

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4260920号  
(P4260920)

(45) 発行日 平成21年4月30日(2009.4.30)

(24) 登録日 平成21年2月20日(2009.2.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平10-130430  
(22) 出願日 平成10年5月13日(1998.5.13)  
(65) 公開番号 特開平11-318889  
(43) 公開日 平成11年11月24日(1999.11.24)  
審査請求日 平成17年4月21日(2005.4.21)

前置審査

(73) 特許権者 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(74) 代理人 100058479  
弁理士 鈴江 武彦  
(74) 代理人 100091351  
弁理士 河野 哲  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男  
(74) 代理人 100070437  
弁理士 河井 将次

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】

超音波プローブと、  
前記超音波プローブを駆動して被検体内の領域を超音波で走査する送受信手段と、  
前記送受信手段により得られた受信信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを具備し、

前記超音波プローブは、複数の振動子が2次元状に配列された2次元アレイ型のプローブであり、

前記送受信手段は、超音波を多方向に同時に送信するものであって、前記2次元状に配列された振動子をランダムに分けた複数のグループから別々な方向に同時に超音波ビームが送信されるように前記超音波プローブを駆動し、

前記画像生成手段は、前記多方向への送信のうちのいずれの方向への送信による受信信号であるかを区別することなく受信したのち、方向毎に異なる遅延をかけて加算合成処理を行い、方向毎に区別した信号により前記画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体の内部の3次元領域を超音波で走査し、得られた受信信号からリアルタイムで3次元画像を生成し表示する超音波診断装置に関する。

10

20

## 【 0 0 0 2 】

## 【従来の技術】

被検体内部の 3 次元領域を超音波で走査するいわゆる 3 次元スキャンの方法については、以下の 2 つに大別できる。一つ目の方法は、複数の振動子が 2 次元的に配列されている 2 次元アレイ型プローブを使って、遅延操作による偏向のみで超音波ビームを縦横に振って 3 次元的にスキャンする方法で、一方、2 つ目は、スライス方向の分割数が比較的少ない簡易な 2 次元アレイ型プローブをスライス方向に機械的に首振りさせることで、3 次元スキャンを実現する方法である。

## 【 0 0 0 3 】

いずれの方法であっても、3 次元領域全体の走査を短時間のうちに終わらせて、リアルタイム性を高めるために、太い円錐状又は多角錐状に超音波ビームを送信させて、多方向からのエコーを同時に受信するいわゆる多方向同時受信（同時に多方向に受信ビームを形成する）が不可欠とされている。

10

## 【 0 0 0 4 】

このようなリアルタイムの 3 次元映像法の臨床的な応用として最も期待されているのは、循環器、特に心臓の診断分野においてである。つまり、心臓心筋の内膜や外膜等を検出して、その立体的な形態の動きを観察でき、また、収集した 3 次元画像から心腔内の容積等の測定も可能となり、非常に心臓診断に効果的な情報を提供することができるものである。

## 【 0 0 0 5 】

しかしながら、周知の通り、超音波の画像はアーティファクトが多くて、非常に画質が悪く、上述した内膜や外膜を精度よく抽出できず、この精度の低さを、読影する医師の観察力の優秀さで補っているのが現状である。

20

## 【 0 0 0 6 】

さらに、アーチファクトの現れ方も個人差が大きく、内膜や外膜の抽出能が低過ぎて医師の観察力では補えないこともしばしばで、結局、アーチファクトの比較的少ないある限られた少数の患者に対してのみしか 3 次元映像法は適用できない。

## 【 0 0 0 7 】

## 【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、超音波診断装置でのリアルタイムの 3 次元映像法において、画像のアーチファクトを軽減することにより、3 次元画像の画質及び信頼性を高めることである。

30

## 【 0 0 0 8 】

## 【課題を解決するための手段】

本発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動して被検体内の領域を超音波で走査する送受信手段と、前記送受信手段により得られた受信信号に基づいて画像を生成する画像生成手段とを具備し、前記超音波プローブは、複数の振動子が 2 次元状に配列された 2 次元アレイ型のプローブであり、前記送受信手段は、超音波を多方向に同時に送信するものであって、前記 2 次元状に配列された振動子をランダムに分けた複数のグループから別々な方向に同時に超音波ビームが送信されるように前記超音波プローブを駆動し、

