

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5016782号  
(P5016782)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2004-169328 (P2004-169328)  
 (22) 出願日 平成16年6月8日(2004.6.8)  
 (65) 公開番号 特開2005-348758 (P2005-348758A)  
 (43) 公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)  
 審査請求日 平成19年5月22日(2007.5.22)

(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  
 (73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (73) 特許権者 594164531  
 東芝医用システムエンジニアリング株式会  
 社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100149803  
 弁理士 藤原 康高  
 (72) 発明者 志岐 栄一  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 医用システムエンジニアリング株式会社内  
 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】

超音波を送受信する、配列された複数の振動素子を備えた超音波プローブと、  
 前記振動素子の配列端部における送信超音波の強度を、配列中心部における送信超音波  
 の強度より低く設定する重み付け関数と、拡散用遅延時間の情報を有する駆動信号とに基  
 づいて前記振動素子より前記拡散用遅延時間に基づき拡散した送信超音波を送信する送信  
 手段と、

前記振動素子によって得られた超音波反射波に基づく受信信号を整相加算処理すること  
 により複数の受信音線を形成し整相加算信号を得る並列受信手段とを備え、

前記送信手段は、前記並列受信手段における前記受信音線の数の増加に応じて前記送信  
 超音波の拡散の度合いを増すよう前記拡散用遅延時間を設定する  
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信手段は、前記重み付け関数と前記拡散用遅延時間に加えて前記振動子の超音波  
 送信タイミングを制御する偏向遅延時間とに基づいて、前記振動素子より超音波を送信す  
 るものであって、

前記送信手段は、前記偏向遅延時間に基づいて、前記送信超音波の波面の方向を制御す  
 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 3】

10

20

前記整相加算信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、  
生成された前記画像データを表示する表示手段と  
を更に備えることを特徴とする請求項 1 または 2 のいずれか1項に記載の超音波診断装置

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、複数方向からの反射超音波を略同時に受信する機能を有した超音波診断装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動素子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記圧電振動素子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像データが容易に得られるため、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

被検体の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

20

【0004】

今日、最も普及している電子走査方式の超音波診断装置では、一般に複数個の圧電振動素子を一次元に配列し、これらの圧電振動素子の夫々に対する駆動を高速制御することによって2次元画像データのリアルタイム表示を行なっている。

【0005】

カラードプラ法は、超音波パルスにより生体内の所定断面を走査し、血液（血球）などの移動する反射体に対して超音波が照射された場合に、上記反射体の速度（血流速度）に対応して生ずるドプラ周波数偏移を捉えて画像化を行なうものである。このカラードプラ法は、当初、血流速度の速い心腔内血流情報の画像化に用いられたが、今日では、腹部臓器の組織血流など極めて遅い血流の画像化に対しても適用が可能となってきている。

30

【0006】

カラードプラ法における診断能を高めるためには、優れた計測精度（低流速検出能及び高流速検出能）や時間分解能、更には、空間分解能が要求される。

【0007】

移動している反射体に対して超音波パルスを照射し、その反射波のドプラ周波数偏移から反射体の移動速度を計測する場合、従来は、この反射体に対して超音波による送受信を所定の送受信間隔  $T_r$  で複数回（ $L$  回）繰り返して行ない、観測時間  $T_{obs}$ （ $T_{obs} = T_r \cdot L$ ）で得られた一連の反射波に基づいてその移動速度を計測してきた。

【0008】

40

この場合、低流速の反射体に対する検出能（低流速検出能：測定可能な流速の下限値） $V_{min}$ は、上記  $L$  回の超音波送受信（以下、送受信と呼ぶ。）によって得られる一連の反射波の中からドプラ成分を検出するために用いられるフィルタ（例えば、MTIフィルタ）の特性、即ち、フィルタのカットオフ周波数と肩特性で決定され、このときの  $V_{min}$ は、送受信繰り返し周波数（レート周波数）を  $f_r$ （ $f_r = 1 / T_r$ ）とすれば、次式（1）で示される。

【数 1】

$$V_{\min} \propto \frac{1}{T_{\text{obs}}} = \frac{f_r}{L} \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

【0009】

一方、測定可能な流速の上限値（高流速検出能） $V_{\max}$ は、送受信繰り返し周波数（レート周波数） $f_r$ の $1/2$ で定義されるナイキスト周波数によって決定され、次式（2）によって示される。但し、 $C$ は被検体内の音速値、 $f_0$ は受信超音波の中心周波数、 $\xi$ は超音波送受信方向と血流方向のなす角度である。そして、ドプラ周波数偏移が上記ナイキスト周波数を越えた場合には、ドプラ信号の周波数スペクトラムに折り返し現象が発生するため正確な血流速度の計測が不可能となる。

10

【数 2】

$$V_{\max} = \frac{C \cdot f_r}{4 f_0 \cos \xi} \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

【0010】

20

即ち、カラードプラ法における第1の要求項目である低流速検出能 $V_{\min}$ を向上させるためにはレート周波数 $f_r$ を低く設定するか、所定方向に対して繰り返し行なう送受信回数 $L$ を増加させる必要があり、高流速検出能 $V_{\max}$ を向上させるためには、レート周波数 $f_r$ を高く設定しなくてはならない。しかしながら、レート周波数 $f_r$ を高くした場合には、深部からの反射波が受信されないうちに次の超音波が放射されるため、隣接したレート区間の反射波が混入して受信される、所謂残留エコーの問題が生ずる。

【0011】

又、第2の要求項目であるリアルタイム性は、単位時間当たりの表示画像枚数（フレーム周波数） $F_n$ によって決定され、このフレーム周波数 $F_n$ は次式（3）によって示される。但し、 $M$ は、1枚のカラードプラ画像データの生成に必要な走査方向の総数であり、リアルタイム性を向上させるためには、送受信回数 $L$ 、あるいは走査方向総数 $M$ を小さく設定しなくてはならない。

30

【数 3】

$$F_n = \frac{f_r}{L \cdot M} = \frac{1}{T_{\text{obs}} \cdot M} \propto \frac{V_{\min}}{M} \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

【0012】

更に、第3の要求項目である空間分解能を向上させるためには、上記走査方向総数 $M$ を増加させる必要がある。即ち、フレーム周波数 $F_n$ 、低流速検出能 $V_{\min}$ 及び高流速検出能 $V_{\max}$ 、空間分解能は相反する関係にあり、これらを同時に満足させることは困難であった。このため、循環器領域における血流計測の場合にはフレーム周波数 $F_n$ と高流速検出能 $V_{\max}$ を、又、腹部や末梢臓器における血流計測の場合にはフレーム周波数と低流速検出能 $V_{\min}$ が重要視されてきた。

40

【0013】

このような問題点を解決するために、被検体の所定方向に対して送信超音波を放射し、この送信超音波による反射波（受信超音波）を前記所定方向に隣接した複数方向から略同時に受信して単位時間当たりのデータ量を増大させる所謂並列同時受信法が提案されている（例えば、非特許文献1参照。）。

【0014】

50

但し、並列同時受信を行なった場合には、送信ビームの中心軸と受信ビームの中心軸が異なるため、従来のように送信超音波に強い指向性を持たせた場合には送受信感度が劣化し、更に、並列同時受信方向が3方向以上の場合には、受信方向に対して均一な送受信感度を得ることができなかった。

【0015】

このような問題点を改善するために、1回の超音波送信に用いる超音波振動子の素子数（開口）を低減する方法や、各振動素子の駆動信号振幅を配列方向に対して重み付けして送信ビームのビーム幅を広げる方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【非特許文献1】河野俊彦他、“循環器用超音波診断装置のハイフレームレート化の検討”、日本超音波医学会論文集、日本超音波医学会、1989年、第55巻、p.727-728

10

【特許文献1】特開平3-155843号公報（第4-6頁、第1-9図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

特許文献1の方法によれば、送信ビーム幅を広げることによって従来法（即ち、並列同時受信を行なわない場合と同程度の送信ビーム幅を用いた場合）より改善されるものの、収束された送信ビームを用いているため受信ビームに対応させてビーム幅を広げることは困難であり、このため、以下に述べる送受信ビームの歪（以下では、ビーム曲がりと呼ぶ。）や受信感度における不均一の問題が依然として残存する。

