

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5367247号  
(P5367247)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月20日(2013.9.20)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/12 (2006.01)** A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2007-255999 (P2007-255999)                  (22) 出願日 平成19年9月28日 (2007.9.28)                  (65) 公開番号 特開2009-82440 (P2009-82440A)                  (43) 公開日 平成21年4月23日 (2009.4.23)                  審査請求日 平成22年2月9日 (2010.2.9)</p>	<p>(73) 特許権者 306037311                  富士フイルム株式会社                  東京都港区西麻布2丁目26番30号                  (74) 代理人 100110777                  弁理士 宇都宮 正明                  (74) 代理人 100100413                  弁理士 渡部 温                  (72) 発明者 佐藤 智夫                  神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地                  富士フイルム株式会社内                    審査官 五関 統一郎</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び超音波撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の駆動信号に従って超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体内において生じる超音波エコーを受信して複数の受信信号を生成する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、

前記超音波探触子から複数の異なる送信ラインに沿って超音波ビームを順次送信する際に、隣接する2つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有する超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号を前記複数の超音波トランスデューサに供給し、1つの超音波トランスデューサに供給する駆動信号の一部を、隣接する少なくとも1つの超音波トランスデューサにも同位相で供給して、それらの超音波トランスデューサから送信される超音波の指向性を鋭くする送信手段と、

前記複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に基づいてRF(無線周波数)データを生成する受信手段と、

超音波ビームの複数の送信回数について、前記受信手段によって生成されるRFデータを格納するRFデータ格納部と、

前記RFデータ格納部からRFデータを読み出して、複数の送信回数分のRFデータを平均化し、平均化されたRFデータに基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記画像信号生成手段によって生成された画像信号に基づいて、超音波画像を表示する表示部と、

10

20

を具備し、前記受信手段が、前記表示部に表示すべき超音波画像のそれぞれの画素に対応する位置において超音波エコーの焦点が絞り込まれたRFデータを生成するように、超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に対して位相整合処理及び加算処理を施す、超音波撮像装置。

【請求項2】

前記送信手段が、前記複数の超音波トランスデューサの内から順次選択される超音波トランスデューサ群に複数の駆動信号を供給することにより、前記超音波探触子から送信される超音波ビームの送信ラインを変更する、請求項1項記載の超音波撮像装置。

【請求項3】

前記受信手段によって生成されるRFデータが、位相整合処理及び加算処理が施された受信信号の振幅及び/又は位相を表す、請求項1又は2記載の超音波撮像装置。

10

【請求項4】

前記受信手段が、超音波によって被検体を走査することによって得られる受信信号の座標を、前記表示部において用いられる走査方式に従うRFデータの座標に変換する、請求項1～3のいずれか1項記載の超音波撮像装置。

【請求項5】

複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子から複数の異なる送信ラインに沿って超音波ビームを順次送信する際に、隣接する2つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有する超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号を前記複数の超音波トランスデューサに供給し、1つの超音波トランスデューサに供給する駆動信号の一部を、隣接する少なくとも1つの超音波トランスデューサにも同位相で供給して、それらの超音波トランスデューサから送信される超音波の指向性を鋭くするステップ(a)と、

20

前記複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に基づいてRF(無線周波数)データを生成するステップ(b)と、

超音波ビームの複数の送信回数について、ステップ(b)において生成されるRFデータをRFデータ格納部に格納するステップ(c)と、

前記RFデータ格納部からRFデータを読み出して、複数の送信回数分のRFデータを平均化し、平均化されたRFデータに基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成するステップ(d)と、

ステップ(d)において生成された画像信号に基づいて、表示部に超音波画像を表示するステップ(e)と、

30

を具備し、ステップ(b)が、前記表示部に表示すべき超音波画像のそれぞれの画素に対応する位置において超音波エコーの焦点が絞り込まれたRFデータを生成するように、超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に対して位相整合処理及び加算処理を施すことを含む、超音波撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して被検体を走査することにより被検体の超音波画像を取得する超音波撮像装置及び超音波撮像方法に関し、特に、超音波内視鏡を用いて被検体の体腔内走査を行うことにより被検体の超音波画像を取得する超音波撮像装置及び超音波撮像方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やRI(radio isotope)シンチレーションカメラ等の他の医用撮像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

50

## 【 0 0 0 3 】

超音波撮像とは、音響インピーダンスが異なる領域の境界（例えば、構造物の境界）において超音波が反射される性質を利用する画像生成技術である。通常、超音波撮像装置（又は、超音波診断装置、超音波観測装置とも呼ばれる）には、被検体に当接して用いられる超音波探触子や、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波探触子が備えられている。或いは、被検体内を光学的に観察する内視鏡と体腔内用の超音波探触子とが組み合わせられた超音波内視鏡が用いられる場合もある。

## 【 0 0 0 4 】

一般的な超音波探触子においては、超音波を送受信する超音波トランスデューサとして、圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子（圧電振動子）が用いられる。振動子にパルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮してパルス状又は連続波の超音波が発生する。また、振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として利用される。