前記画像生成手段は、前記多方向への送信のうちのいずれの方向への送信による受信信号であるかを区別することなく受信したのち、方向毎に異なる遅延をかけて加算合成処理を行い、方向毎に区別した信号により前記画像を生成する。

40

## 【 0 0 0 9 】

## 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して、本発明を好ましい実施形態により説明する。図 1 に実施形態を示す。超音波プローブ 14 の先端部分には、図 2 に示すように、電気信号と音響信号とを相互変換するための複数の振動子が 2 次元状（スライス方向 X とアレイ方向 Y）に配列されている。このプローブ 14 には、送信時には高圧スイッチ 13 を介してパルサ 12 が接続され、受信時には高圧スイッチ 13 を介してプリアンプ 21 が接続される。

## 【 0 0 1 0 】

50

パルス 12 は、送信制御部 11 から振動子毎に送られてくる周波数  $f_0$  の高周波パルスを増幅し、増幅された電圧パルスをそれぞれ対応するプローブ 14 の振動子に印加する。各振動子では電圧パルスを受けるとその周波数  $f_0$  で機械的に振動し、その周波数  $f_0$  を中心として若干広がった周波数スペクトラムを有する超音波を発生する。超音波の中心周波数を決定する高周波パルスの周波数  $f_0$  は、周波数制御部 32 からの情報に従って送信制御部 11 によって、組織ハーモニック映像法に最適な、つまり生体内で高調波を効果的に発生する周波数に調整される。

#### 【0011】

また、超音波をビーム状に収束させ、またその超音波ビームを所望の方向に送信するには、各振動子を駆動するタイミング、つまり各振動子に電圧パルスを印加するタイミングを  
10  
少しづつずらすといういわゆる遅延をかけなければならないが、この遅延操作は遅延制御部 31 からの遅延情報に従って送信制御部 11 により制御される。なお、この遅延操作に関しては、本発明の重要な部分であり、後で詳細に説明する。

#### 【0012】

被検体の体内から返ってきた超音波のエコーは、送信時とは逆に、各振動子を機械的に振動させ、微弱な電気信号を発生させる。これらの微弱な信号は、高压スイッチ 13 を介してプリアンプ 21 で個別に増幅され、そしてデジタルアナログ変換器 22 で個別にデジタル信号に変換された後、デジタルビームフォーマ 23 に送られる。デジタルビームフォーマ 23 は、近年主流を占めている多段フォーカスや多方向同時受信には不可欠な回路であり、焦点毎及び方向毎に遅延操作をかけてから各デジタル信号を加算し、受信  
20  
方向の異なる複数の受信信号を平行に作成できるものである。

#### 【0013】

バンドパスフィルタ 24 は、図 3 (a), (b) に示すように、中心周波数  $f_0$  の整数倍、ここでは 2 倍の周波数を中心とした所定の帯域に通過帯域が設定されていて、デジタルビームフォーマ 23 で作成された受信信号から、それに含まれている二次高調波成分を抽出する。3 次元再構成部 25 は、高調波信号の包絡線を検波し、対数増幅し、さらに振幅輝度変換を行う通常の B モード処理と同様の処理部分と、ここで得られた 3 次元領域分の輝度信号から、指定された臓器、例えば心臓の心筋の内膜や外膜を抽出し、この結果から内膜や外膜のサーフェス又はワイヤフレーム等の 3 次元画像を再構成する部分とからなる。ここで再構成された 3 次元画像は、図示しないデジタルスキャンコンバータを介してモニタ 26 に擬似的な立体画像として表示される。  
30

#### 【0014】

上述したように、本発明では、3 次元映像法に組織ハーモニック法を適用させたことを最大の特徴とするものであり、これにより所期の目的であるところの画像のアーチファクトを軽減し、これにより 3 次元画像の画質及び信頼性を高めることを達成するものである。