20

【0017】

図17は、従来法あるいは上記特許文献1の方法の第1の問題点であるビーム曲がりについて、又、図18は、上述の方法の第2の問題点である受信感度の不均一について示している。

【0018】

図17(a)は、凸面上に超音波振動子が配列されたコンベックス走査用超音波プローブを用い、所定方向（送信ビームの中心軸方向）に対して超音波送波を行なった場合の送信ビーム（実線）とこの送信ビームと重複して形成される複数の受信ビーム（破線）による並列同時受信を示している。尚、この図では説明を簡単にするために送信ビームB<sub>t</sub>の端部に対応した受信ビームB<sub>r-1</sub>及びB<sub>r-3</sub>と送信ビームB<sub>t</sub>の中央部に位置した受信ビームB<sub>r-2</sub>を示している。

30

【0019】

従来の並列同時受信法における送信超音波は、非並列同時受信の場合と同様にして、被検体の所定位置（深さ）に収束されており、この領域に超音波エネルギーが集中する。一方、受信超音波は、受信タイミングに対応して収束点を順次深部方向に移動させる所謂ダイナミック収束法が適用され、深部方向に連続して収束された受信ビームを形成することが可能となる。

【0020】

ところで、このような場合に超音波受信感度は送信ビームにおける音場（送信音場）と受信ビームにおける音場（受信音場）の積（即ち、送受信ビームにおける送受信音場）によって決定される。そして、図17(a)に示した送信ビームB<sub>t</sub>と、この送信ビームB<sub>t</sub>の端部に位置する受信ビーム（例えば、受信ビームB<sub>r-1</sub>）によって形成される送受信ビームでは、収束領域における送信音場が送受信音場に特に大きな影響を及ぼす。その結果、図17(b)に示すように送信ビームの中心方向にビーム曲りが発生し、このようなビーム曲りを有した送受信ビームB<sub>t-r-1</sub>あるいは図示しない送受信ビームB<sub>t-r-3</sub>によって生成される超音波画像データにおいて画像歪が生ずる。

40

【0021】

次に、図18(a)は、上記並列同時受信における送信音場、受信音場及び送受信音場を模式的に示したものであり、送信ビームの端部における送信音場の音圧は中央部より小さい。このため、同時受信方向が3方向以上設定された場合には送受信音場の大きさ（即

50

ち、受信感度)は走査方向で不均一となり、この不均一な送受信音場によって生成される超音波画像データ上では濃淡の縞模様が発生して画質が劣化する。又、送信ビームの端部における受信感度の著しい低下は、Bモード画像データの画質を劣化させるのみならずカラーDプラ画像データの生成における流速値や分散値等の推定を困難にする。

【0022】

一方、上述の感度の不均一の改善を目的として図18(b)のように送信音場を走査方向(方位方向)に広げた場合には、画像データの生成に関与しない領域に無駄な送信超音波のエネルギーが放射され、受信感度を低下させるのみならず、サイドローブや多重反射による虚像(アーチファクト)の発生頻度が増大する。

【0023】

即ち、上述のビーム曲がりや受信感度の不均一、更には受信感度の劣化は超音波画像データの画質を劣化させ、その診断能を低下させる。

【0024】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、並列同時受信における送受信ビームのビーム曲りを排除すると共に、各並列受信方向における受信感度の低下や不均一を低減させることによって、リアルタイム性と画質に優れた超音波画像データの生成が可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0025】

又、実施態様の超音波診断装置は、超音波を送受信する、配列された複数の振動素子を備えた超音波プローブと、前記振動素子の配列端部における送信超音波の強度を、配列中心部における送信超音波の強度より低く設定する重み付け関数と、拡散用遅延時間の情報を有する駆動信号とに基づいて前記振動素子より前記拡散用遅延時間に基づき拡散した送信超音波を送信する送信手段と、前記振動素子によって得られた超音波反射波に基づく受信信号を整相加算処理することにより複数の受信音線を形成し整相加算信号を得る並列受信手段とを備え、前記送信手段は、前記並列受信手段における前記受信音線の数の増加に応じて前記送信超音波の拡散の度合いを増すよう前記拡散用遅延時間を設定することを特徴とする。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、並列同時受信における送受信ビームのビーム曲りを改善すると共に、各並列受信方向における受信感度の低下と不均一を低減することが可能となる。このため、リアルタイム性と画質に優れた超音波画像データの生成が可能となり、診断能が大幅に向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0029】

以下に述べる本発明の第1の実施例の第1の特徴は、凸面上に超音波振動素子(以下では、振動素子と呼ぶ。)が1次元配列されたコンベックス走査用超音波プローブを用い所定の画像化領域に対して並列同時受信を行なう際に、前記画像化領域に対する1回の並列同時受信に使用される複数の受信用振動素子の幅(以下、受信開口幅と呼ぶ。)と略同程度の送信開口幅の振動素子を駆動して拡散した送信ビームを形成することにある。

【0030】

更に、本実施例の第2の特徴は、上記送信開口幅の振動素子を駆動する際、端部の振動素子に対する駆動信号振幅を予め設定された重み付け関数に基づいて制御することにより方位方向において平坦な送信音場を形成することにある。

【0031】

(装置の構成)

10

20

30

40

50

以下では、本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの動作につき図 1 乃至図 9 を用いて説明する。尚、図 1 は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 及び図 4 は、この超音波診断装置を構成する送受信部及びデータ生成部のブロック図である。

#### 【 0 0 3 2 】

図 1 に示す超音波診断装置 1 0 0 は、凸面上に 1 次元配列された振動素子を備え被検体に対して超音波の送受信を行なうコンベックス走査用の超音波プローブ 2 0 と、前記振動素子の中から選択された送信用振動素子に対して駆動信号を供給すると共に、同様にして選択された受信用振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう送受信部 1 0 を備え、更に、送受信部 1 0 から得られた受信信号を信号処理して B モードデータ及びカラードブラデータの生成を行なうデータ生成部 5 0 と、このデータ生成部 5 0 において生成された上記データを保存して 2 次元あるいは 3 次元の B モード画像データやカラードブラ画像データを生成し、得られたこれらの画像データに対して所望の画像処理を行なうデータ記憶・処理部 7 0 と、生成された上記画像データを表示する表示部 8 1 を備えている。

10

#### 【 0 0 3 3 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、送受信部 1 0 あるいはデータ生成部 5 0 に対して送信超音波の中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部 1 と、操作者によって被検体情報や装置の初期設定条件、更には各種コマンド信号等が入力される入力部 8 3 と、超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 8 2 を備えている。

20

#### 【 0 0 3 4 】

超音波プローブ 2 0 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、被検体との接触面には M 1 個の振動素子が凸状に 1 次元配列されている。この振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気的なパルスを送信超音波に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。

#### 【 0 0 3 5 】

次に、図 2 に示した送受信部 1 0 は、後述する素子選択部 4 1 において選択された M 2 個（ $M 2 < M 1$ ）の送信用振動素子に対して駆動信号を供給する送信部 2 と、この素子選択部 4 1 によって選択された M 3 個（ $M 3 \geq M 2$ ）の受信用振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部 3 と、前記送信用振動素子及び受信用振動素子を選択して送信部 2 及び受信部 3 との接続を行なう素子選択部 4 1 と、この素子選択部 4 1 を制御する素子選択制御部 4 2 を備えている。

30

#### 【 0 0 3 6 】

そして、送信部 2 は、レートパルス発生器 1 1 と、送信遅延回路 1 2 と、駆動回路 1 3 と、駆動信号振幅制御回路 1 4 を備え、レートパルス発生器 1 1 は、基準信号発生部 1 から供給される連続波を分周することによって送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。又、送信遅延回路 1 2 は、送信ビームを所定の形状に拡散させるための遅延時間を前記レートパルスに与える。但し、送信用振動素子の各々に与えられる駆動信号の相対的遅延時間が零の場合には送信遅延回路 1 2 は必ずしも必要としない。

