(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5519949号
(P5519949)
(45)発行日　平成26年6月11日(2014.6.11)　(24)登録日　平成26年4月11日(2014.4.11)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 8/00 (2006.01)　A61B 8/00

請求項の数 7　(全 14 頁)

(21)出願番号　特願2009-79315(P2009-79315)
(22)出願日　平成21年3月27日(2009.3.27)
(65)公開番号　特開2010-227356(P2010-227356A)
(43)公開日　平成22年10月14日(2010.10.14)
審査請求日　平成23年7月4日(2011.7.4)

(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　100105212
弁理士　保坂　延寿
(74)代理人　100100413
弁理士　渡部　温
(72)発明者　工藤　吉光
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
(72)発明者　唐澤　弘行
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
最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波プローブ及び超音波プローブシステム

(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を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、

複数の機能モジュールを選択的に切り替えて有線接続可能に構成され、有線接続された機能モジュールに対して、前記信号処理部によって生成された伝送信号を有線通信によって送信する通信部と、

を具備し、

前記複数の機能モジュールは、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号を有線通信によって超音波診断装置本体に送信する有線通信モジュールと、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号を無線通信によって超音波診断装置本体に送信する無線通信モジュールと、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号に基づいて超音波画像を表示する画像表示モジュールとを含む、超音波プローブ。

【請求項２】

前記信号処理部は、前記複数の超音波トランスデューサから出力されるパラレルの受信信号に基づいてシリアルの伝送信号を生成し、

前記通信部は、前記複数の機能モジュールに共通に接続可能なインターフェイスコネクタを有し、前記インターフェイスコネクタは、前記信号処理部によって生成されたシリア

ルの伝送信号を、接続された機能モジュールに対して送信するために用いられる、請求項１記載の超音波プローブ。

【請求項３】

複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、前記信号処理部によって生成された伝送信号を有線通信によって送信する通信部とを有する超音波プローブと、

前記通信部に選択的に切り替えて有線接続可能な複数の機能モジュールであって、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号を有線通信によって超音波診断装置本体に送信する有線通信モジュールと、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号を無線通信によって超音波診断装置本体に送信する無線通信モジュールと、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号に基づいて超音波画像を表示する画像表示モジュールとを含む、前記複数の機能モジュールと、

を具備する超音波プローブシステム。

【請求項４】

複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、前記信号処理部によって生成された伝送信号を有線通信によって送信する通信部とを有する超音波プローブと、

前記通信部に選択的に切り替えて有線接続可能な複数の機能モジュールであって、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号を無線通信によって超音波診断装置本体に送信する無線通信モジュールと、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号に基づいて超音波画像を表示する画像表示モジュールと、前記通信部から有線通信によって送信される伝送信号を有線通信によって超音波診断装置本体に送信する有線通信モジュールとを含む、前記複数の機能モジュールと、

を具備し、

前記有線通信モジュールは、バッテリ及び前記バッテリから前記超音波プローブに対して電力を供給する電力供給部を有する超音波プローブシステム。

【請求項５】

前記信号処理部は、前記複数の超音波トランスデューサから出力されるパラレルの受信信号に基づいてシリアルの伝送信号を生成し、

前記通信部は、前記複数の機能モジュールに共通に接続可能なインターフェイスコネクタを有し、前記インターフェイスコネクタは、前記信号処理部によって生成されたシリアルの伝送信号を、接続された機能モジュールに対して送信するために用いられる、請求項３又は４記載の超音波プローブシステム。

【請求項６】

前記信号処理部は、前記複数の超音波トランスデューサから出力されるパラレルの受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施して受信信号の周波数帯域をベースバンド周波数帯域に落としてからシリアルの伝送信号を生成する、請求項３乃至５のいずれか一項記載の超音波プローブシステム。

【請求項７】

前記複数の機能モジュールの各々は、前記超音波プローブに対して電力を供給する電力供給部を有する請求項３記載の超音波プローブシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波プローブ、及び、超音波プローブとこの超音波プローブに接続可能な機能モジュールとによって構成

される超音波プローブシステムに関する。

【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画像技術と異なり、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。

【０００３】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【０００４】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を含む超音波プローブが用いられる。超音波プローブが受信した超音波エコーは伝送信号に変換されて超音波診断装置本体に送信され、超音波診断装置本体において伝送信号に基づく画像が生成される。超音波プローブと超音波診断装置本体とは、ケーブルを介して有線接続されることが多いが、超音波プローブと超音波診断装置本体との間の情報通信を無線で行う無線通信式の超音波診断装置も開発されている。無線通信式の超音波診断装置は、ケーブルを用いることによる煩わしさを解消できるという大きなメリットがあるが、超音波プローブへの電力供給の点では有線接続の超音波診断装置の方が有利なこともある。