## 【 0 0 0 5 】

複数の超音波トランスデューサを1次元又は2次元状に配列し、それらを順次駆動することにより、それぞれの超音波トランスデューサから送信された超音波の合成によって超音波ビームが形成されて、被検体が電子的に走査される。被検体の走査において、超音波エコーを受信することによって得られた受信信号を位相整合して加算することにより、一般的には、音線に沿ったサンプリングポイントに超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。さらに、デジタル・スキャン・コンバータ（DSC）によって、音線信号が、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換される。その際に、音線信号におけるサンプリングポイントの位置と画像信号における画素の位置とが対応していないので、画像信号に対して補間処理が施され、それが画質劣化の一因となっている。

## 【 0 0 0 6 】

ところで、超音波探触子としては、超音波トランスデューサの配列に応じて、リニアアレイプローブ、コンベックスアレイプローブ、アニュラ（円環状）アレイプローブ等の様々なタイプがあり、また、走査方式としては、リニアスキャン方式、セクタスキャン方式、コンベックススキャン方式、ラジアルスキャン方式等の様々な種類がある。

## 【 0 0 0 7 】

超音波内視鏡において用いられる体腔内用の超音波探触子としては、超音波画像を観察しながら被検体に針を刺して生体組織の一部を取得する針生検（FNA：fine needle biopsy）を行うためのFNA用プローブ（コンベックスアレイプローブの一種と考えられる）や、電子ラジアルスキャン方式によって被検体を走査するためのラジアル用プローブが用いられる。それらの超音波探触子においては、使用する超音波トランスデューサのチャンネル群をシフトすることにより送信ビームを移動させて、被検体の走査が行われる。従って、精密な超音波画像を取得するためには、送信ビームの移動間隔（ピッチ）が小さくなるように、多数の超音波トランスデューサを密に配置することが考えられる。

## 【 0 0 0 8 】

しかしながら、例えば、走査角度1°の間隔（ピッチ）で超音波ビームを送信するためには、FNA用プローブにおいて80～150チャンネル、ラジアル用プローブにおいては200～360チャンネルの超音波トランスデューサが必要となる。特に、ラジアル用プローブにおいては200チャンネル以上の超音波トランスデューサが必要となるので、超音波トランスデューサの製造が困難になると共に、それぞれの超音波トランスデューサを超音波撮像装置本体に接続する同軸ケーブルの数が増加して、内視鏡の直径が大きくなってしまふ。

## 【 0 0 0 9 】

また、超音波トランスデューサのチャンネル数を増加させると、超音波探触子を超音波撮像装置本体に接続するために用いられるコネクタのピン数が増えるので、大型のコネク

10

20

30

40

50

タを用いる必要が生じるが、大型のコネクタを用いると、内視鏡を洗浄する際に、内視鏡が洗浄機に入らなくなる。一方、ピン数が少ないコネクタに多数の超音波トランスデューサを接続するために、一部のアース線の接続を省略することも考えられるが、その場合には、同軸ケーブル及びコネクタにおける静電容量等が変化して、信号波形が変化するおそれがある。これらの観点から、超音波トランスデューサのチャンネル数を増加させることは好ましくない。

#### 【 0 0 1 0 】

関連する技術として、特許文献 1 には、限られた体腔内プローブの空間に多素子のアレイ型振動子を容易に組み込めるように信号線の数を減らし、多素子のアレイ型振動子を電子走査することにより安定した画像を得ることを目的とした体腔内超音波観測装置が開示されている。この体腔内超音波観測装置は、体腔内プローブの挿入先端部内に配置され、多数の振動素子をアレイ状に並べてなる振動子本体及びその振動素子を順次選択するためのマルチプレクサと、このマルチプレクサで選択された振動素子の出力を前記体腔内プローブを通して延在させた信号線を介して入力して増幅する受信増幅部と、その信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器と、そのデジタル信号を各振動素子に対応して波面データとして記憶する波面メモリと、各波面メモリの出力に基づいて加算処理を行う波面合成回路とを備えている。

10

#### 【 0 0 1 1 】

特許文献 2 には、画質が良好でフレームレートが大きい超音波断層像を得ることを目的とした超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、複数の振動素子を配列してなる振動子アレイと、この振動子アレイから、超音波の送受波を行うための複数の振動素子又は複数の振動素子群を並列的に順次選択するマルチプレクサと、選択された複数の振動素子又は複数の振動素子群から超音波を送波させるために、各振動素子又は振動素子群を駆動する複数の送信回路と、各振動素子又は振動素子群で受波される超音波の反射信号を処理してそれぞれ対応する方向の受信信号を得る複数の受信合成手段と、これら複数の受信合成手段からの受信信号に基づいて 1 つの超音波画像を作成するデジタル・スキャン・コンバータとを備えている。

20

#### 【 0 0 1 2 】

特許文献 3 には、システムのフレーム率を低下させることなく分解能を高めることを目的とした音響イメージング装置が開示されている。この音響イメージング装置においては、通常は再構成プロセス時に失われる信号位相情報を利用して、イメージの分解能を高めるために、信号処理順が変更される。即ち、変換器によって発生する信号を検出し、制限を加えて処理を行う前に、信号に対して走査変換又はデータ補間が施される。