#### 【0015】

まず、なぜ、組織ハーモニック法を使うと、画質が向上し得るのか、その理由について説明する。プローブ 14 から発せられた超音波の波形が生体内を伝搬するにしたがって、徐々に波形が歪んでいく。これは、図 4 に示すように、粗密波である超音波が伝搬する課程で、圧力（音圧）が高い所では、音速が若干早くなり、圧力が低い所では、逆に遅くなる  
40  
ことに起因している。この現象は、非線形伝搬と称されており、この非線形伝搬現象によって波形が歪むことによって、中心周波数  $f_0$  の整数倍の周波数成分、つまりハーモニック成分（高調波成分）が発生する。通常、組織ハーモニック映像法では、比較的高い振幅が維持されている中心周波数  $f_0$  の 2 倍の二次高調波成分を用いて映像化が行われている。

#### 【0016】

このような高調波の発生過程を考えると、波形の歪みが大きくなる比較的高い音圧の部分で高調波が効果的に発生することが分かる。従って、高調波ビームは、図 5 の斜線部のように、音圧の高い送信音場の中心付近で非常にシャープに形成される。また、中心周波数  $f_0$  の基本波によるサイドローブは、比較的低い音圧が低いことので、そこからは高調波は殆  
50

ど発生しない。従って、二次高調波によるサイドローブは無視できるほどに低い。以上より、二次高調波を用いることにより、非常にシャープで細いビームを実現できるので、アーチファクトは劇的に減少し、それに伴って画質は格段に向上する。

【 0 0 1 7 】

また、リアルタイムの3次元映像法では、1回の送信に対して多方向からエコーを受信する必要がある、このために比較的太いビームを送信する必要がある。ここで考慮しなければならないのは、高調波の発生原理であり、つまり高調波は比較的高い音圧のところで効果的に発生するが、比較的低い音圧のところではあまり発生しないので、中心周波数  $f_0$ 。付近の基本波を映像化する一般的な超音波イメージングの場合よりも、振動子に高い電圧を印加するか、又は強いフォーカスをかけて、高い音圧の超音波を生体内で生じさせなら

10

【 0 0 1 8 】

太いビームを得るために、焦点深度を深くするような遅延操作が一般的である。しかし、生体内構造は多様であり、音速特性は不均一である。この不均一性が音響に対するレンズ効果を発揮して、図6に破線で示しているように、超音波ビームが遅延操作で予定したよりも過度に収束してしまう可能性がある。このような予定外の過度な収束が発生した場合には、特に、高い音圧で送信することが要求される組織ハーモニック法では、生体に局部的に音圧の高い部分ができるしまう可能性があり、規制されている音響パワーを越えてしま

20

【 0 0 1 9 】

次にこのようなことを回避するには、以下に示す方法が好適である。超音波プローブ14の振動子の2次元アレイを、図7に示すように、例えば同数の振動子からなる4つのグループに分化する。ここでは、規則的に、グループ1として、奇数行奇数列におかれている複数の振動子から構成し、グループ2として、奇数行偶数列におかれている複数の振動子から構成し、グループ3として、偶数行奇数列におかれている複数の振動子から構成し、さらにグループ4としては、偶数行偶数列におかれている複数の振動子から構成している。

【 0 0 2 0 】

これらのグループは、遅延操作上のユニットであり、この4つのグループから別々な方向に、つまり図9に示すように4方向に超音波ビームが同時に送信されるように、図8(a)に示すように列方向Xに関する遅延パターンを奇数列と偶数列とで変え、また、図8(b)に示すように行方向Yに関する遅延パターンを奇数行と偶数行とで変えるようになっている。

