



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を被検体に送信する複数のトランスデューサを有する送信用探触子と、  
該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する、2次元アレー状に配置された複数のトランスデューサを有する受信用探触子と、  
前記送信用探触子のトランスデューサを駆動する駆動手段と、  
前記受信用探触子のトランスデューサの受信する信号を増幅し、該信号に基づいて被検体の波形データを得る波形処理手段と、  
を具備し、  
前記送信用探触子と受信用探触子が分離されており、両探触子間の相対位置関係を検知する手段をさらに具備することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】 前記受信用探触子の探触面（人体に当てる面）の開口部の大きさが、100mm×100mm程度以上であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】 前記探触子の相対位置の検出手段として、前記探触子の各々にセンサが設けられており、該センサが磁気センサであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】 前記相対位置を参照して、前記波形データを処理し、画像データを得る画像処理手段を具備することを特徴とする請求項 1～3 いずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】 前記送信用探触子が比較的少数のトランスデューサで構成されており、該トランスデューサから発せられる超音波を広い視野に向けることにより、広範囲の計測を行うことを特徴とする請求項 1～4 いずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】 前記画像データを処理して、前記エコーを 3次元画像化する 3次元画像構成手段を具備することを特徴とする請求項 1～5 いずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】 超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを探触子で受信し、受信した信号に基づいて前記被検体の画像情報を得る超音波撮像方法であって、  
前記探触子が送信用探触子と受信用探触子とに分離されており、  
複数のトランスデューサを有する送信用探触子を用いて前記超音波を前記被検体に送信し、  
2次元アレー状に配置された複数のトランスデューサを有する受信用探触子で前記エコーを受信し、  
前記受信用探触子のトランスデューサの受信する信号を増幅し、該信号に基づいて被検体の波形データを得るとともに、  
前記両探触子の相対位置を検知し、

該相対位置を参照して、前記波形データを処理し、画像データを得、

該画像データを処理して、前記エコーを 3次元画像化することを特徴とすることを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 8】 超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する探触子であって、  
前記探触子が、超音波を被検体に送信する複数のトランスデューサを有する送信用探触子と、  
該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する、2次元アレー状に配置された複数のトランスデューサを有する受信用探触子と、  
に分離されており、  
前記両探触子に、両探触子間の相対位置関係を検知する手段が設けられていることを特徴とする探触子。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体内の臓器や血流情報を得ることのできる超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。特に、画像の空間分解能を劣化させることなく、体内の広い範囲の画像を取得できる超音波撮像方法及び超音波撮像装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】いわゆる超音波エコー観察等を行う超音波診断装置は、超音波センサー部（探触子）に、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電材料を用いるのが一般的である。図 4 は、現在用いられている一般的な探触子の構造を模式的に示す図である。（A）は全体の斜視図、（B）は配列振動子を拡大して示す斜視図である。この図の探触子 301 は、全体として薄い箱型をしており、細長い長方形の探触面 302 を有する。この探触面 302 を人体に当てて超音波を放射し人体の奥部から返ってくる超音波エコーを受信する。探触子 301 の図の上側には、超音波送受信信号を伝えるケーブル 307 が接続されている。

【0003】探触面 302 内には、超音波の発振子と受振子を兼ねる、櫛状の配列振動子 303 が収められている。配列振動子 303 は、薄い（例えば厚さ 0.2～0.3mm）PZT の帯状板に、多数のスリット 306（例えば幅 0.1mm）を入れて櫛の歯状の個別振動子 305（例えば幅 0.2mm、長さ 20mm）を多数（例えば 256 個）配列したものである。なお、このような超音波探触子及び超音波診断装置については、東洋出版「超音波観察法・診断法」や、医歯薬出版「基礎超音波医学」に詳しく説明されている。

【0004】ところで、超音波診断分野では、被検者のより詳細な体内情報を取得するために、3次元データの収集が望まれている。それを実現するために、超音波検出部（センサー）を 2次元アレー化することが求められている。