30

#### 【 0 0 1 3 】

特許文献 4 には、超音波の送受信によって得られる超音波エコー情報を有効に活用することにより、画質が改善された超音波画像を得ることができる超音波撮像装置が開示されている。この超音波撮像装置は、複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、被検体を走査するように複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給する送信手段と、複数の受信信号に対して位相整合処理を施すことにより、表示すべき各々の画素における超音波エコーの波形情報を表す波形信号を生成する走査方式変換手段と、波形信号に基づいて画像信号を生成する画像信号生成手段と、複数の異なる送信方向について複数種類の画像信号をそれぞれ格納する格納手段と、複数種類の画像信号によって表される画像を合成することにより 1 種類の画像信号を求める画像合成手段とを備えている。

40

#### 【 0 0 1 4 】

特許文献 1 及び 2 によれば、超音波トランスデューサのチャンネル数は減少しないが、超音波探触子において、超音波トランスデューサを順次選択するためのマルチプレクサを設けることにより、ケーブルの数が減少する。しかしながら、超音波内視鏡において用いられる体腔内用の超音波探触子にマルチプレクサを内蔵することは、現実的には困難である。また、特許文献 3 及び 4 には、超音波トランスデューサのチャンネル数を増加させる

50

ことなく画質を改善することが記載されているが、まだ画質を改善させる余地は残っている。

【特許文献 1】特開平 5 - 9 2 0 0 2 号公報 (第 1 - 2 頁、図 2)

【特許文献 2】特開平 7 - 1 4 8 1 6 7 号公報 (第 1 - 2 頁、図 1)

【特許文献 3】特許第 3 4 0 8 2 8 4 号公報 (第 3 頁、図 3)

【特許文献 4】特開 2 0 0 6 - 8 7 6 6 8 号公報 (第 2 ~ 3 頁、第 1 図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、例えば、超音波内視鏡におけるように、限られた内部スペースに超音波探触子が設けられる場合に、超音波トランスデューサのチャンネル数を増加させることなく画質を改善し、あるいは、良好な画質を維持しながら超音波トランスデューサのチャンネル数を削減することができる超音波撮像装置及び超音波撮像方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0016】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波撮像装置は、複数の駆動信号に従って超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体内において生じる超音波エコーを受信して複数の受信信号を生成する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子と、超音波探触子から複数の異なる送信ラインに沿って超音波ビームを順次送信する際に、隣接する 2 つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有する超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサに供給し、1 つの超音波トランスデューサに供給する駆動信号の一部を、隣接する少なくとも 1 つの超音波トランスデューサにも同位相で供給して、それらの超音波トランスデューサから送信される超音波の指向性を鋭くする送信手段と、複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に基づいて RF (無線周波数) データを生成する受信手段と、超音波ビームの複数の送信回数について、受信手段によって生成される RF データを格納する RF データ格納部と、RF データ格納部から RF データを読み出して、複数の送信回数分の RF データを平均化し、平均化された RF データに基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、画像信号生成手段によって生成された画像信号に基づいて、超音波画像を表示する表示部とを具備し、受信手段が、表示部に表示すべき超音波画像のそれぞれの画素に対応する位置において超音波エコーの焦点が絞り込まれた RF データを生成するように、超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に対して位相整合処理及び加算処理を施す。

【0017】

また、本発明に係る超音波撮像方法は、複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子から複数の異なる送信ラインに沿って超音波ビームを順次送信する際に、隣接する 2 つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有する超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサに供給し、1 つの超音波トランスデューサに供給する駆動信号の一部を、隣接する少なくとも 1 つの超音波トランスデューサにも同位相で供給して、それらの超音波トランスデューサから送信される超音波の指向性を鋭くするステップ (a) と、複数の超音波トランスデューサによって得られる複数の受信信号に基づいて RF (無線周波数) データを生成するステップ (b) と、超音波ビームの複数の送信回数について、ステップ (b) において生成される RF データを RF データ格納部に格納するステップ (c) と、RF データ格納部から RF データを読み出して、複数の送信回数分の RF データを平均化し、平均化された RF データに基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成するステップ (d) と、ステップ (d) において生成された画像信号に基づいて、表示部に超音波画像を表示するステップ (e) とを具備し、ステップ (b) が、表示部に表示すべき超音波画像のそれぞれの画素に対応する位置において超音波エコーの焦点が絞り込まれた RF データを生成するように、超音波エコーを受信した複数の超音波

10

20

30

40

50

トランスデューサによって得られる複数の受信信号に対して位相整合処理及び加算処理を施すことを含む。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、隣接する2つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有する超音波ビームを形成する場合に超音波の指向性を鋭くしてグレーティングローブを抑制すると共に、表示すべき超音波画像の各々の画素に対応する位置において超音波エコーの焦点が絞り込まれたRFデータを生成して複数の送信回数分のRFデータを平均化することにより、超音波トランスデューサのチャンネル数を増加させることなく画質を改善し、あるいは、良好な画質を維持しながら超音波トランスデューサのチャンネル数を削減することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波探触子10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、受信信号処理部21と、受信遅延パターン記憶部22と、受信制御部23と、RFデータ格納部24と、画像信号生成部25と、画像メモリ26と、表示部27と、操作卓28と、制御部29と、格納部30とを有している。