【０００５】

また、従来、超音波診断装置は、専用の診察室内に設置される大型のものが主流であったが、近年では携行型の超音波診断装置も提案されている。携行型の超音波診断装置は、診断者が簡単に持ち運びでき、超音波診断のために超音波診断装置の設置場所まで被験者をわざわざ移動させる必要がないという大きなメリットがあるが、ディスプレイ装置等を大きくすると携行に不便となるため、詳細な画像を大きな画面に表示して診断したい場合等においては大型の装置の方が有利なこともある。

【０００６】

このように、超音波診断装置には、有線通信式と無線通信式、大型と携行型にそれぞれメリット及びデメリットがある。これらのメリット及びデメリットに応じて、有線通信式と無線通信式、大型と携行型等を使い分けることが望まれている。

【０００７】

関連する技術として、特許文献１には、１つの超音波診断装置本体を複数種類の超音波プローブに対応できるように構成したものが開示されている。

しかし、特許文献１の技術では、複数種類の超音波プローブを使えても、超音波診断装置本体側の構成は同一であるので、有線通信式と無線通信式、大型と携行型等を使い分けることはできない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】特開２００５－２６１５９５号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、場面に応じて様々な方式で使用することができる

超音波プローブ及び超音波プローブシステム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】

【００１０】

上記課題を解決するため、本発明の１つの観点に係る超音波プローブは、複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、複数の機能モジュールを選択的に切り替えて有線接続可能に構成され、有線接続された機能モジュールに対して、信号処理部によって生成された伝送信号を有線通信によって送信する通信部と、を具備し、複数の機能モジュールは、通信部から有線通信によって送信される伝送信号を有線通信によって超音波診断装置本体に送信する有線通信モジュールと、通信部から有線通信によって送信される伝送信号を無線通信によって超音波診断装置本体に送信する無線通信モジュールと、通信部から有線通信によって送信される伝送信号に基づいて超音波画像を表示する画像表示モジュールとを含む。

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、超音波プローブが、外部の複数の機能モジュールのうち、任意の１つに接続されるようにしたので、１つの超音波プローブを、場面に応じて様々な方式で使用することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】本発明の一実施形態に係る超音波プローブを備えた超音波診断装置の概略構成を示す斜視図である。

【図２】図１に示す超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図３】図２に示す受信信号処理部の構成例を示す図である。

【図４】図１に示す有線通信モジュール及び超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。

【図５】図１に示す無線通信モジュール及び超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。

【図６】図１に示す画像表示モジュールの構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

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符号を付して、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プローブを備えた超音波診断装置の概略構成を示す斜視図である。本発明の一実施形態に係る超音波プローブシステムは、超音波プローブ１と、この超音波プローブ１に対して接続可能な機能モジュールであって（１）有線通信モジュール３ａ、（２）無線通信モジュール３ｂ、及び、（３）画像表示モジュール３ｃのうち少なくとも２つとによって構成される。

【００１４】

図２は、図１に示す超音波プローブの構成を示すブロック図である。超音波プローブ１は、リニアスキャン方式、コンベックススキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでも良いし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでも良い。

【００１５】

図２に示すように、超音波プローブ１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１０と、送信遅延パターン記憶部１１と、送信制御部１２と、駆動信号発生部１３と、受信制御部１４と、複数チャンネルの受信信号処理部１５と、パラレル／シリアル変換部１６と、伝送回路１７と、操作スイッチ２１と、制御部２２と、格納部２３と、バッテリ制御部２４と、バッテリ２６と、受電部２７と、

表示制御部２８と、表示部２９とを有している。ここで、受信信号処理部１５及びパラレル／シリアル変換部１６は、複数の超音波トランスデューサ１０から出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部を構成している。

【００１６】

複数の超音波トランスデューサ１０は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。各超音波トランスデューサ１０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。

【００１７】

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、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。

【００１８】

送信遅延パターン記憶部１１は、複数の超音波トランスデューサ１０から送信される超音波によ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１２は、制御部２２によって設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部１１に記憶されている複数の送信遅延パターンの中から１つの送信遅延パターンを選択し、その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の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部１２は、複数の超音波トランスデューサ１０から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【００１９】

駆動信号発生部１３は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部１２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複数の超音波トランスデューサ１０に供給し、あるいは、複数の超音波トランスデューサ１０から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届く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１０に供給する。