【0005】ULTRASONIC IMAGING 20, 1-15 (1998)には、Duke大学のE.D. LIGHTらによる「Progress in Two-Dimensional Arrays for Real-Time Volumetric Imaging」と題する文が掲載されている。この文中では、PZT超音波センサーの2次元アレーを有する探触子（2次元探触子）が開示されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】実際の診断時には、超音波を強く散乱しノイズ源となる骨等避けるように、探触子を体表上でナビゲーションする必要がある。しかし、上述のように探触子を2次元化すると、探触子のサイズが大型化してしまい、探触子を当てる人体の箇所に制約を受けやすくなってしまふ。特に、心臓の撮像を行う場合、肋骨間の隙間に探触子を当てるのが通常行われる手であるが、探触子が大きくなると、肋間等の撮像がより困難となる。そうかといって、ナビゲーションしやすいように2次元探触子の開口を小さくするためにエレメント数を減らすと、画像の空間分解能を劣化させることとなり、診断能の低下を招く。

【0007】本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであって、画像の空間分解能を劣化させることなく、体内の広い範囲の画像を取得できる超音波撮像方法及び超音波撮像装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明の超音波撮像装置は、超音波を被検体に送信する複数のトランスデューサを有する送信用探触子と、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する、2次元アレー状に配置された複数のトランスデューサを有する受信用探触子と、前記送信用探触子のトランスデューサを駆動する駆動手段と、前記受信用探触子のトランスデューサの受信する信号を増幅し、該信号に基づいて被検体の波形データを得る波形処理手段と、を具備し、前記送信用探触子と受信用探触子が分離されており、両探触子間の相対位置関係を検知する手段をさらに具備することを特徴とする。

【0009】探触子を分離したことにより、送信用探触子を小型化できる。そのため、比較的小さな送信探触子をナビゲーションして撮影することにより、体内の広い領域の撮像が可能となる。それにより、従来難しかった肋間付近の撮像を行える。また、探触子に位置を検出する手段を設けることにより、探触子を2つに分離した際にも、その相対位置を把握することができる。

【0010】前記超音波撮像装置においては、前記受信用探触子の探触面（人体に当てる面）の開口部の大きさが、100mm×100mm程度以上であることが好ましい。受信用探触子の開口部を大きくすることにより、受信用探触子により多くのトランスデューサを配置することができ、画像の空間分解能を向上できる。

【0011】前記超音波撮像装置においては、前記探触子の相対位置の検出手段として、前記探触子の各々にセンサが設けられており、該センサが磁気センサであることが好ましい。探触子にセンサを設けることにより、探触子を2つに分離した際にも、その相対位置を把握することができる。

【0012】前記超音波撮像装置においては、前記相対位置を参照して、前記波形データを処理し、画像データを得る画像処理手段を具備することが好ましい。送信用探触子をナビゲーションして得られた送信方向の異なる画像を複数合成することにより、スペックルを低減できる。

【0013】前記超音波撮像装置においては、前記送信用探触子が比較的少数のトランスデューサで構成されており、該トランスデューサから発せられる超音波を広い視野に向けることにより、広範囲の計測を行うことができる。

【0014】前記超音波撮像装置においては、前記画像データを処理して、前記エコーを3次元画像化する3次元画像構成手段を具備することが好ましい。これにより、エコーを3次元画像化することができる。

【0015】本発明の超音波撮像方法は、超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを探触子で受信し、受信した信号に基づいて前記被検体の画像情報を得る超音波撮像方法であって、前記探触子が送信用探触子と受信用探触子とに分離されており、複数のトランスデューサを有する送信用探触子を用いて前記超音波を前記被検体に送信し、2次元アレー状に配置された複数のトランスデューサを有する受信用探触子で前記エコーを受信し、前記受信用探触子のトランスデューサの受信する信号を増幅し、該信号に基づいて被検体の波形データを得るとともに、前記両探触子の相対位置を検知し、該相対位置を参照して、前記波形データを処理し、画像データを得、該画像データを処理して、前記エコーを3次元画像化することを特徴とする。

【0016】本発明の探触子は、超音波を被検体に送信し、送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する探触子であって、前記探触子が、超音波を被検体に送信する複数のトランスデューサを有する送信用探触子と、該送信された超音波が前記被検体の組織に反射されて生じるエコーを受信する、2次元アレー状に配置された複数のトランスデューサを有する受信用探触子と、に分離されており、前記両探触子に、両探触子間の相対位置関係を検知する手段が設けられていることを特徴とする。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しつつ説明する。まず、本発明の実施の形態に係る送信用探触子について詳しく説明する。図2は、本発明の実施の形態に係る