20

【0020】

超音波探触子10は、被検体に当接して用いられる超音波探触子でも良いし、被検体の体腔内に挿入して用いられる超音波探触子でも良い。或いは、被検体内を光学的に観察する内視鏡と体腔内用の超音波探触子とを組み合わせることにより、超音波内視鏡を構成しても良い。超音波探触子10は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10aを備えている。それらの超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

【0021】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、PVDF(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

30

【0022】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。また、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14とは、送信手段を構成している。送信遅延パターン記憶部12は、複数の送信ラインに沿って超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信ラインに応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

40

【0023】

駆動信号発生部14は、例えば、複数の超音波トランスデューサ10aに対応する複数

50

のパルサによって構成されている。駆動信号発生部 14 は、送信制御部 13 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 10 a から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子 10 に供給する。

【0024】

本実施形態においては、超音波探触子 10 から複数の異なる送信ラインに沿って超音波ビームを順次送信する際に、隣接する 2 つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を超音波ビームが有するように、駆動信号発生部 14 が、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサ 10 a に供給する。

【0025】

受信信号処理部 21 と、受信遅延パターン記憶部 22 と、受信制御部 23 とは、受信手段を構成している。受信信号処理部 21 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a に対応して、複数の増幅器（プリアンプ）21 a と、複数の A/D 変換器 21 b とを含んでいる。超音波トランスデューサ 10 a から出力される受信信号は、増幅器 21 a において増幅され、増幅器 21 a から出力されるアナログの受信信号は、A/D 変換器 21 b によってデジタルの受信信号に変換される。A/D 変換器 21 b は、デジタルの受信信号を受信制御部 23 に出力する。

【0026】

受信遅延パターン記憶部 22 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a から出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 23 は、走査制御部 11 において設定された受信遅延パターン記憶部 22 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信信号に対して位相整合処理及び加算処理を行う。

【0027】

この受信フォーカス処理によって、表示部 27 に表示すべき超音波画像の各々の画素に対応する位置において超音波エコーの焦点が絞り込まれた RF（無線周波数）データが得られる。RF データは、例えば、受信フォーカス処理が施された受信信号の振幅及び/又は位相を表している。

【0028】

また、受信制御部 23 は、超音波によって被検体を走査することによって得られる受信信号の座標を、表示部 27 において用いられる走査方式に従う RF データの座標に変換する役割も果たしている。例えば、超音波ビームの第 n 回目の送信において、第 i 番目の超音波トランスデューサにおいて得られる時刻 t の超音波エコーに基づいて生成される受信信号を  $S(n, i, t)$  とすると、座標  $(x, y)$  における RF データ  $D(n, x, y)$  は、次式(1)で表される。

【数1】

$$D(n, x, y) = \sum_i W(t) \cdot S\{n, i, t - \tau(i, x, y)\} \cdots (1)$$

ここで、 $W(t)$  は、重み付けのために用いられる時刻 t の関数であり、全ての超音波トランスデューサ（送信方向）について同じに設定される。また、 $(i, x, y)$  は、それぞれの超音波トランスデューサ及び受信焦点の位置によって定められる遅延量である。

【0029】

先に説明したように、超音波ビームは、隣接する 2 つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有しているため、1 つの画素に関する画像情報が、少なくとも 2 回の超音波ビームの送信によって得られる RF データに含まれている。そこで、ある範囲の撮像を行うために超音波ビームが重ねて N 回送信される場合には  $(N - 2)$  、少なくとも N 回の送信によって得られた RF データ  $D(n, x, y)$  ( $n = 1, 2, \dots, N$ ) が、RF データ格納部 24 の RF データメモリに格納される。画像信号生成部 25 は、RF データ格納部

10

20

30

40

50

24からRFデータを読み出して、各画素について複数の送信回数(N回)分のRFデータを平均化し、平均化されたRFデータに基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する。

【0030】

例えば、RFデータが、受信フォーカス処理が施された受信信号の振幅を表す場合には、画像信号生成部25の加算部25a及び割算部25bが、次式(2)に従って、RFデータに対して平均化処理を施すことにより、画像信号を生成する。このように、複数回の超音波ビームの送信によって得られるRFデータに基づいて1つの画素の画像情報を生成することにより、画像情報が増加して画質が改善される。

【数2】

$$I(x, y) = \sum_n D(n, x, y) / N \quad \dots(2)$$

なお、平均化処理において、例えば、超音波ビームの送信ラインと画素の位置との間の距離又は角度に応じて、RFデータの加重平均を求めても良い。

【0031】

一方、RFデータが、受信フォーカス処理が施された受信信号の振幅及び位相を表す場合には、画像信号生成部25は、平均化されたRFデータによって表される受信信号の振幅に基づいて画像信号を生成すると共に、平均化されたRFデータによって表される受信信号の位相に基づいて、位相回転を表す画像信号を生成するようにしても良い。さらに、画像信号生成部25は、平均化されたRFデータによって表される受信信号の振幅情報及び位相情報に基づいて、各画素における受信信号のベクトルを表す画像信号を生成するようにしても良い。