30

【 0 0 2 1 】

このように2次元アレイの全振動子で太い1本の超音波ビームを送信するのではなく、2次元アレイの全振動子を複数、ここでは4つのグループに分けてグループ毎に別々の方向に超音波ビームを送信するようにしたことで、装置側の遅延パターンと、生体内での遅延パターンとの重なりによって、強いレンズ効果が発揮され、局部的に高音圧の部分が生じることはない。ここで、図10には、装置側の遅延パターンと重なり合って強いレンズ効果が発揮されてしまうような生体内での遅延パターンを示している。図10(a)に示すように、グループ化しないで1本の太い超音波ビームを送信する場合、装置側の遅延パターンと重なり合ってレンズ効果を発揮するのに必要な生体内の遅延パターンとしては、開口中心に向かって遅延時間が少しずつ長くなるような緩やかに変化する単調な形状が必要とされる。このような単調な形状は、生体内で存在する可能性があり、従って局部的に高音圧の部分が生じる可能性はゼロとは言えない。

40

【 0 0 2 2 】

一方、本発明のように、2次元アレイの振動子をグループ化して、多方向に超音波ビームを同時送信する場合、装置側の遅延パターンと重なり合ってレンズ効果を発揮するの

50

要な生体内の遅延パターンとしては、図10(a)のように緩やかに変化する単調な形状ではなく、図10(b)に示すように、遅延時間が空間的に非常に激しく且つ規則的に変化する複雑な形状が必要になる。このような遅延時間が激しく且つ規則的に変化するような複雑な遅延パターンが、生体内で存在する可能性は殆ど無く、従って、局部的に高音圧の部分が生じる可能性は殆どゼロに等しいものである。

#### 【0023】

なお、ここで確認のため、受信のビームフォーミングについても簡単に述べる。送信時にはグループ分けして、グループ毎に異なる遅延操作をかけて、ビームの方向を相違させていたが、受信にはこのグループ化の概念は導入する必要はなく、全ての振動子から得られた受信信号を用いてビームフォーミングにより、複数の方向から受信すればよい。

10

#### 【0024】

ここで、このように振動子アレイを規則的にグループに分けると、振動子の間隔が実質的に拡大する。振動子の間隔が拡大すると出てくる問題は、図11(a)、(b)に示すように、グレーティングローブである。周知の通り、グレーティングローブは、振動子の間隔をPとすると、メインローブの中心から $1/P$ の距離に生じるので、グループ分けして同じグループ内の振動子の間隔が広がると、グレーティングローブがメインローブの中心に近くなりアーチファクトの原因となりかねない。

#### 【0025】

ただし、グレーティングローブはメインローブよりも音圧が低いので、グレーティングローブにより発生する高調波の発生は少ないと考えられる。しかし、リアルタイム性を向上させるために、同時受信方向の数を増やし、最低でも、十数方向から同時にエコーを受信する場合には、グループ数も増えるし、それに伴って同じグループ内の振動子の間隔も広がるため、グレーティングローブも十分問題となる可能性もある。

20

#### 【0026】

このような場合、グレーティングローブを軽減するために、例えば、図12に示すように、振動子アレイを不規則にただし同数でグループ分けすることが考えられる。この場合には、振動子の間隔が不定になって、グレーティングローブは1ヶ所に集中して発生するのではなく、図13に波線で示すように空間的に分散して発生するようになる。このようにグレーティングローブを分散させても、一般的なイメージングでは、メインローブ以外のエネルギーの総量は相変わらず大きいのでそれほどの効果は期待できないが、組織ハーモニク法においては、メインローブ以外の所に音圧の強い部分を作らないようにすることにより、メインローブ以外からのハーモニク成分の発生を押さえ、アーティファクトの少ない画像を得ることができる。

30

なお、本発明は、上述した実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能である。

#### 【0027】

##### 【発明の効果】

本発明によれば、超音波診断装置でのリアルタイム3次元映像法において、画像のアーチファクトを軽減することにより、3次元画像の画質及び信頼性を高めることができる。

##### 【図面の簡単な説明】

40

【図1】本発明の一実施形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1の超音波プローブの振動子配列を示す図。