40

#### 【 0 0 3 7 】

一方、駆動回路 1 3 は、素子選択部 4 1 によって選択接続された M 2 個の振動素子を駆動するための駆動信号を前記レートパルスのタイミングに基づいて生成し、駆動信号振幅制御回路 1 4 は、素子選択制御部 4 2 からの素子選択情報に基づいて送信開口端部の近傍における送信用振動素子の駆動信号振幅に対して所定の重み付けを行なう。尚、この場合の駆動信号振幅の重み付け関数とその効果についての詳細は後述する。

#### 【 0 0 3 8 】

次に、受信部 3 は、M 3 チャンネルから構成されるプリアンプ 3 1、A / D 変換器 3 2 及びチャンネル選択回路 3 3 と、M チャンネルのビームフォーマ 3 4 - 1 乃至 3 4 - M を

50

備えている。プリアンプ 31 は、素子選択部 41 から供給される M3 チャンネルの受信信号を増幅して十分な S/N を確保するためのものであり、その初段部には駆動回路 13 から供給される高電圧の駆動信号から保護するための図示しないリミッタ回路が設けられている。このプリアンプ 31 において所定の大きさに増幅され、A/D 変換器 32 にてデジタル信号に変換された M3 チャンネルの受信信号に対して、チャンネル選択回路 33 は、M 段の並列同時受信を行うために前記 M3 チャンネルの中の隣接する M4 チャンネルを M 箇所を選択し、M4 チャンネルから構成される M 個の受信信号群の各々をビームフォーマ 34-1 乃至 34-M に供給する。

#### 【0039】

ビームフォーマ 34-1 乃至 34-M の各々は、図示しない遅延回路と加算回路を有し、A/D 変換器 32 においてデジタル信号に変換されチャンネル選択回路 33 で選択された M4 チャンネルの受信信号に対して、所定の深さからの超音波反射波を収束するための収束用遅延時間を与えた後加算合成（整相加算）する。この場合、受信タイミングに伴って収束領域が深部に順次変更される所謂ダイナミックフォーカスを行なうことによって、深さによらずに略均一なビーム幅を有した受信ビームが形成される。

#### 【0040】

ここで、上述の素子選択部 41 及びチャンネル選択回路 33 によって行なわれる送信用振動素子及び受信用振動素子と M4 チャンネルの受信信号の選択方法について説明する。

#### 【0041】

図 3 は、所定方向に対して並列同時受信を行なう際の振動素子選択方法と M4 チャンネルの受信信号の選択方法を模式的に示したものであり、この図では説明を簡単にするために上記の送信用振動素子数 M2 と受信用振動素子数 M3 を 9、チャンネル選択回路 33 によって選択される受信信号群のチャンネル数 M4 を 5、受信信号群数 M を 5 とした場合について示している。

#### 【0042】

図 3 において、超音波プローブ 20 は M1 個の振動素子 22-1 乃至 22-M1 が凸状に配列されている。そして、これらの振動素子 22-1 乃至 22-M1 の中から例えば振動素子 22-X 乃至 22-(X+8) が素子選択部 41 によって選択され、送信部 2 は選択されたこれらの送信用振動素子 22-X 乃至 22-(X+8) に対して駆動信号を供給して被検体内に送信超音波を放射する。但し、本実施例では上記送信用振動素子 22-X 乃至 22-(X+8) は略同時に駆動され、このとき放射される送信超音波の波面は振動素子配列面と同じ曲率を有して形成される。

#### 【0043】

一方、受信時において、素子選択部 41 は、例えば振動素子 22-X 乃至 22-(X+8) を受信用振動素子として選択する。但し、ここでは送信用振動素子と同一の振動素子を受信用振動素子として選択する場合について示すが、これに限定されるものではなく、送信ビームの端部における音圧低下に起因する受信感度劣化を防ぐために、送信チャンネル数 M2 は受信チャンネル数 M3 より多少大きく設定してもよい。

#### 【0044】

素子選択部 41 によって選択された振動素子 22-X 乃至 22-(X+8) から得られる受信信号は、チャンネル選択回路 33 において隣接した M4 個 (M4=5) の受信用振動素子からの受信信号を単位として M 個 (M=5) の受信信号群に纏められ、これらの受信信号群はビームフォーマ 34-1 乃至 34-M に供給される。

#### 【0045】

即ち、振動素子 22-X 乃至 22-(X+4) の受信信号はビームフォーマ 34-1 に供給され、振動素子 22-(X+1) 乃至 22-(X+5)、・・・振動素子 22-(X+4) 乃至 22-(X+8) の受信信号はビームフォーマ 34-2、・・・ビームフォーマ 34-5 に供給される。そして、ビームフォーマ 34-1 乃至 34-5 の各々は、チャンネル選択回路 33 から供給される M4 個の受信信号に対してダイナミックフォーカスのための整相加算処理を行ない、振動素子 22-(X+2)、22-(X+3)、・・・2

10

20

30

40

50

2 - ( X + 6 ) を中心とした 5 つの受信ビームを形成する。

【 0 0 4 6 】

以上述べた送受信方法によって、送信用振動素子 2 2 - ( X + 4 ) を中心とし凸状波面を有した所定方向の送信ビームの中に振動素子 2 2 - ( X + 2 )、2 2 - ( X + 3 )、  
・ ・ 2 2 - ( X + 6 ) を中心とした 5 つの受信ビームが形成され、5 段の並列同時受信が行なわれる。この場合の超音波の送信方向及び受信方向は振動素子の配列面に対して垂直な方向に設定されるが、送信遅延回路 1 2 あるいはビームフォーマ 3 4 にてビーム偏向用遅延時間を与えることにより上記送信ビーム及び受信ビームを任意の方向に設定することも可能である。しかしながら、何れの場合においても、本実施例の並列同時受信では送信ビームの中に複数個 ( M 個 ) の受信ビームが形成される。

10

【 0 0 4 7 】

次に、図 1 に戻って、データ生成部 5 0 は、上述の受信部 3 のビームフォーマ 3 4 - 1 乃至 3 4 - M から出力された M チャンネルの受信信号を信号処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 と、前記受信信号を信号処理してカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部 5 を備えている。

【 0 0 4 8 】

図 4 に示したデータ生成部 5 0 の B モードデータ生成部 4 は、包絡線検波器 5 1 と対数変換器 5 2 を備えている。この包絡線検波器 5 1 は、送受信部 1 0 の受信部 3 におけるビームフォーマ 3 4 - 1 乃至 3 4 - M から出力された M チャンネルの受信信号に対して包絡線検波を行ない、対数変換器 5 2 は、この包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理によって小さな信号振幅を相対的に強調して M 個の走査方向 ( ラスタ ) に対する B モードデータを生成する。

20

【 0 0 4 9 】

一方、データ生成部 5 0 のカラードブラデータ生成部 5 は、 $\pi / 2$  移相器 5 4、ミキサ 5 5 - 1 及び 5 5 - 2、LPF ( 低域通過フィルタ ) 5 6 - 1 及び 5 6 - 2 を備えており、送受信部 1 0 の受信部 3 から供給された M チャンネルの受信信号に対して直交位相検波を行なって複素信号 ( I 信号と Q 信号 ) を生成する。

【 0 0 5 0 】

更に、カラードブラデータ生成部 5 は、ドブラ信号記憶回路 5 8、MTI フィルタ 5 9 及び自己相関演算器 6 0 を備えている。そして、直交位相検波によって得られた複素信号は、ドブラ信号記憶部 5 8 に一旦保存され、次いで、高域通過用のデジタルフィルタである MTI フィルタ 5 9 は、ドブラ信号記憶部 5 8 に保存された前記複素信号を読み出し、この複素信号に対して臓器の固定反射体あるいは臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分 ( クラッタ成分 ) の除去を行なう。又、自己相関演算器 6 0 は、MTI フィルタ 5 9 によって抽出された血流情報のドブラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値、分散値及びパワー値を算出して M 個の走査方向 ( ラスタ ) に対するカラードブラデータを生成する。