【0032】

画像信号生成部25によって生成された画像信号は、画像メモリ26に格納された後、表示部30に供給される。表示部30は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、画像信号に基づいて診断画像を表示する。

【0033】

制御部29は、操作卓28を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部11やRFデータ格納部24～表示部30等を制御する。上記の走査制御部11、送信制御部13、受信制御部23、画像信号生成部25、及び、制御部29は、CPUとソフトウェア(プログラム)によって実現することができる。ソフトウェア(プログラム)は、格納部30に格納される。格納部30における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

【0034】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波トランスデューサのチャンネル数を増加させることなく画質を改善し、あるいは、良好な画質を維持しながら超音波トランスデューサのチャンネル数を削減することができる。

【0035】

次に、複数の超音波トランスデューサ(以下においては、「素子」ともいう)から送信される超音波ビームの形状について説明する。

図2は、超音波ビームの形状を求めるためのシミュレーションにおける設定条件を示す図である。このシミュレーションにおいては、一般的なFNA用プローブが想定されている。また、計算に用いられる素子のチャンネル数は16チャンネルであり、ハイドロホーンの観測点は音響レンズの焦点上であり、超音波の周波数は7.5MHzであり、超音波の周波数帯域は70%である。ただし、超音波の帯域は、駆動信号の波形によって制限されており、周波数帯域40%の波形で計算されている。

【0036】

図3は、シミュレーションによって求められた超音波ビームの形状を示す図である。図

10

20

30

40

50

3において、横軸は、FNA用プローブの中心線からの角度を表しており、縦軸は、超音波ビームの相対的な強度（相対ビーム強度）を表している。撮像範囲において空間的に均一な強度の超音波を供給する場合には、素子のピッチに対応して、実線及び破線で示すように、角度0°から約5°までの間に6本の超音波ビームを送信する必要があるが、本実施形態においては、超音波ビームの太さを考慮して、実線で示す超音波ビームのみが送信される。即ち、一般的な超音波ビームの密度は、現状の画質を得るためには過剰であり、超音波ビームの密度を減少させても、超音波エコーに含まれている情報を有効に活用すれば、現状の画質を維持することができる。

#### 【0037】

本実施形態においては、受信フォーカス処理において、1回の送信によって得られた超音波エコーに含まれている情報から表示画面全体の各画素における画像情報を直接生成するので、デジタル・スキャン・コンバータ（DSC）における補間処理による画質の劣化が生じない。また、1つの画素における画像情報を生成するために、複数回の送信によって得られた超音波エコーに含まれている情報が利用されるので、超音波ビームの密度を減少させても画質が劣化しない。さらに、送信点と受信点との位置関係が複数の組合せとなるので、スペckル抑制効果も生じる。

#### 【0038】

図3に示すように、実線で示す2本の超音波ビームは、相対ビーム強度が約0.5のところまで交差しているため、それらの超音波ビームの間においても十分なビーム強度を得ることができる。第1の送信ラインに沿って第1の超音波ビームを送信した後に、第1の送信ラインに隣接する第2の送信ラインに沿って第2の超音波ビームを送信する場合に、第1の送信ラインにおける第1の超音波ビームの強度を100%とすると、第1の送信ラインと第2の送信ラインとの中間における第1の超音波ビームのエネルギーは、30%～60%であることが望ましい。そのような場合に、各々の超音波ビームが、隣接する2つ以上の送信ラインをカバーするビーム幅を有しているといえることができる。

#### 【0039】

このように、超音波ビームの数を減少させる場合には、超音波トランスデューサのチャンネル数を削減することが可能となる。しかしながら、単純に超音波トランスデューサのチャンネル数を削減すると、グレーティングローブの発生が問題となってくる。

#### 【0040】

図4は、複数の超音波トランスデューサの配置を示す図である。図4の(a)においては、上記のシミュレーションにおけるのと同様に16個の素子が配列されている。図4の(b)においては、図4の(a)に示す16個の素子を間引きして8個にしている。図4の(c)においては、各素子の指向性を制限しながら、8個の素子が配列されている。

#### 【0041】

図5は、図4に示す複数の超音波トランスデューサの配置に基づいてシミュレーションによって求められた超音波ビームの形状を示す図である。図5において、横軸は、FNA用プローブの中心線からの角度(°)を表しており、縦軸は、相対ビーム強度を表している。16個の素子を用いる場合(a)と比較して、8個の素子を用いる場合(b)には、グレーティングローブが顕著になってしまう。しかしながら、各素子の指向性を制限しながら8個の素子が配列される場合(c)においては、グレーティングローブが低減されている。