る送信用探触子の概略構成を示す斜視図である。図 2 に示す送信用探触子 31 は、全体として薄い箱型をしており、細長い長方形の探触面 34 を有する。この探触面 34 を人体に当てて超音波を放射する。探触子 31 の図の上側には、超音波駆動信号を伝えるケーブル 35 が接続されている。

【0018】探触面 34 内には、超音波の発振子である櫛状の配列振動子 36 が収められている。配列振動子 36 は、薄い（例えば厚さ 0.2 ~ 0.3 mm）PZT の帯状板に、多数のスリット 37（例えば幅 0.1 mm）を入れて櫛の歯状の超音波トランスデューサ 32（例えば幅 0.2 mm、長さ 20 mm）を例えば 16 個配列したものである。この実施の形態においては、送信用探触子 31 に設けられる超音波トランスデューサ 32 の数が 16 個と非常に少ないが、ここから広い視野に超音波ビームを向けることにより、広範囲の計測が可能となる。

【0019】図示はされていないが、各超音波トランスデューサ 32 には電極が形成されており、信号線が接続されている。また、同様に図示はされていないが、超音波トランスデューサ 32 の表面（図の下面）側には、樹脂系材料（ゴム含む）からなる音響レンズ層や整合層が貼られており、裏面側にはバック材が貼られている。音響レンズ層は発振する超音波の集束性を良くする。整合層は超音波の発振効率を高める。バック材は、振動子を保持する機能を有するとともに、振動子の振動を早く終了させる。

【0020】送信用探触子 31 には、また、探触子位置の測定に用いる磁気センサ 33 が設けられている。磁気センサ 33 としては、キューブ状に巻線された六角コイルを用いることができる。磁気センサ 33 には、図示せぬ信号線が接続されており、磁場の検知信号を検出部 53（図 1 参照）に伝える。

【0021】次に、本発明の実施の形態に係る受信探触子について詳しく説明する。図 3 は、本発明の実施の形態に係る受信探触子の概略構成を示す斜視図である。図 3 に示す受信探触子 41 は、ほぼ立方体の箱型をしており、ほぼ正方形の探触面 44 を有する。この探触面 44 を人体のみぞおち部等に当てて超音波を受信する。探触面 44 の開口部の大きさは、100 mm × 100 mm 程度以上である。探触子 41 の図の上側には、超音波 40 受信信号を伝えるケーブル 45 が接続されている。

【0022】探触面 44 内には、例えば、円柱状の複数の超音波トランスデューサ 42 が 2 次元状に組み込まれている。超音波トランスデューサ 42 は、図では省略してあるが、例えば、縦 256 個 × 横 256 個で計 65536 個配置されている。各超音波トランスデューサ 42 には、図示せぬ電極が形成されており、駆動信号及び受信データを伝送する信号線が接続されている。また、同様に図示はされていないが、超音波トランスデューサ 42 の先端（図の下面）には、樹脂系材料（ゴム含む）か

らなる音響レンズ層や整合層が貼られており、電極側にはバック材が貼られている。音響レンズ層は発振する超音波の集束性を良くする。整合層は超音波の発振効率を高める。バック材は、振動子を保持する機能を有するとともに、振動子の振動を早く終了させる。

【0023】受信探触子 41 には、また、探触子位置の測定に用いる磁気センサ 43 が設けられている。磁気センサ 43 としては、キューブ状に巻線された六角コイルを用いることができる。磁気センサ 43 には、図示せぬ信号線が接続されており、磁気センサの駆動信号をドライバ回路 52（図 1 参照）から磁気センサ 43 に伝える。

【0024】次に、本発明の実施の形態に係る超音波撮像装置について説明する。図 1 は、本発明の実施の形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すシステム図である。この超音波撮像装置は、例えば、人体等の診察用の超音波診断装置や工業用の探傷装置として用いられる。

【0025】図 1 に示す超音波撮像装置は、以下の主要部で構成されている。

- （1）小型の送信用探触子 31（図 2 参照）
- （2）比較的大型の受信探触子 41（図 3 参照）
- （3）超音波撮像装置のシステム全体を制御するシステム制御部 14
- （4）受信した超音波の波形の処理を行う波形処理部 18
- （5）探触子のセンサから探触子の位置を算出する座標計測部 51
- （6）超音波データと探触子の位置とから波形処理されたデータの画像処理を行う画像処理部 23