【図3】図1のバンドパスフィルタのフィルタ特性図。

【図4】高調波成分の発生原理の説明図。

【図5】高調波成分が多く発生する領域を示す模式図。

【図6】生体内のレンズ効果により角の収束された超音波ビームを示す図。

【図7】図1の超音波プローブの振動子アレイの4つのグループを示す図。

【図8】(a)は列方向に関して奇数列と偶数列とで別々にかかる遅延パターンを示す図、(b)は行方向に関して奇数行と偶数行とで別々にかかる遅延パターンを示す図。

【図9】本実施形態により超音波プローブの振動子アレイの4つのグループから4方向に

50

同時に送信される超音波ビームを示す模式図。

【図 1 0】( a ) は 1 本の太い超音波ビームを送信する場合に装置側の遅延パターンと重なり合って強いレンズ効果が発揮されてしまうような生体内での遅延パターンを示す図、( b ) は超音波ビームを多方向に同時に送信する場合に装置側の遅延パターンと重なり合って強いレンズ効果が発揮されてしまうような生体内での遅延パターンを示す図。

【図 1 1】( a ) は 1 次元の音圧分布からみたグレーティングローブを示す図、( b ) は音圧の等高線からみたグレーティングローブを示す図。

【図 1 2】図 1 の超音波プローブの振動子アレイを不規則的に分けた 4 つのグループを示す図。

【図 1 3】図 1 2 のランダムなグループ分けによりグレーティングローブが空間的に分散する様子を 1 次元の音圧分布から示す図。

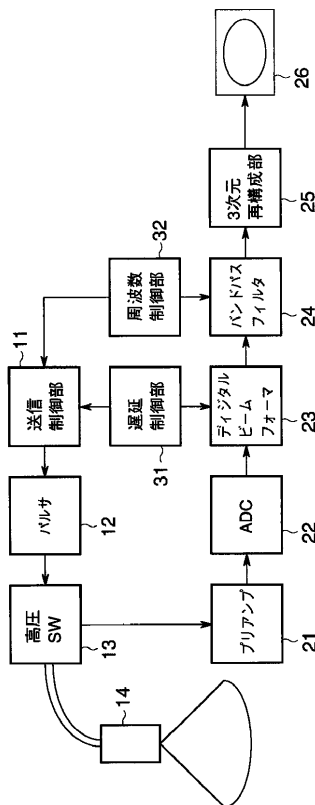
10

【符号の説明】

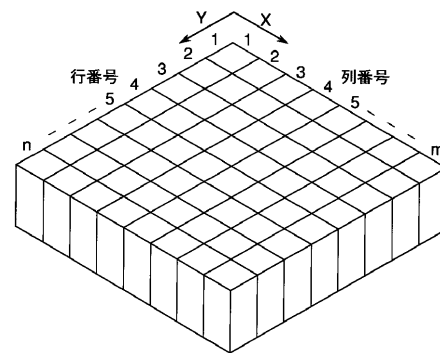
- 1 1 ... 送信制御部、
- 1 2 ... パルサ、
- 1 3 ... 高圧スイッチ、
- 1 4 ... 2 次元アレイ型超音波プローブ、
- 2 1 ... プリアンプ、
- 2 2 ... アナログデジタル変換器、
- 2 3 ... デジタルビームフォーマ、
- 2 4 ... バンドパスフィルタ、
- 2 5 ... 3 次元再構成部、
- 2 6 ... モニタ、
- 3 1 ... 遅延制御部、
- 3 2 ... 周波数制御部。

