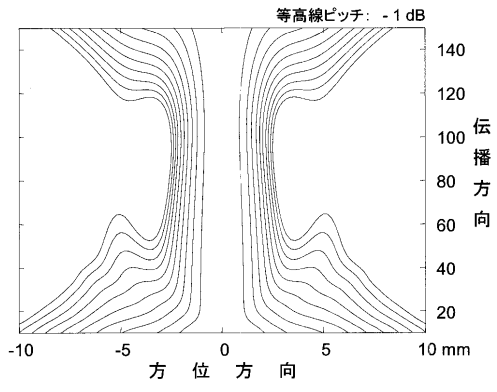
【 図 9 】

図 9



【 図 1 0 】

図 1 0



---

フロントページの続き

- (72)発明者 東 隆  
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内
- (72)発明者 杉山 隆司  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 栗原 浩  
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開昭55 - 26976 ( J P , A )  
特開昭57 - 66746 ( J P , A )  
特開昭59 - 168845 ( J P , A )  
特開平4 - 108439 ( J P , A )  
特開平6 - 114056 ( J P , A )  
特開平8 - 38473 ( J P , A )  
特開平10 - 155793 ( J P , A )  
特開2000 - 41980 ( J P , A )  
特開2001 - 128971 ( J P , A )  
特開2001 - 245889 ( J P , A )  
米国特許第5608690 ( U S , A )  
Johan-Fredrik Synnevag et al , Non-linear propagation of limited diffraction beams , Proceedings. IEEE Ultrasonics Symposium , 1998年10月 , vol.2 , 1885-1888

- (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)  
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4022393B2</a>	公开(公告)日	2007-12-19
申请号	JP2001378074	申请日	2001-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	梅村晋一郎 三和祐一 東隆 杉山隆司 栗原浩		
发明人	梅村 晋一郎 三和 祐一 東 隆 杉山 隆司 栗原 浩		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/26 G01S7/52 G10K11/34		
CPC分类号	A61B8/481 G01S7/5202 G01S7/52026 G01S7/52038 G01S7/52047 G01S15/8963 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/26.503		
F-TERM分类号	2G047/EA02 2G047/EA07 2G047/GF18 4C301/EE02 4C301/EE07 4C301/HH26 4C301/HH31 4C601/DE06 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH27 4C601/JB01 4C601/JB48		
代理人(译)	小川胜男		
其他公开文献	JP2003175038A JP2003175038A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

甲在超声波脉冲，超声波诊断装置，其能够形成具有在宽范围内的超声波传播方向的均匀宽度的主波束的发送波束的传输。甲发射焦点，其中多个设置为用于发射脉冲波超声波传播方向，以分别形成，每个元件形成多个发送对应于每一个焦距的延迟时间的发射孔径加权平均并且使用其作为延迟时间来执行实际传输。重量确定延迟时间平均值时，首先，选择对应于每个发射有效直径宽度发送焦距，以计算发射孔径方向的权重来实现，然后将其用于焦距方向。波阵面发射的曲率，结果，接近发射直径中央部短焦距的波阵面，变得接近在外围具有长焦距的波阵面，形成非球面表面的波前。这使得可以通过发射一个超声波脉冲在超声波传播方向上在宽范围内形成具有相对窄的主光束的传输光束，该主光束具有均匀的宽度。

【图 3】