【0026】送信用探触子 31 は、比較的小型であり、被検体の体表上の肋間等をナビゲーションしやすくなっている。送信用探触子 31 には、超音波の送信機能を有する超音波トランスデューサ 32 が設けられている。超音波トランスデューサ 32 としては、例えば、PZT や PVDf を材料とする圧電素子を用いることができる。送信用探触子 31 には、探触子位置の測定に用いる磁気センサ 33 が設けられている。

【0027】複数の超音波トランスデューサ 32 は、対応する複数のパルス発生回路（パルサ）12 から入力した駆動信号によって駆動されて振動し、超音波パルスを被検体に送信する。複数のパルサ 12 は、対応する複数のデジタル遅延器 13 の出力信号に基づき励振して駆動信号を出力する。これらのパルサとしては、高い繰り返し周期で駆動信号を出力できる高速パルサが好ましい。

【0028】超音波撮像装置のシステム全体を制御するシステム制御部 14 は、複数のデジタル遅延器 13 における遅延時間を制御する。この制御により、これらの駆動信号の時間差に対応した位相差を有する超音波パルスを複数の超音波トランスデューサ 32 から被検体に送信し、これらの超音波パルスの合波によって形成される音

線を所望の方向に偏向することができる。

【0029】受信用探触子41は、比較的大型であり、被検体の体表上のみぞおち部等に配置する。受信用探触子41には、超音波の受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ42が2次元状に組み上げられて設けられている。超音波トランスデューサ42としては、例えば、PZTやPVDフを材料とする圧電素子、あるいは光学式のセンサを用いることができる。受信用探触子41にも、該探触子位置の測定に用いる磁気センサ43が設けられている。

【0030】受信用探触子41は、送信用探触子31から出た超音波が被検体で反射された超音波パルスエコーを受信する。受信用探触子41が被検体から超音波パルスを受信すると、複数の超音波トランスデューサ42から検出信号が出力される。この検出信号は、波形処理部18に入力される。

【0031】波形処理部18には、複数の超音波トランスデューサ42に対応する複数の前置増幅器15、TGC (Time Gain Compensation: タイムゲインコンペンセーション) 増幅器16、A/D変換器17が配置されて10 いる。複数の超音波トランスデューサ42から出力された検出信号は、それぞれに対応する複数の前置増幅器15及びTGC増幅器16においてアナログ処理を施される。このアナログ処理により、これらの検出信号のレベルが、A/D変換器17の入力信号レベルに整合される。複数のTGC増幅器16から出力されたアナログ信号は、システム制御部14の制御の下、複数のA/D変換器17によってそれぞれデジタル化される。波形処理部18から出力された波形データ18aは、画像処理部23に配置されたメモリ24に記憶される。

【0032】送信用探触子31の磁気センサ33及び受信用探触子41の磁気センサ43は、座標計測部51に接続されている。座標計測部51には、磁気センサ43に駆動信号を送信するドライブ回路52が設けられており、受信用探触子41の磁気センサ43に接続されている。座標計測部51には、また、磁気センサ33から磁気を検出する検出部53が設けられており、送信用探触子31の磁気センサ33に接続されている。ドライブ回路52及び検出部53は、探触子の相対位置を算出する位置算出部54に接続されている。

【0033】ここで、探触子の相対位置の検出方法について説明する。まず、ドライブ回路52から駆動信号を送信すると、磁気センサ43から一様な磁場が発生する。このとき、磁気センサ43は磁気ソース部として作用する。磁場が発生すると、この磁場を磁気センサ33で検知する。このとき、磁気センサ33は磁気センス部として作用する。位置算出部54において、検知した磁場から両者の相対位置座標(x、y、z)及び相対傾斜角(方位角、仰角、横転角)が算出される。座標計測部51から出力された位置データ51aは、画像処