【００２０】

受信制御部１４は、複数チャンネルの受信信号処理部１５の動作を制御する。各チャンネルの受信信号処理部１５は、対応する超音波トランスデューサ１０から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることによりサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル／シリアル変換部１６に供給する。

【００２１】

図３は、図２に示す受信信号処理部の構成例を示す図である。図３に示すように、各チャンネルの受信信号処理部１５は、プリアンプ１５１と、ローパスフィルタ（ＬＰＦ）１５２と、アナログ／ディジタル変換器（ＡＤＣ）１５３と、直交検波処理部１５４と、サンプリング部１５５ａ及び１５５ｂと、メモリ１５６ａ及び１５６ｂとを含んでいる。

【００２２】

プリアンプ１５１は、超音波トランスデューサ１０から出力される受信信号（ＲＦ信号）を増幅し、ＬＰＦ１５２は、プリアンプ１５１から出力される受信信号の帯域を制限することにより、Ａ／Ｄ変換におけるエリアジングを防止する。ＡＤＣ１５３は、ＬＰＦ１５２から出力されるアナログの受信信号をディジタルの受信信号に変換する。

【００２３】

ＲＦ信号のままでデータの直列化を行うと、伝送ビットレートが極めて高くなり、通信速度やメモリの動作速度がそれに追いつかない。一方、受信フォーカス処理の後でデータの直列化を行うと、伝送ビットレートを低減することができるが、受信フォーカス処理のための回路は規模が大きく、超音波プローブの中に組み込むことは困難である。そこで、本実施形態においては、受信信号に対して直交検波処理等を施して受信信号の周波数帯域をベースバンド周波数帯域に落としてからデータの直列化を行うことにより、伝送ビットレートを低減させている。

【００２４】

直交検波処理部１５４は、受信信号に対して直交検波処理を施し、複素ベースバンド信号（Ｉ信号及びＱ信号）を生成する。図３に示すように、直交検波処理部１５４は、ミキサ（掛算回路）１５４ａ及び１５４ｂと、ローパスフィルタ（ＬＰＦ）１５４ｃ及び１５４ｄとを含んでいる。ミキサ１５４ａが、局部発振信号$\cos\omega_0 t$を受信信号に掛け合わせて、ＬＰＦ１５４ｃが、ミキサ１５４ａから出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表すＩ信号が生成される。一方、ミキサ１５４ｂが、位相をπ／２だけ回転させた局部発振信号$\sin\omega_0 t$を受信信号に掛け合わせて、ＬＰＦ１５４ｄが、ミキサ１５４ｂから出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表すＱ信号が生成される。

【００２５】

サンプリング部１５５ａ及び１５５ｂは、直交検波処理部１５４によって生成された複素ベースバンド信号（Ｉ信号及びＱ信号）をサンプリング（再サンプリング）することにより、２チャンネルのサンプルデータをそれぞれ生成する。生成された２チャンネルのサンプルデータは、メモリ１５６ａ及び１５６ｂにそれぞれ格納される。

【００２６】

再び図２を参照すると、パラレル／シリアル変換部１６は、複数チャンネルの受信信号処理部１５によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータ（伝送信号）に変換する。例えば、パラレル／シリアル変換部１６は、１２８チャンネルや６４チャンネルなどのパラレルのサンプルデータを、１～４チャンネルのシリアルのサンプルデータに変換する。これにより、超音波トランスデューサ１０の数と比較して、伝送チャンネルの数が大幅に低減される。

【００２７】

伝送回路１７は、伝送信号に基づいてキャリアを変調して送信信号を生成し、送信信号を、超音波プローブ１に接続された各種モジュールに対して送信する。変調方式としては、例えば、ＡＳＫ（Amplitude Shift Keying）、ＰＳＫ（Phase Shift Keying）、ＱＰＳＫ（Quadrature Phase Shift Keying）、１６ＱＡＭ（16 Quadrature Amplitude Modulation）等が用いられる。ＡＳＫ又はＰＳＫを用いる場合には、１系統で１チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、ＱＰＳＫを用いる場合には、１系統で２チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、１６ＱＡＭを用いる場合には、１系統で４チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能である。

【００２８】

また、伝送回路１７は、超音波プローブ１に接続された各種モジュールから送信される走査制御信号などの各種の制御信号を受信して、受信した信号を制御部２２に出力する。制御部２２は、各種モジュールから送信される制御信号に基づいて、超音波プローブ１の各部を制御する。