30

【 0 0 5 1 】

再び図 1 に戻って、データ記憶・処理部 7 0 は、データ記憶部 6 とデータ処理部 7 を備えており、データ記憶部 6 は、データ生成部 5 0 において M 個のラスタ単位で生成される B モードデータ及びカラードブラデータを順次保存して、3 次元あるいは 2 次元の B モード画像データ及びカラードブラ画像データを生成する。

40

【 0 0 5 2 】

一方、データ処理部 7 は、データ記憶部 6 において生成された 3 次元の B モード画像データやカラードブラ画像データを用い、ボリュームレンダリング画像データ、サーフェイスレンダリング画像データ、MIP ( maximum intensity projection: 最大値投影 ) 画像データ、更には、MPR ( multi-planar reconstruction: 断面変換 ) 画像データ等を生成するための画像処理を行なう。

【 0 0 5 3 】

表示部 8 1 は、図示しない表示用データ生成回路、変換回路及びモニタを備えており、

50

表示用データ生成回路は、データ記憶・処理部 70 において生成された B モード画像データやカラードプラ画像データに対して所定の表示形態に対応した走査変換処理を行なって表示用データを生成する。次いで、前記変換回路はこの表示用データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なった後モニタに表示する。

#### 【 0 0 5 4 】

一方、入力部 83 は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、患者情報の入力、データ収集条件、表示条件等の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等を行なう。

#### 【 0 0 5 5 】

又、システム制御部 82 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、操作者によって入力部 83 から入力あるいは設定される上述の各種情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 CPU は、これらの情報に基づいて、送受信部 10、データ生成部 50、更にはデータ記憶・処理部 70 の制御やシステム全体の制御を統括して行なう。特に、本実施例では、被検体に対して所定間隔で設定された複数の送信方向に対して凸面状の波面を有した送信超音波を順次放射するための送信制御と、前記送信方向あるいはこれらの送信方向に近接した複数方向 (M 方向) からの受信超音波を略同時に受信するための受信制御を行なう。

#### 【 0 0 5 6 】

(送信ビーム、受信ビーム及び送受信ビームの形状)

次に、本実施例によって形成される送信ビームの形状につき図 5 を用いて説明する。例えば、振動子配列面の曲率半径が 50 mm、送信超音波の中心周波数が 3.75 MHz (即ち、波長  $\lambda$  が 0.4 mm)、並列同時受信に使用される送信用振動素子数 M2 が 48 素子、振動素子間隔 d が 0.3 mm のコンベックス走査用超音波プローブ 20 を用い、図 5 (a) に示すように M2 個の送信用振動素子を同時駆動した場合の送信ビームを図 5 (b) に示している。

#### 【 0 0 5 7 】

この場合、振動素子配列面と略同じ曲面の波面を有した送信ビームが照射される距離 L は近似的に下式 (4) によって示され、距離 L より遠方において送信ビームは徐々に拡散の度合いを増す。即ち、この送信方法によれば、振動素子から距離 10 cm までは振動子配列面の曲率と略等しい曲率の波面を有した均一な送信ビームを得ることが可能となる。

#### 【 数 4 】

$$L \approx \frac{(d \cdot M2)^2}{4\lambda} = 10cm$$

#### 【 0 0 5 8 】

次に、本実施例の並列同時受信における送信ビーム、受信ビーム及び送受信ビームの形状を図 6 に示す。図 6 (a) は、図 5 (a) の駆動法によって形成された送信ビーム (実線) Bt と、この送信ビーム Bt 内で形成される 5 段の並列同時受信ビーム (破線) Br - 1 乃至 Br - 5 を示したものであり、図 6 (b) は、上述の送信ビーム Bt と受信ビーム Br - 1 乃至 Br - 5 によって決定される送受信ビーム Btr - 1 乃至 Btr - 5 を示している。即ち、本実施例の送信方法によれば、並列同時受信の領域において比較的均一な送信ビームを得ることができるため、送受信ビームにおいて従来発生していたビーム曲がりを排除することが可能となる。

#### 【 0 0 5 9 】

(駆動信号振幅の重み付け)

次に、送受信部 10 の送信部 2 における駆動信号振幅制御回路 14 によって行なわれる駆動信号振幅の重み付け方法とその効果につき図 7 乃至図 9 を用いて説明する。駆動信号振幅制御回路 14 は、送受信部 10 の素子選択部 41 によって選択された M2 個の送信用振動素子に対する駆動信号振幅を下式 (5) の関数 (図 7 参照) に基づいて設定し、特に端部に近い送信用振動素子ほどその駆動信号振幅を低減させる。

【数 5】

$$f(x) = f(-x)$$

$$|x| \leq b \quad \text{のとき} \quad f(x) = A = \alpha + \beta$$

$$b \leq |x| \leq a \quad \text{のとき} \quad f(x) = \alpha + \beta \cos[\gamma(|x| - b)] \quad \cdot \cdot \cdot (5)$$

【0060】

一方、図 8 は、上記 M 2 個の送信用振動素子に対して図 8 ( a - 1 ) に示すような一様振幅の駆動信号を供給した場合の送信音場 ( 図 8 ( a - 2 ) ) と、式 ( 5 ) あるいは図 8 ( b - 1 ) に示した振幅分布の駆動信号を供給した場合の送信音場 ( 図 8 ( b - 2 ) ) の 1 例を示したものであり、駆動信号が一様振幅の場合の送信音場ではその中央部近傍に凹凸が生じ、更に端部では緩やかな減少が見られる。一方、図 8 ( b - 1 ) に示した振幅分布の場合の送信音場は、中央部から端部に至るまで略一様な特性が得られ、しかも端部を急峻に減少させることができる。

10

【0061】

図 9 は、式 ( 5 ) に示した振幅分布の駆動信号を用いた場合の並列同時受信における送受信音場を示しており、図 9 ( a ) は、このとき得られる送信音場 B t と受信音場 B r - 1 乃至 B r - 5 を、又、図 9 ( b ) は、これらの送信音場 B t と受信音場 B r - 1 乃至 B r - 5 によって形成される送受信音場 B t r - 1 乃至 B t r - 5 を示している。この図からも明らかなように、上式 ( 5 ) に示した振幅分布の駆動信号を用いた場合には、並列同時受信の位置 ( 方向 ) によらずに略一様な大きさの送受信音場が得られ、このため一様な感度を有した B モード画像データやカラードブラ画像データを生成することが可能となる。

20

【0062】

更に、並列同時受信が行なわれる領域以外に放射される送信超音波は微小なため、送信エネルギーを有効に用いることができ、サイドローブや多重反射によるアーチファクトを低減することができる。

【0063】

30

( 画像データの生成手順 )

次に、上記実施例における画像データの生成手順につき図 1 乃至図 10 を用いて説明する。尚、本実施例では、コンベックス走査用超音波プローブ 20 を使用し、M 段の並列同時受信を適用して被検体に対する B モード画像データとカラードブラ画像データの生成を行なう場合について述べる。

【0064】

超音波診断装置 100 の操作者は、先ず、図 1 の入力部 83 において使用する超音波プローブ 20 のプローブ ID や上記画像データの収集に必要な諸条件を入力し、これらの入力情報はシステム制御部 82 の図示しない記憶回路に保存される。上記諸条件として送信用遅延時間 ( 但し、本実施例では遅延時間差零 ) 、並列同時受信段数 ( 受信信号群数 ) M 、送信用振動素子数 M 2 及び受信用振動素子数 M 3 、受信信号群のチャンネル数 M 4 、駆動信号の重み付け関数等が必要に応じて入力部 83 において設定される。

40

【0065】

そして、上記の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 20 の先端 ( 超音波送受信面 ) を被検体体表面上の所定位置に固定し、超音波の送受信を開始する。即ち、システム制御部 82 は、記憶回路に一旦保存した送信用振動素子数 M 2 及び受信用振動素子数 M 3 の情報を送受信部 10 の素子選択制御部 42 に、並列同時受信段数 M の情報を受信部 3 のチャンネル選択回路 33 に、駆動信号の重み付け関数に関する情報を送信部 2 の駆動信号振幅制御回路 14 に夫々供給する。