\*理部23に配置されたメモリ24に記憶される。

【0034】さて、撮像時に波形データ18aと位置データ51aがメモリ24に記憶されると、画像処理部23において、以下のように両者を同期させて画像処理が行われる。

【0035】複数のA/D変換器17から出力された波形データ18aは、データ処理部25に配置されたデジタルビームフォーマに並列に入力される。デジタルビームフォーマには、複数の超音波トランスデューサ42の10 それぞれに対応する複数の位相調整部が設けられている。各々の位相調整部は、シフトレジスタ遅延線やデジタル微小遅延器若しくはソフトウェア又はこれらの組合せによって、位置データ51aと同期させながら、波形データ18aに所望の遅延を与える。これらの位相調整部の出力は、デジタル加算器においてデジタル加算されることにより、探触子41に含まれる一連の超音波トランスデューサ42を用いて得られた複数の波形データ18aにおける位相の整合が行われる。データ処理部25においてはまた、検出波形の検波や画像データへの変換や所定の画像処理が施される。これらの処理により、被15 検体の断層データが得られ、データは随時メモリ24に記憶される。

【0036】さらに、DSC (Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ) 26において走査フォーマットの変換を行うことにより、音線データ空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。尚、3次元画像の表示を行う場合には、メモリ24とDSC26との間に3次元画像構成部27を組み込んで20 いても良い。3次元画像構成部27は、メモリ24に蓄積された複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータ(voxel data)を生成する。DSC26によって走査フォーマットが変換された画像データは、D/A変換器28においてアナログ信号に変換され、画像表示部29に表示される。

【0037】以上図1～図4を参照しつつ、本発明の実施の形態に係る超音波撮像方法等について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、様々な変更を加えることができる。

【0038】

40 【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明によれば、画像の空間分解能を劣化させることなく、体内の広い範囲の画像を取得できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の主要構成を示すシステム図である。

【図2】本発明の実施の形態に係る送信用探触子の概略構成を示す斜視図である。

【図3】本発明の実施の形態に係る受信用探触子の概略構成を示す斜視図である。

【図4】現在用いられている一般的な探触子の構造を模

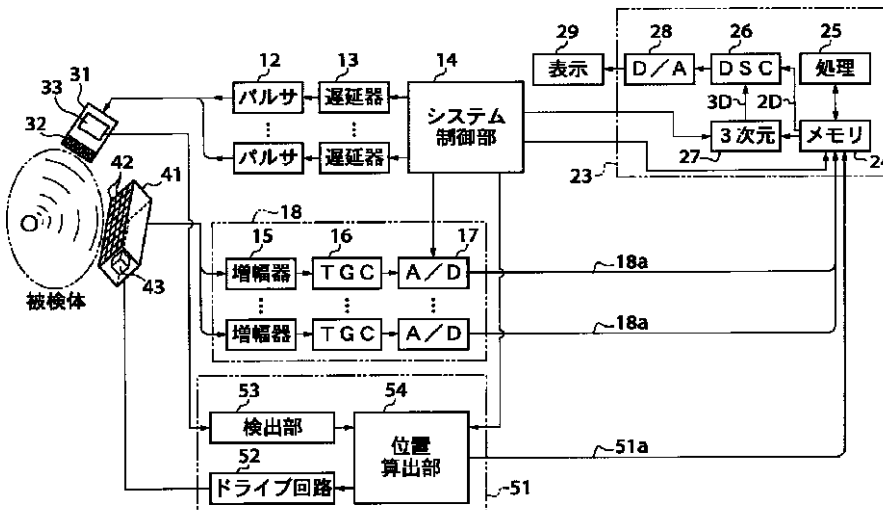
式的に示す図である。(A)は全体の斜視図、(B)は配列振動子を拡大して示す斜視図である。

【符号の説明】

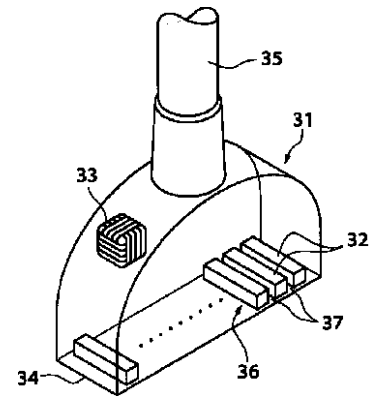
- 12 パルス発生回路
- 13 デジタル遅延器
- 14 システム制御部
- 15 増幅器
- 16 TGC増幅器
- 17 A/D変換器
- 18 波形処理部
- 18a 波形データ
- 23 画像処理部
- 24 メモリ
- 25 データ処理部

- \*26 DSC
- 28 D/A変換器
- 29 画像表示部
- 31 送信用探触子
- 32 超音波トランスデューサ
- 33 磁気センサ
- 41 受信用探触子
- 42 超音波トランスデューサ
- 43 磁気センサ
- 10 51 座標計測部
- 51a 位置データ
- 52 ドライブ回路
- 53 検出部
- \* 54 位置算出部