#### 【0042】

図6は、参考のためにアポタイゼーションによる超音波ビームの形状の変化を示す図である。図6の(a)及び(b)は、図5の(a)及び(b)と同じであり、図6の(d)は、図4の(b)に示す8個の素子を用いながらアポタイゼーションをかけたものである。図7は、図6に示す超音波ビームの形状を計算するために用いられたハミング窓を示す図である。図7において、横軸は、素子のチャンネル番号を表しており、縦軸は、アポタイゼーション係数を表している。素子のチャンネルによってアポタイゼーション係数を変化させることにより、図7に示すようなハミング(Hamming)窓が形成される。し

10

20

30

40

50

かしながら、図6に示すように、アポタイゼーションによってグレーティングローブを低減させることはできなかった。

【0043】

図8は、超音波トランスデューサの幅を2倍にした場合の指向性を従来例と比較して示す図である。図8において、横軸は、FNA用プローブの中心線からの角度(°)を表しており、縦軸は、相対ビーム強度を表している。従来例において、単一の超音波トランスデューサ(素子)の指向性は、一点鎖線で示すものである。素子のピッチを拡大して素子の横幅を大きくすることにより、破線で示すような指向性が得られるが、複数の素子によって超音波ビームを形成した場合に、グレーティングローブがまだ残る。そこで、実線で示すように指向性を十分鋭くすると、超音波ビームにおけるグレーティングローブが解消する。従って、単一の素子の指向性を、実線で示すように鋭くすることが望ましい。そのためには、例えば、複数の素子間にエポキシ樹脂のように硬い充填材を充填したり、隣接する複数の素子間に供給する駆動信号においてクロストークを発生させることが有効である。

10

【0044】

図9は、図1に示す駆動信号発生部の構成例を示す図である。図9に示す駆動信号発生部14は、送信制御部13の制御の下で複数のタイミング信号を発生するタイミング回路40と、それぞれのタイミングに従ってパルス状の駆動信号を出力する複数のパルサ41と、パルサ41から出力される駆動信号の振幅を半分にする利得0.5の複数の増幅器42と、隣接チャンネルの増幅器42から出力される駆動信号を当該チャンネルの駆動信号に加算する複数の加算器43とを含んでいる。

20

【0045】

この例においては、複数のパルサ41が、複数の超音波トランスデューサ10aの内から順次選択された超音波トランスデューサ群に複数の駆動信号を供給することにより、超音波探触子から送信される超音波ビームの送信ライン(送信位置又は送信角度)が変更される。その際に、例えば、チャンネル(CH)2の超音波トランスデューサ10aには、チャンネル2のパルサ41から出力される駆動信号が100%印加されると共に、チャンネル1及び3のパルサ41から出力される駆動信号が50%ずつ印加される。同様に、チャンネル1及び3の超音波トランスデューサ10aには、チャンネル2のパルサ41から出力される駆動信号が50%印加される。これにより、チャンネル1~3の超音波トランスデューサから送信される超音波の指向性が、1つの超音波トランスデューサから超音波を送信する場合の指向性よりも鋭くなる。

30

【0046】

このようにして、駆動信号発生部14は、複数の超音波トランスデューサ10aの配列ピッチに依存せずに、それらの超音波トランスデューサ10aの指向性を制御することができる。なお、図1に示す送信制御部13が、隣接する複数の素子間に供給する駆動信号においてクロストークを発生させるように、駆動信号発生部14を制御するようにしても良い。

【0047】

さらに、超音波トランスデューサのチャンネル数を削減しても超音波ビームの密度をあまり減少させないために、超音波ビームの密度(送信ラインの数)を上げるための従来の手法を、本実施形態に組み合わせても良い。以下においては、そのような手法をコンベックスキャン方式において適用する場合について説明する。

40

【0048】

コンベックスキャン方式は、リニアスキャン方式の変形であり、リニアスキャン方式よりも走査角度を大きくすることができるという特徴を有している。コンベックスキャン方式においては、同時に使用される複数の素子をシフトすることにより、超音波ビームが移動する。ただし、素子アレイの末端において走査範囲が制限されるので、超音波ビームが送信される送信ラインの数は、素子の数よりも少なくなる。

【0049】

50

図10は、コンベックスキャン方式について説明するための図である。図10の(a)に示すように、M個の素子を有する素子アレイにおいて、m個の素子が同時に使用されて(ここでは、 $m = 4$ とする)、1本の超音波ビーム(送信ライン)が形成される。送信ラインの移動は、同時に使用される素子を1つつシフトすることにより行われる(黒色灰色)。従って、送信ラインの数Kは、次式(3)によって表される。

$$K = M - m + 1 \quad \dots (3)$$

1回の送受信に使用される素子の数mが総素子数Mと比較して大きくなると、画像を形成する送信ラインの数が少なくなる。これを緩和するためには、素子アレイの末端における処理が必要であり、例えば、素子アレイの両端においてセクタスキャン方式と組み合わせるようにしても良い。

#### 【0050】

図10の(b)は、送信ラインの数を増加させるための半ピッチシフト法を説明するための図である。図10の(b)に示すように、奇数回目の送受信においては偶数個( $m = 4$ )の素子が同時に使用され、偶数回目の送受信においては奇数個( $m = 5$ )の素子が同時に使用されることにより、送信ラインの移動量は通常の半分となる。なお、複数の素子から送信される超音波によって形成される送信ラインは、それらの素子によって形成される開口の中央に位置するものとする。