【0066】

50

送信用振動素子数  $M_2$  及び受信用振動素子数  $M_3$  ( $M_3 \geq M_2$ ) が供給された素子選択制御部 42 は、素子選択部 41 の図示しないマルチプレクサに対して制御信号を供給し、最初の超音波送受信に用いる送信用振動素子  $22-1$  乃至  $22-M_2$  ( $M_2 = 9$ ) を選択する。又、送信部 2 の駆動信号振幅制御回路 14 は、駆動信号振幅の重み付け関数を設定する。

【0067】

次いで、Bモードデータの生成に際し、図2のレートパルス発生器11は、基準信号発生部1から供給される基準信号を分周することによって超音波パルスの繰り返し周期  $T_r$  を決定するレートパルスを生成し送信遅延回路12を介して駆動回路13に供給する。

【0068】

そして、 $M_2$  チャンネルの駆動回路13は、レートパルスのタイミングに基づいて  $M_2$  チャンネルのインパルスあるいは予め設定された波形の駆動信号を生成し、更に、駆動信号振幅制御回路14から供給される重み付け関数に基づいて前記駆動信号の振幅を設定する。そして、振幅の重み付けが行なわれた  $M_2$  チャンネルの駆動信号を素子選択部41によって選択された送信用振動素子  $22-1$  乃至  $22-M_2$  に供給し、これらの送信用振動素子  $22-1$  乃至  $22-M_2$  を略同時に駆動して被検体内に凸状波面の送信超音波を放射する。

【0069】

被検体に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【0070】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波（受信超音波）は、既に素子選択部41において選択されている超音波プローブ20の受信用振動素子1乃至  $M_3$  ( $M_3 \geq M_2$ ) で受信されて電気信号（受信信号）に変換される。更に、この受信信号は、素子選択部41を介して送受信部10の受信部3に供給され、受信部3のプリアンプ31にて所定の大きさに増幅された後、A/D変換器32にてデジタル信号に変換される。

【0071】

デジタル信号に変換された  $M_3$  チャンネルの受信信号は、チャンネル選択回路33に供給され、チャンネル選択回路33は、これら  $M_3$  チャンネルの受信信号の中から隣接した  $M_4$  チャンネル ( $M_4 < M_3$ ) の受信信号群を例えば1素子間隔で  $M$  群選択し（図3参照）、これら  $M$  個の受信信号群をビームフォーマ34-1乃至34-Mに供給する。

【0072】

即ち、振動素子  $22-1$  乃至  $22-M_4$  によって得られた  $M_4$  チャンネルの受信信号群はビームフォーマ34-1に、振動素子  $22-2$  乃至  $22-(M_4+1)$  によって得られた受信信号群はビームフォーマ34-2に供給される、同様にして、振動素子  $22-3$  乃至  $22-(M_4+2)$ 、・・・振動素子  $22-(M_3-M_4+1)$  乃至  $22-M_3$  によって得られた夫々の受信信号群はビームフォーマ34-3・・・ビームフォーマ34-Mに供給される。そして、ビームフォーマ34-1乃至34-Mの各々は、 $M_4$  チャンネルの受信信号を整相加算してダイナミックフォーカスを行なう。

【0073】

ビームフォーマ34-1乃至34-Mにおいて整相加算された  $M$  チャンネルの受信信号は、図4のデータ生成部50におけるBモードデータ生成部4に供給され、包絡線検波と対数変換がなされた後、図1のデータ記憶・処理部70におけるデータ記憶部6に保存される。

【0074】

一方、カラードプラデータの生成においては、受信信号のドプラ偏移を求めるために上述と同様な手順によって、送信用振動素子  $22-1$  乃至  $22-M_2$  及び受信用振動素子  $22-1$  乃至  $22-M_3$  を用いて連続した複数回 ( $L$  回) の超音波送受信を行ない、このとき得られた受信信号に対してドプラ信号の検出を行なう。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 5 】

即ち、システム制御部 8 2 は素子選択制御部 4 2 を制御し、送信用振動素子 2 2 - 1 乃至 2 2 - M 2 及び受信用振動素子 2 2 - 1 乃至 2 2 - M 3 を選択してカラードブラ用の超音波送受信を行なう。そして、得られた M チャンネルの受信信号をカラードブラデータ生成部 5 に供給し、ミキサ 5 5 - 1、5 5 - 2 及び L P F 5 6 - 1、5 6 - 2 による直交位相検波から複素信号を生成する。次いで、この複素信号の実数成分 ( I 成分 ) 及び虚数成分 ( Q 成分 ) の各々をドブラ信号記憶部 5 8 に一旦保存する。同様にして、同一振動素子を用いた 2 回目乃至 L 回目の超音波送受信によって得られた受信信号についても同様な手順によって複素信号を収集し、ドブラ信号記憶部 5 8 に保存する。

## 【 0 0 7 6 】

送信用振動素子 2 2 - 1 乃至 2 2 - M 2 及び受信用振動素子 2 2 - 1 乃至 2 2 - M 3 を用いた L 回の超音波送受信によって得られた M チャンネルの複素信号の保存が終了したならば、システム制御部 8 2 は、ドブラ信号記憶部 5 8 に保存されている M チャンネルの複素信号の各々において所定位置 ( 深さ ) に対応した L 個の複素信号成分を順次読み出し、M T I フィルタ 5 9 に供給する。そして、M T I フィルタ 5 9 は、供給された複素信号成分に対してフィルタ処理を行ない、例えば生体組織などの固定反射体からの反射波成分や心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドブラ成分 ( クラッタ成分 ) を排除し、血流の流れに起因する血流ドブラ成分を抽出する。

## 【 0 0 7 7 】

次いで、血流ドブラ成分の複素信号が前記 M T I フィルタ 5 9 から供給された自己相関演算器 6 0 は、この複素信号を用いて自己相関処理を行ない、更に、自己相関処理結果に基づいて血流の平均速度値、分散値、パワー値などを算出する。このような演算を、他の位置 ( 深さ ) に対しても行ない、算出された血流の平均速度値、分散値、更にはパワー値などを図 1 のデータ記憶・処理部 7 0 におけるデータ記憶部 6 に保存する。

## 【 0 0 7 8 】

即ち、データ記憶部 6 の B モードデータ記憶領域及びカラードブラデータ記憶領域には、振動素子 2 2 - 1 乃至 2 2 - M 4、振動素子 2 2 - 2 乃至 2 2 - ( M 4 + 1 )、・・・振動素子 2 2 - ( M 3 - M 4 + 1 ) 乃至 2 2 - M 3 からの受信信号群の整相加算によって形成された M 個の受信ビーム方向 ( ラスタ ) に対応した B モードデータ及びカラードブラデータが保存される。

## 【 0 0 7 9 】

同様の手順によって、システム制御部 8 2 は素子選択制御部 4 2 を制御して、振動素子 2 2 - ( M 2 + 1 ) 乃至 2 2 - 2 M 2、振動素子 2 2 - ( 2 M 2 + 1 ) 乃至 2 2 - 3 M 2、・・・を選択して超音波送受信を行ない、M 段の並列同時受信によって得られた各ラスタの B モードデータとカラードブラデータはデータ記憶部 6 の B モードデータ記憶領域及びカラードブラデータ記憶領域に保存される。

## 【 0 0 8 0 】

上記手順によって、M 個の受信ビーム方向 ( ラスタ ) 単位で得られた B モードデータとカラードブラデータはデータ記憶部 6 に順次保存されて 2 次元の B モード画像データ及びカラードブラ画像データが生成され、データ処理部 7 にて必要に応じて画像処理がなされる。そして、表示部 8 1 の表示用データ生成回路は、データ記憶・処理部 7 0 において生成された B モード画像データ及びカラードブラ画像データに対して所定の表示形態に対応した走査変換等の処理を行なって表示用データを生成し、この表示用データは、図示しない変換回路において D / A 変換とテレビフォーマット変換が行われてモニタに表示される。