20

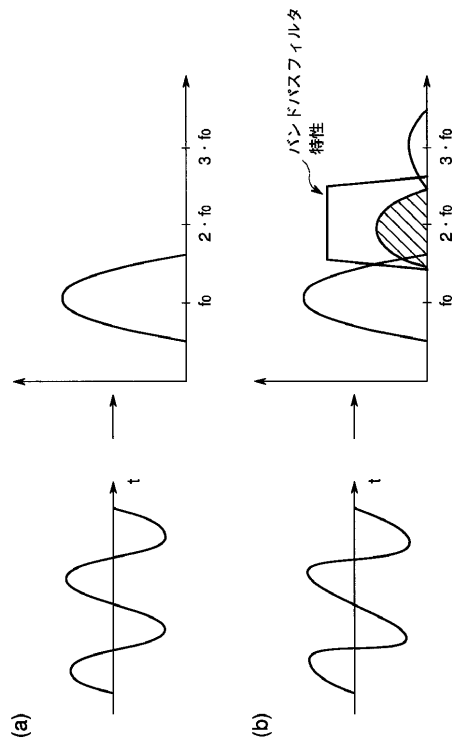
【図 1】



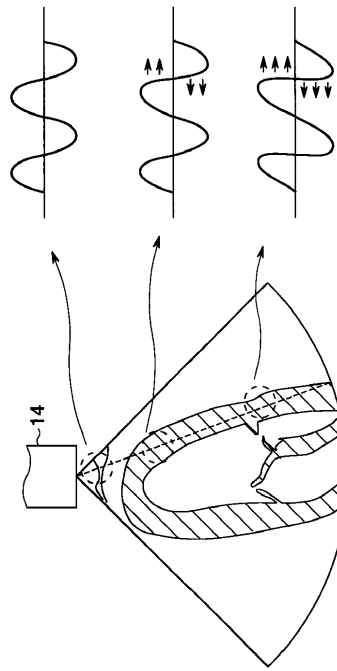
【図 2】



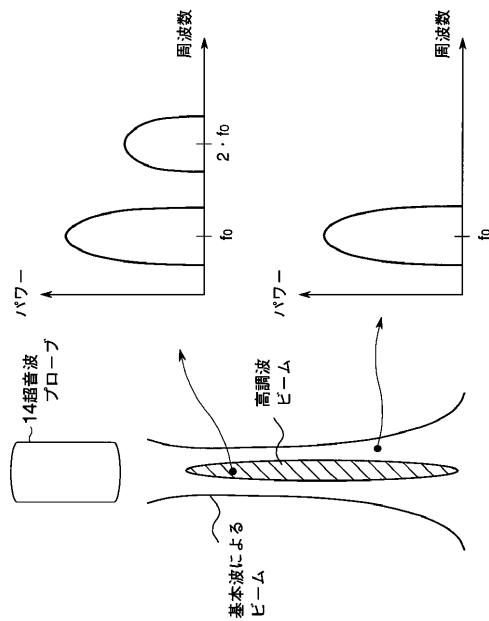
【図 3】



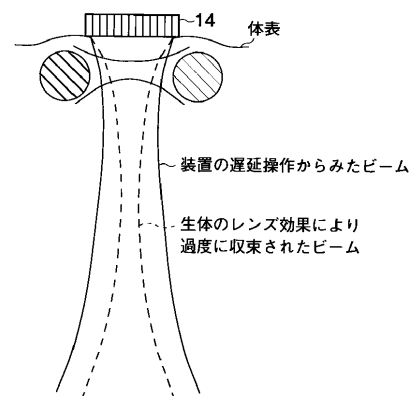
【図 4】



【図 5】



【図 6】

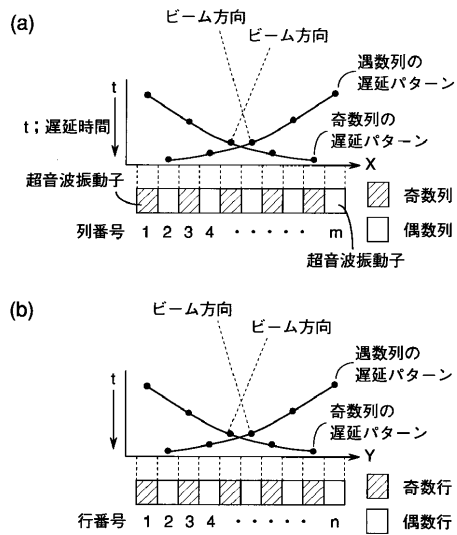


【図 7】

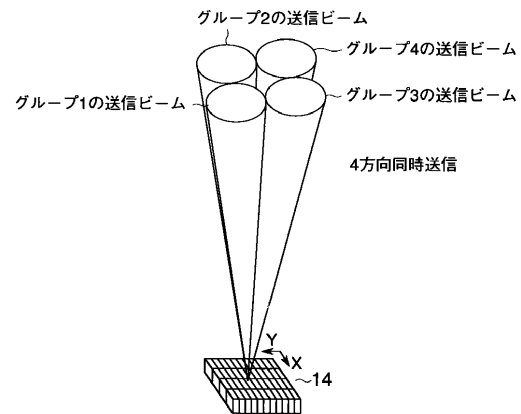
行 番 号	列番号													m
	1	2	3	4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
1	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
2	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4
3	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4
5	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
6	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4
7	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
8	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4
9	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
10	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4	3	4

グループ1: 奇数行奇数列  
2: 奇数行偶数列  
3: 偶数行奇数列  
4: 偶数行偶数列

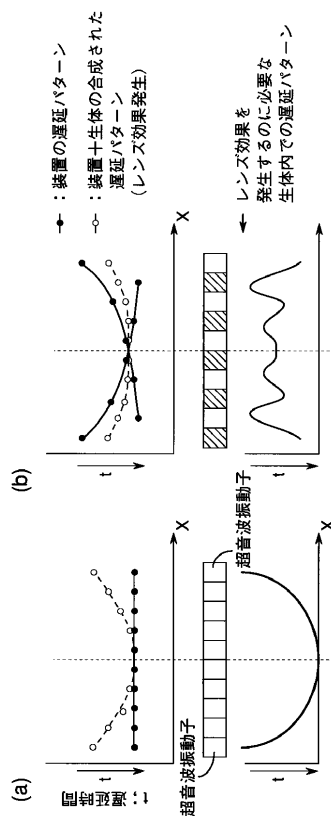
【図 8】



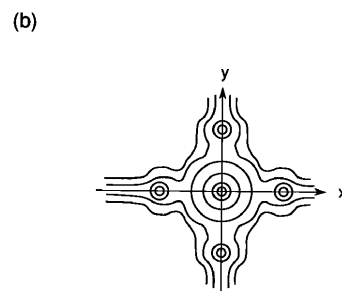
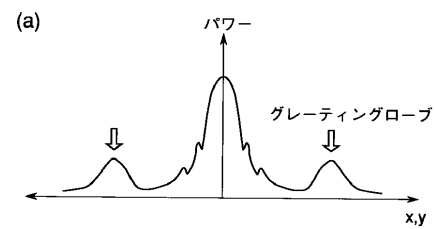
【図 9】



【図 10】