#### 【0051】

図10の(c)は、送信ラインの数を増加させるための微小角セクタ法を説明するための図である。図10の(c)に示すように、同じ素子を使用しても、送受信における遅延パターンを微妙に変化させることによって、送信ラインがシフトされる。これにより、送信ラインの数を増加させることができる。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0052】

本発明は、超音波を送受信して被検体を走査することにより被検体の超音波画像を取得する超音波撮像装置及び超音波撮像方法において利用することが可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0053】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】超音波ビームの形状を求めるためのシミュレーションにおける設定条件を示す図である。

【図3】シミュレーションによって求められた超音波ビームの形状を示す図である。

【図4】複数の超音波トランスデューサの配置を示す図である。

【図5】図4に示す複数の超音波トランスデューサの配置に基づいてシミュレーションによって求められた超音波ビームの形状を示す図である。

【図6】参考のためにアポタイゼーションによる超音波ビームの形状の変化を示す図である。

【図7】図6に示す超音波ビームの形状を計算するために用いられたハミング窓を示す図である。

【図8】超音波トランスデューサの幅を2倍にした場合の指向性を従来例と比較して示す図である。

【図9】図1に示す駆動信号発生部の構成例を示す図である。

【図10】コンベックスキャン方式について説明するための図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0054】

- 10 超音波探触子
- 10a 超音波トランスデューサ
- 11 走査制御部
- 12 送信遅延パターン記憶部
- 13 送信制御部

10

20

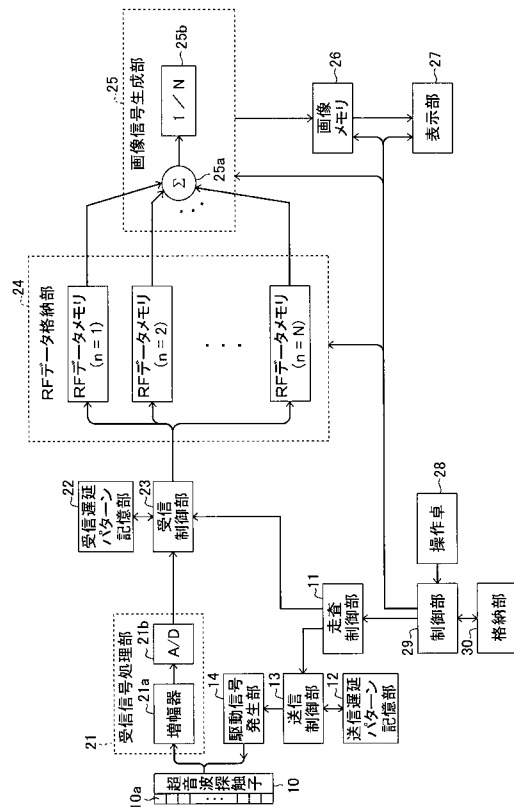
30

40

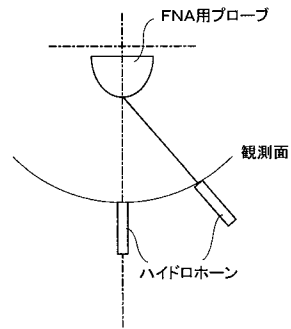
50

- 1 4 駆動信号発生部
- 2 1 受信信号処理部
  - 2 1 a 増幅器
  - 2 1 b A / D変換器
- 2 2 受信遅延パターン記憶部
- 2 3 受信制御部
- 2 4 R F データ格納部
- 2 5 画像信号生成部
  - 2 5 a 加算部
  - 2 5 b 割算部
- 2 6 画像メモリ
- 2 7 表示部
- 2 8 操作卓
- 2 9 制御部
- 3 0 格納部