## 【 0 0 8 1 】

尚、本実施例において送信開口幅は受信開口幅と略同程度に設定され、例えば図 1 0 に示すように並列同時受信の段数 M の増加等に伴って受信用振動素子数 M 3 が M 3 x に増加する場合には、送信用振動素子数 M 2 も同様の割合で M 2 x に増加させることによって、ビーム曲がり無く、しかも比較的均一な送受信ビームを並列同時受信の段数に依存する

10

20

30

40

50

ことなく得ることが可能となる。

【0082】

(変形例)

次に、上記実施例の変形例につき図11乃至図12を用いて説明する。本変形例では振動素子を直線上に配列したリニア走査用超音波プローブについて示す。図11は、直線上に配列された振動素子を同時駆動することによって得られる送信ビームB<sub>t</sub>を示したものであり、この場合も図5のコンベックス走査用超音波プローブの場合と同様に、送信ビームB<sub>t</sub>は距離Lの範囲内で振動素子配列面と略同様な曲率(即ち、無限大の曲率半径)を有する波面(並進波面)を形成する。

【0083】

又、図12に示すように、上記振動素子に対して偏向用の送信遅延時間及び受信遅延時間を与えることによって送信ビーム及び受信ビームを所定方向に偏向する場合においてもビーム拡散用遅延時間差を零に設定することによって振動素子配列面と略同様な曲率を有する波面が形成される。

【0084】

即ち、図11あるいは図12においては、送信開口幅と略同程度のビーム幅を有し、しかも走査方向に対して均一な音場を有した送信ビームB<sub>t</sub>を形成することができる。

【0085】

以上述べた本発明の第1の実施例によれば、コンベックス走査用超音波プローブあるいはリニア走査用超音波プローブを用い所定の画像化領域に対して並列同時受信を行なう際に、1回の並列同時受信に使用される受信開口幅と略同程度の送信開口幅の振動素子を略同時駆動して凸面状あるいは平面状の波面を有した送信ビームを形成することによってビーム曲がりの無い送受信ビームを形成することが可能となる。

【0086】

更に、上記送信開口幅の振動素子を駆動する際、端部の振動素子に対する駆動信号振幅を予め設定された重み付け関数に基づいて制御することにより方位方向に平坦な送信音場が形成され、均一な受信感度を有した並列同時受信用の送受信ビームを得ることができる。

【0087】

しかも、上記駆動信号振幅の重み付けによって送信音場の端部は急峻に低減させる事ができるため不要な方向へ放射される送信超音波を防ぐことができ、多重反射やサイドロープの影響を低減することが可能となる。

【0088】

従って、本実施例において形成された送受信ビームによりリアルタイム性と画質に優れた超音波画像データの生成が可能となり、診断能が大幅に向上する。

【0089】

尚、上記実施例では振動素子配列面と略同様な曲率を有する波面を得るために送信用振動素子を同時駆動する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、平面あるいは凸面の波面を有した送信ビームの形成が可能であれば如何なる駆動方法であってもよい。

【実施例2】

【0090】

次に、本発明の第2の実施例について説明する。この第2の実施例の特徴は、直線状に超音波振動素子が1次元配列されたセクタ走査用超音波プローブを用い所定の画像化領域に対して並列同時受信を行なう際に、1回の並列同時受信が行なわれる画像化領域に対して均一な音場を有する拡散送信ビームを形成することにある。

【0091】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置と上述の第1の実施例における超音波診断装置とは特に送受信部の構成と超音波プローブにおいて顕著な差異がある。本実施例における超音波

10

20

30

40

50

診断装置の構成と動作につき図 1 3 乃至図 1 6 を用いて説明する。

【 0 0 9 2 】

図 1 3 は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 1 4 は、この超音波診断装置を構成する送受信部のブロック図である。尚、以下に述べる本実施例の超音波診断装置の構成において、上述の第 1 の実施例のユニットと同一の動作や機能を有したユニットは同一の符号を付加し、詳細な説明は省略する。

【 0 0 9 3 】

図 1 3 に示す超音波診断装置 2 0 0 は、 $M 1$  個の振動素子が直線状に 1 次元配列され被検体に対して超音波送受信を行なうセクタ走査用の超音波プローブ 2 1 0 と、前記振動素子に対して駆動信号を供給すると共に、これらの振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう送受信部 1 0 1 を備えている。

10

【 0 0 9 4 】

更に、超音波診断装置 2 0 0 は、第 1 の実施例の超音波診断装置 1 0 0 と同様にデータ生成部 5 0、データ記憶・処理部 7 0、表示部 8 1、基準信号発生部 1、入力部 8 3 及びシステム制御部 8 2 を備えている。

【 0 0 9 5 】

図 1 4 に示した送受信部 1 0 1 は、予め設定された  $M 2$  個 ( $M 2 < M 1$ ) の送信用振動素子に対して駆動信号を供給する送信部 2 0 1 と、 $M 3$  個 ( $M 3 \geq M 2$ ) の受信用振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部 3 0 1 を備えている。そして、送信部 2 0 1 は、レートパルス発生器 1 1 と、送信遅延回路 1 2 1 と、駆動回路 1 3 と、駆動信号振幅制御回路 1 4 を備え、送信遅延回路 1 2 1 は、送信ビームを所定の角度に拡散するための拡散用遅延時間と所定の方向に偏向するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与える。

20

【 0 0 9 6 】

一方、駆動回路 1 3 は、 $M 2$  個の送信用振動素子を駆動するための駆動信号を前記レートパルスのタイミングに基づいて生成し、駆動信号振幅制御回路 1 4 は、送信用振動素子の駆動信号振幅に対して所定の重み付けを行なう。

【 0 0 9 7 】

一方、受信部 3 0 1 は、 $M 3$  チャンネルから構成されるプリアンプ 3 1 及び A / D 変換器 3 2 と、 $M$  チャンネルのビームフォーマ 3 4 - 1 乃至 3 4 -  $M$  を備えている。

30

【 0 0 9 8 】

ここで、上述の送受信部 1 0 1 によって得られる送受信ビームの特性につき図 1 5 及び図 1 6 を用いて説明する。図 1 5 は、偏向角が零 (即ち、振動素子の配列面に垂直) の方向に対して並列同時受信を行なう際の送信用振動素子の駆動方法と送信ビーム及び受信ビームの関係を示したものであり、図 1 5 ( a ) に示した  $M 2$  個の振動素子の各々に対する駆動信号には拡散用遅延時間のみで設定された総遅延時間が与えられ、凸面の波面を有した送信ビーム  $B_t$  が形成される。

【 0 0 9 9 】

一方、図 1 5 ( b ) は、受信部 3 0 1 における  $M$  チャンネルのビームフォーマ 3 4 - 1 乃至 3 4 -  $M$  によって形成される並列同時受信時の受信ビーム  $B_r - 1$  乃至  $B_r - M$  と上述の送信ビーム  $B_t$  を示したものであり、並列同時受信が行なわれる領域において一様な送信ビーム  $B_t$  が放射される。この場合、例えば、画像観察領域の最深部 (図 1 5 ( b ) の  $\alpha 1$  及び  $\alpha 2$ ) において送信ビーム  $B_t$  の端部と受信ビーム  $B_r - 1$  及び  $B_r - M$  が一致するように送信ビームの拡散角度の設定を行なう。

40

【 0 1 0 0 】

次に、図 1 6 は、偏向角  $\theta 0$  の方向に対して並列同時受信を行なう際の送信用振動素子の駆動方法と送信ビーム及び受信ビームの関係を示したものであり、図 1 6 ( a ) に示した  $M 2$  個の送信用振動素子の各々に対する駆動信号には偏向用遅延時間と拡散用遅延時間が合成された総遅延時間が与えられ、この駆動信号によって駆動された送信用振動素子より  $\theta 0$  の方向に凸面の波面を有した送信ビーム  $B_t$  が放射される。