【図 11】

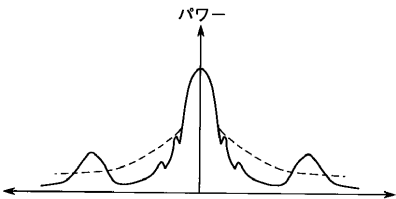




【図 1 2】

		列番号											
		1	2	3	4	-	-	-	-	-	-	m	
行番号	1	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2		
	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		
	3	2	1	3	4	2	1	3	4	2	1		
	4	4	3	1	2	4	3	1	2	4	3		
	1	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2		
	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		
	3	2	1	3	4	2	1	3	4	2	1		
	4	4	3	1	2	4	3	1	2	4	3		
	1	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2		
	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4		

【図 1 3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 神田 良一

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平07-020107(JP,A)

特開平08-024257(JP,A)

特開平09-164138(JP,A)

特開平09-131344(JP,A)

特開平09-313487(JP,A)

特開平08-038473(JP,A)

特開平08-000628(JP,A)

特開平01-204653(JP,A)

特開平05-277117(JP,A)

特開昭56-018770(JP,A)

特開昭62-068000(JP,A)

特表平10-507936(JP,A)

廣岡芳樹、伊藤彰浩、内藤靖夫、消化器疾患診断におけるTissue Harmonic Imaging, 超音波医学, 日本, 社団法人日本超音波医学会, 1998年 4月15日, 第25巻/第4号, p.80-81

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

JMEDPlus(JDreamII)

JSTPlus(JDreamII)