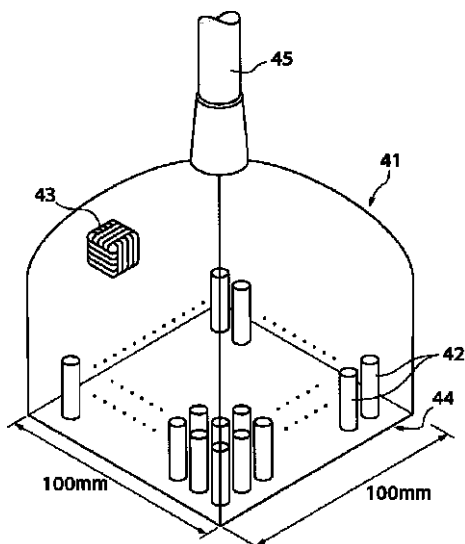
【図1】



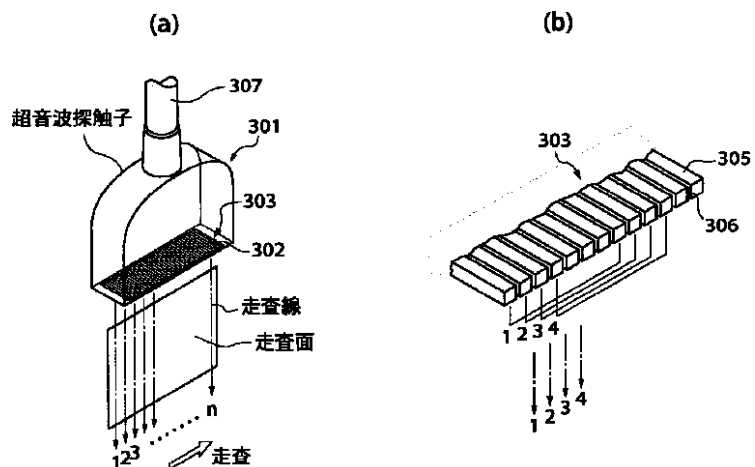
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マコ-ト (参考)

H 0 4 N 7/18

F タ-ム (参考) 4C301 AA03 AA04 BB23 EE02 EE09  
GB04 GB09 GD02 GD16 KK16  
5C024 AX09 EX06 EX22 EX45 HX57  
5C054 CA08 FD01 GA04 GB01 HA12  
5J083 AA02 AB17 AC28 AC31 AD04  
AE10 BC02 BE49 CA02 CA12  
CA20 CA24 CB03 EA18

专利名称(译)	超声成像设备，超声成像方法和探针		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002253549A</a>	公开(公告)日	2002-09-10
申请号	JP2001057947	申请日	2001-03-02
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	都築博彦		
发明人	都築 博彦		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S7/521 G01S15/89 H04N7/18		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B H04N7/18.Q G01S7/52.A H04N5/31 G01S7/521.A H04N5/30		
F-TERM分类号	4C301/AA03 4C301/AA04 4C301/BB23 4C301/EE02 4C301/EE09 4C301/GB04 4C301/GB09 4C301/GD02 4C301/GD16 4C301/KK16 5C024/AX09 5C024/EX06 5C024/EX22 5C024/EX45 5C024/HX57 5C054/CA08 5C054/FD01 5C054/GA04 5C054/GB01 5C054/HA12 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC28 5J083/AC31 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/BC02 5J083/BE49 5J083/CA02 5J083/CA12 5J083/CA20 5J083/CA24 5J083/CB03 5J083/EA18 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/EE01 4C601/EE06 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC25 4C601/KK21		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在不降低图像的空间分辨率的情况下获取体内广泛范围的图像的超声成像方法等。 解决方案：将探针分为发射探针31和接收探针41，并使用发射探针31将超声波发射到对象，并形成二维阵列图案。 由具有布置在其中的多个换能器的接收探针41接收回波，放大由接收探针41的换能器接收的信号，并基于该信号获得对象的波形数据18a。。 那时，使用磁传感器33和43检测两个探针的相对位置。 此外，参考相对位置，处理波形数据，获得图像数据，处理图像数据，并对回波进行三维成像。