50

## 【 0 1 0 1 】

又、図 1 6 ( b ) は、受信部 3 0 1 における M チャンネルのビームフォーマ 3 4 - 1 乃至 3 4 - M によって形成される並列同時受信時の受信ビーム  $B_r - 1$  乃至  $B_r - M$  と上述の送信ビーム  $B_t$  を示したものであり、並列同時受信が行なわれる領域において一様な送信ビーム  $B_t$  が放射される。

## 【 0 1 0 2 】

上記の図 1 5 あるいは図 1 6 に示した送信ビームと受信ビームによって送受信ビームが形成され、この送受信ビームによって B モード画像データあるいはカラードプラ画像データの生成と表示が行なわれるが、これらの手順は上述の第 1 の実施例と同様であるため説明を省略する。

10

## 【 0 1 0 3 】

尚、本実施例において、並列同時受信の段数の増加等の理由によりその受信領域を増大させる場合には、前記受信領域に対応させて送信ビームの拡散角度が増大するように拡散用遅延時間の更新が行なわれる。

## 【 0 1 0 4 】

以上述べた本発明の第 2 の実施例によれば、セクタ走査用超音波プローブを用い所定の画像化領域に対して並列同時受信を行なう際に、1 回の並列同時受信が行なわれる画像化領域に対して拡散送信ビームを形成することにより、ビーム曲がりの無い送受信ビームが得られる。

## 【 0 1 0 5 】

20

更に、上記第 1 の実施例と同様にして、拡散送信ビームを形成する際、送信開口の端部近傍における振動素子の駆動信号振幅を予め設定された重み付け関数に基づいて制御することにより方位方向に平坦な送信音場を形成することが可能となり、均一な受信感度を有した並列同時受信用の送受信ビームが得られる。

## 【 0 1 0 6 】

しかも、上記駆動信号振幅の重み付けによって送信音場の端部は急峻に低減させることができるため不要な方向へ放射される送信超音波を防ぐことができ、多重反射やサイドロープの影響を低減することが可能となる。

## 【 0 1 0 7 】

従って、本実施例において形成された送受信ビームによりリアルタイム性と画質に優れた超音波画像データの生成が可能となり、診断能が大幅に向上する。

30

## 【 0 1 0 8 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上記の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、振動素子を 1 次元に配列した超音波プローブについて述べたが 2 次元配列された超音波プローブであってもよく、又、コンベックス走査用、リニア走査用及びセクタ走査用の超音波プローブに限定されない。

## 【 0 1 0 9 】

又、上述の実施例では送信用振動素子数と受信用振動素子数は略等しい場合について述べたが、これに限定されるものではなく、特にセクタ走査では送信用振動素子数  $M_2$  を受信用振動素子数  $M_3$  より小さく設定することも可能である。

40

## 【 0 1 1 0 】

更に、送信用振動素子の駆動信号に対する振幅重み付け関数は式 ( 5 ) に限定されるものではなく、端部の送信用振動素子の駆動信号振幅が低減するような重み付けであれば他の重み付け関数を用いてもよい。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 1 1 1 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【 図 2 】 同実施例における送受信部の構成を示すブロック図。

【 図 3 】 同実施例の並列同時受信における送信用振動素子及び受信用振動素子の選択方法

50

を模式的に示す図。

【図 4】同実施例におけるデータ生成部の構成を示すブロック図。

【図 5】同実施例において形成される送信ビームの形状を示す図。

【図 6】同実施例において形成される送信ビーム、受信ビーム及び送受信ビームの形状を示す図。

【図 7】同実施例における送信用振動素子に供給される駆動信号の振幅重み付け関数を示す図。

【図 8】同実施例及び従来法における駆動信号振幅と送信音場の関係を示す図。

【図 9】同実施例における送信音場、受信音場及び送受信音場を示す図。

【図 10】同実施例において、並列同時受信段数の増加に伴う送信開口幅の増加を示す図

10

。【図 11】同実施例の変形例における送信振動素子の駆動方法と送信ビームを示す図。

【図 12】同実施例の変形例において送信ビーム及び受信ビームを偏向する場合の送信振動素子の駆動方法と送信ビームを示す図。

【図 13】本発明の第 2 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 14】同実施例における送受信部の構成を示すブロック図。