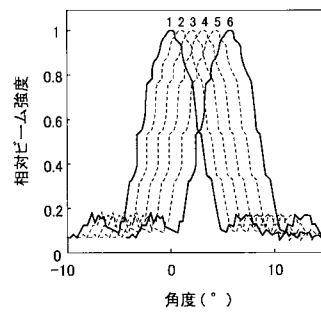
【 図 1 】



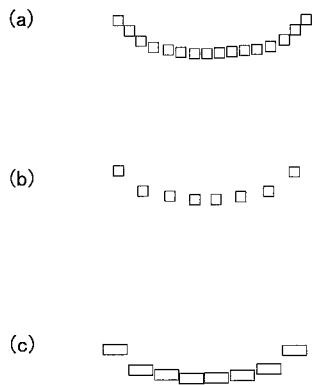
【 図 2 】



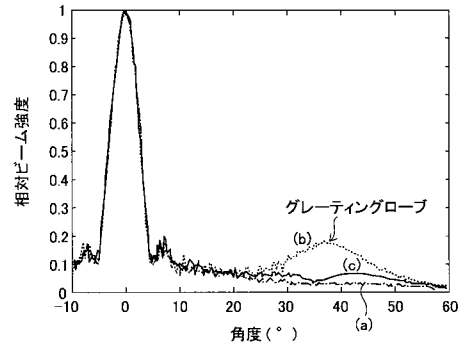
【 図 3 】



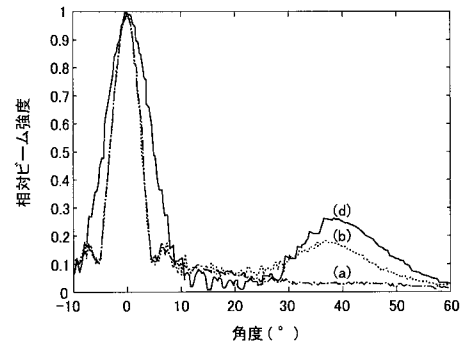
【 図 4 】



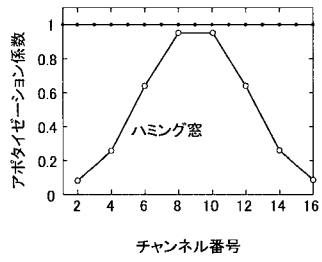
【 図 5 】



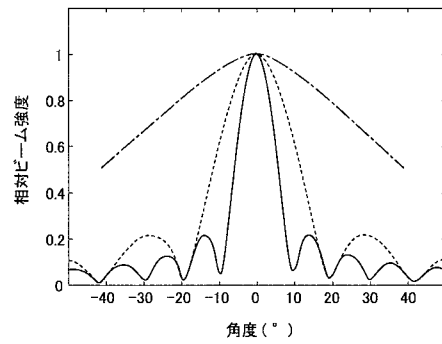
【 図 6 】



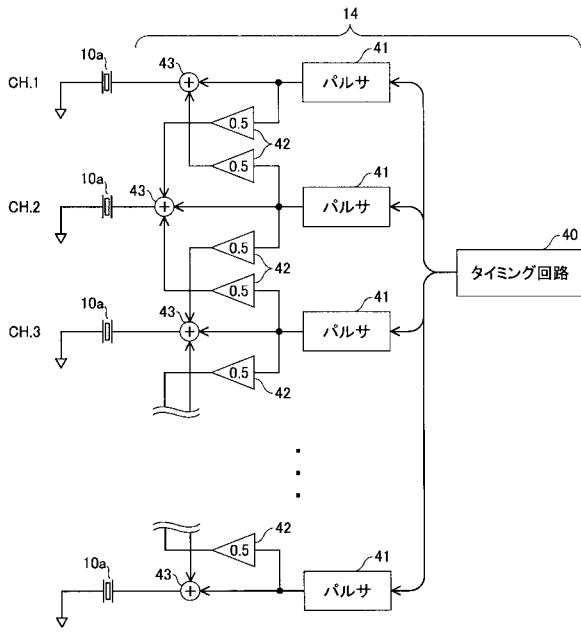
【 図 7 】



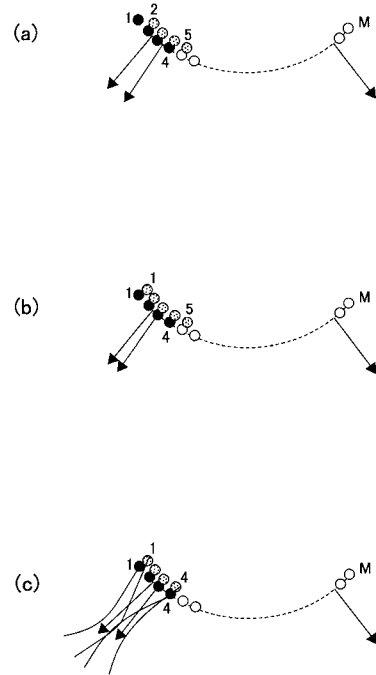
【 図 8 】



【図9】



【図10】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-258052(JP,A)  
特開昭61-025083(JP,A)  
特開2004-223109(JP,A)  
特開2000-152937(JP,A)  
特開2001-238882(JP,A)  
特開2005-034634(JP,A)  
米国特許出願公開第2003/0163046(US,A1)

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

专利名称(译)	超音波撮像装置及び超音波撮像方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5367247B2</a>	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	JP2007255999	申请日	2007-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/54 G01S7/52046		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB22 4C601/EE04 4C601/EE12 4C601/FE01 4C601/FF03 4C601/HH14 4C601/HH29 4C601/JB03 4C601/JB48 4C601/JB57 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2009082440A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声波成像设备在不增加超声波换能器数量的情况下改善了图像质量。当从超声波探头沿多条不同的传输线顺序地发射超声波束时，超声波成像设备具有覆盖两条或更多条相邻传输线的波束宽度。传输装置，用于向多个超声波换能器提供多个驱动信号以形成超声波束，以及对多个接收信号进行相位匹配处理和相加处理，以获得要显示的超声波图像用于产生RF数据的接收装置，其中超声回波的焦点在对应于每个像素的位置处变窄，RF数据存储单元用于存储超声波束的多个传输时间的RF数据，以及多个传输时间并且图像信号产生装置用于基于平均RF数据产生表示超声图像的图像信号。[选图]图1