【図 15】同実施例において偏向角が零の方向に対して並列同時受信を行なう際の送信用振動素子の駆動方法と送信ビーム及び受信ビームの関係を示す図。

【図 16】同実施例において所定の偏向方向に対して並列同時受信を行なう際の送信用振動素子の駆動方法と送信ビーム及び受信ビームの関係を示す図。

20

【図 17】従来の並列同時受信における送受信ビームのビーム曲がりの説明するための図。

【図 18】従来の並列同時受信における受信感度の不均一を説明するための図。

【符号の説明】

【0112】

1 ... 基準信号発生部

2、201 ... 送信部

3、301 ... 受信部

4 ... B モードデータ生成部

5 ... カラー Doppler データ生成部

30

6 ... データ記憶部

7 ... データ処理部

10、101 ... 送受信部

11 ... レートパルス発生器

12、121 ... 送信遅延回路

13 ... 駆動回路

14 ... 駆動信号振幅制御回路

20、210 ... 超音波プローブ

31 ... プリアンプ

32 ... A / D 変換器

40

33 ... チャンネル選択回路

34 ... ビームフォーマ

41 ... 素子選択部

42 ... 素子選択制御部

50 ... データ生成部

70 ... データ記憶・処理部

81 ... 表示部

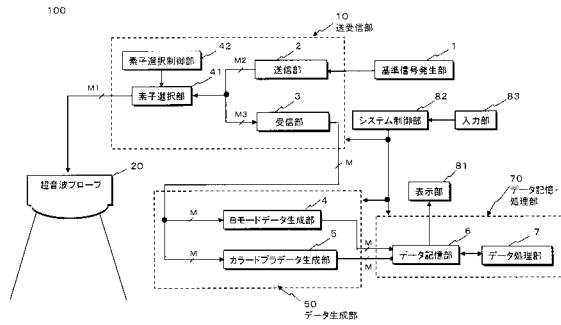
82 ... システム制御部

83 ... 入力部

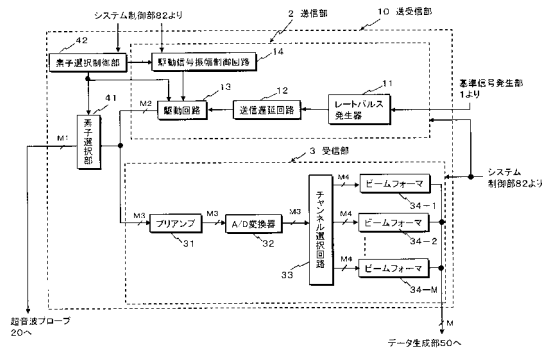
100、200 ... 超音波診断装置

50

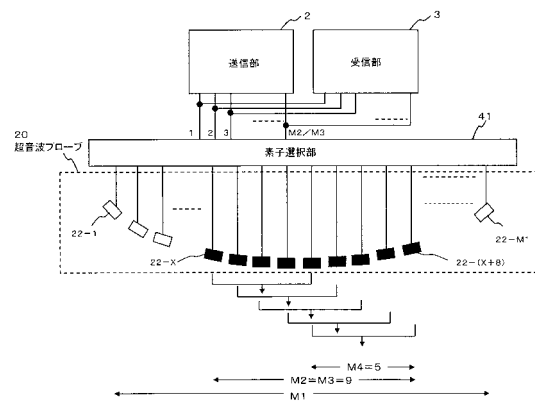
【 図 1 】



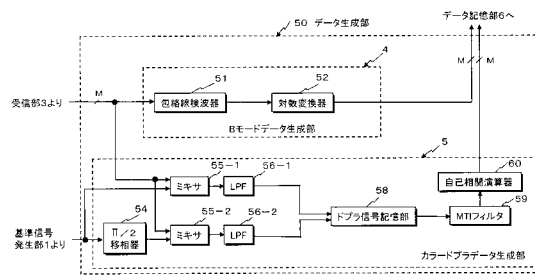
【 図 2 】



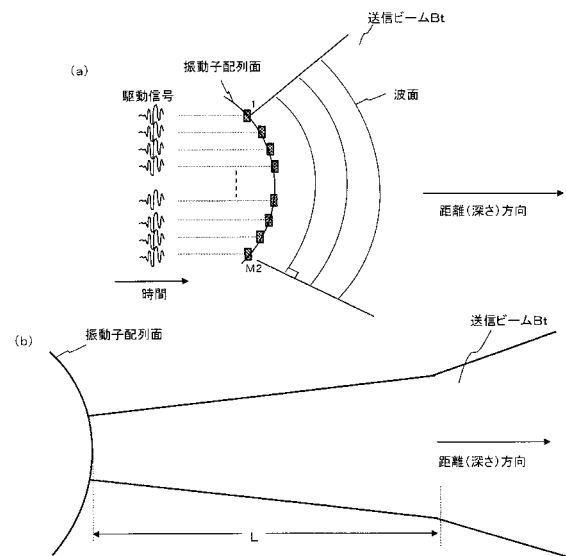
【 図 3 】



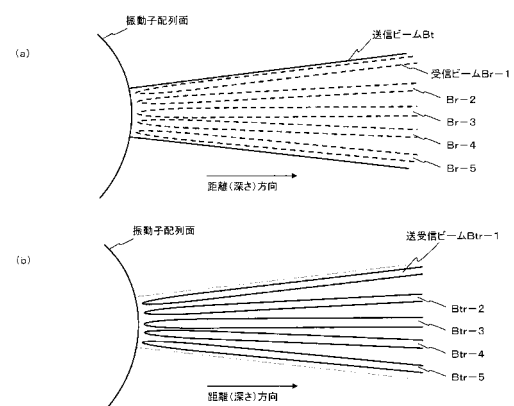
【 図 4 】



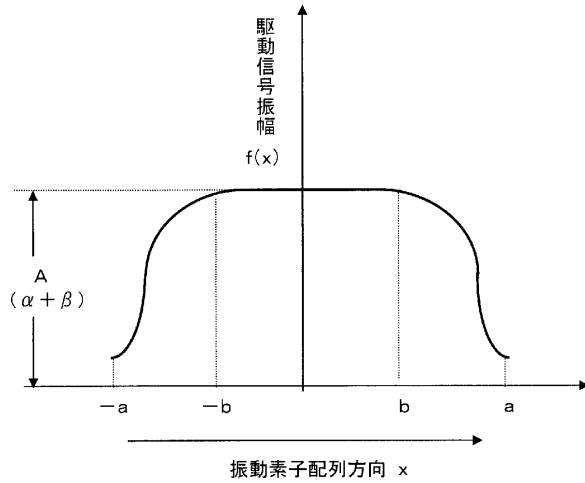
【圖 5】



【 図 6 】



【 図 7 】

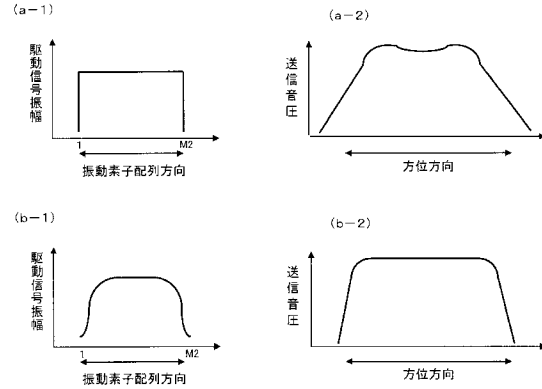


$$f(x) = f(-x)$$

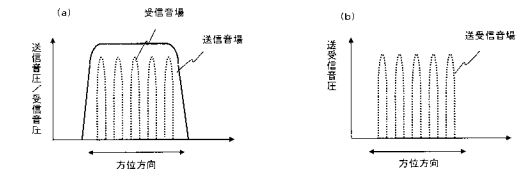
$|x| \leq b \quad \text{のとき} \quad f(x) = A = \alpha + \beta$

$$b \leq |x| \leq a \quad \text{のとき} \quad f(x) = \alpha + \beta \cos[\gamma(|x| - b)]$$

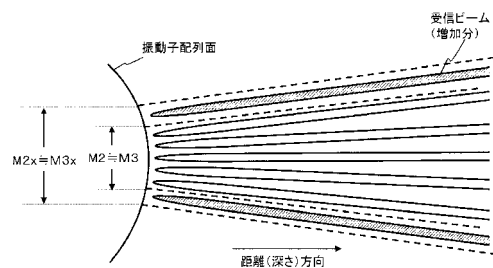
【 図 8 】



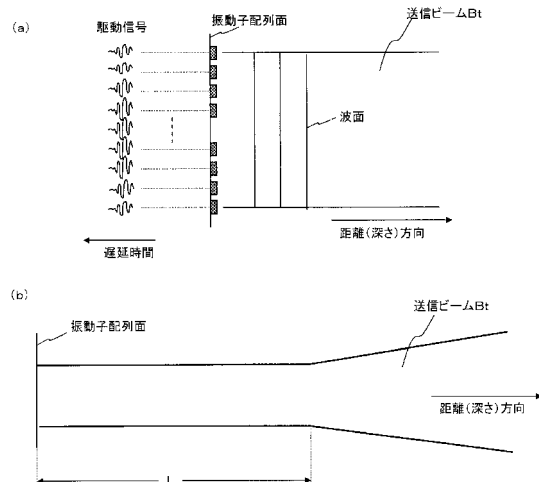
【 図 9 】



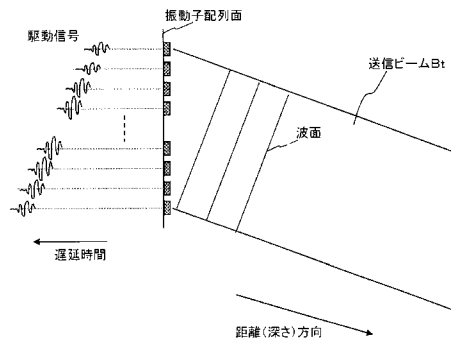
【 ㊦ 1 0 】



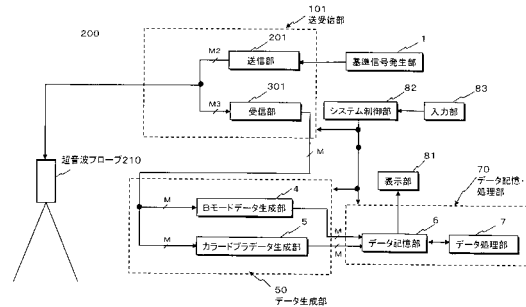
【 ㊦ 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】





---

フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平03-155843(JP,A)  
特開平07-008492(JP,A)  
特開平11-318892(JP,A)

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

|                |                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5016782B2</a>                                                                                                                                                                                                            | 公开(公告)日 | 2012-09-05 |
| 申请号            | JP2004169328                                                                                                                                                                                                                           | 申请日     | 2004-06-08 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社<br>东芝医疗系统工                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司<br>东芝医疗系统工程有限公司                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司<br>东芝医疗系统工程有限公司                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | 志岐荣一                                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 发明人            | 志岐 荣一                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/JB24 4C601/JB43 4C601/JC27 4C601/JC30 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL17 |         |            |
| 代理人(译)         | 藤原 康高                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 其他公开文献         | JP2005348758A                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                              |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其在并行同时接收中减少发射和接收波束的波束弯曲和接收灵敏度的不均匀性。当通过使用具有布置在凸面或平面上的超声换能器阵列的超声探头在预定成像区域上同时进行接收时，元件选择单元41和元件选择控制单元42选择性地驱动对应于传输孔径宽度的传输换能器元件，该传输孔径宽度与用于相对于成像区域的一个同时并行接收的接收孔径宽度大致相同，从而形成具有平面波前的发射光束。此外，当驱动发射换能器元件时，发射部分2的驱动电路根据预设的加权函数控制末端发射换能器元件的驱动信号的幅度，使其在方位方向上平坦化从而形成传输声场。点域1

$$V_{\max} = \frac{C \cdot f_r}{4 f_0 \cos \xi}$$