【００２９】

操作スイッチ２１は、超音波診断装置をライブモードやフリーズモードに設定するためのスイッチを含んでいる。ここで、ライブモードとは、超音波の送受信を行うことによって順次得られる受信信号に基づいて動画像を表示するモードのことであり、フリーズモードとは、メモリ等に格納されている受信信号又は音線信号に基づいて静止画像を表示するモードのことである。ライブモード又はフリーズモードの設定信号は、伝送信号と共に送信信号に含まれて、超音波診断装置本体２に送信される。なお、ライブモードとフリーズ

モードとの切換は、超音波診断装置本体２において行われるようにしても良い。

【００３０】

バッテリ２６は、電力を必要とする駆動信号発生部１３、受信信号処理部１５、パラレル／シリアル変換部１６、伝送回路１７、制御部２２等の各部に電力を供給する。バッテリ制御部２４は、図示しない電源スイッチの状態に基づいて、バッテリ２６から各部に電力を供給するか否かを制御する。

【００３１】

受電部２７は、超音波プローブ１に接続された各種モジュールの給電部６７（後述）又はその他の給電装置から無線により供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換することにより、無線による送電を受電する電気回路によって構成される。受電部２７は、例えば給電部６７との間でＬＣ共振回路を構成することにより、給電部６７が発生する磁場から誘導起電力を発生させる。発生した誘導起電力により、バッテリ２６への充電が行われる。

あるいは、受電部２７は、一端がバッテリ２６の充電回路に接続され、他端が超音波プローブ１の筐体外部に露出した充電端子によって構成される。この充電端子が、超音波プローブ１に接続された各種モジュールの給電部６７としての電源端子又はその他の外部電源端子と接触している場合に、バッテリ２６への充電が行われる。

【００３２】

表示制御部２８は、制御部２２の制御信号に基づいて、モジュール接続エラー等の表示を表示部２９に行わせる。表示部２９は、例えば、ＬＥＤ等の点灯デバイスあるいはＬＣＤ等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部２８の制御の下で、モジュール接続エラー等の表示を行う。

【００３３】

以上において、送信制御部１２、受信制御部１４、直交検波処理部１５４（図３）、サンプリング部１５５ａ及び１５５ｂ（図３）、パラレル／シリアル変換部１６、制御部２２、バッテリ制御部２４、及び、表示制御部２８は、ディジタル回路によって構成しても良いし、中央演算装置（ＣＰＵ）と、ＣＰＵに各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部２３に格納される。あるいは、直交検波処理部１５４をアナログ回路によって構成しても良い。その場合には、ＡＤＣ１５３が省略され、サンプリング部１５５ａ及び１５５ｂによって複素ベースバンド信号のＡ／Ｄ変換が行われる。

【００３４】

次に、超音波プローブに接続される各種モジュールについて説明する。

図４は、図１に示す有線通信モジュール及び超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。図４を参照すると、有線通信モジュール３ａは、伝送回路５３ａと、制御部６２と、バッテリ制御部６４と、バッテリ６６と、受電部５７と、給電部６７とを有している。また、超音波診断装置本体２は、伝送回路３７ａと、シリアル／パラレル変換部３３と、画像形成部３４と、表示制御部３５と、表示部３６ａと、操作部４１と、制御部４２と、格納部４３と、電源制御部４４と、電源部４６と、給電部４７とを有している。

【００３５】

有線通信モジュール３ａの伝送回路５３ａは、超音波プローブ１の伝送回路１７から伝送信号を受信し、この伝送信号を超音波診断装置本体２の伝送回路３７ａ（後述）に送信する。また、伝送回路５３ａは、超音波診断装置本体２の伝送回路３７ａから各種の制御信号を受信し、この制御信号を超音波プローブ１の伝送回路１７に送信する。

【００３６】

バッテリ６６は、有線通信モジュール３ａの各部に電力を供給する。バッテリ制御部６４は、図示しない電源スイッチの状態に基づいて、バッテリ６６から有線通信モジュール３ａの各部に電力を供給するか否かを制御する。

【００３７】

給電部６７は、ＬＣ共振回路を用いた電磁誘導作用によって、超音波プローブ１の受電

部２７（図２）に電力を供給する。或いは、給電部６７は、バッテリ６６に接続された電源端子として構成され、超音波プローブ１の受電部２７としての充電端子に接触することにより有線で電力を供給する。

【００３８】

受電部５７は、超音波診断装置本体２の給電部４７又はその他の給電装置から無線により供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換し、或いは有線により直接電気エネルギーを得る。受電部５７の構成は超音波プローブ１の受電部２７の構成と同様である。受電部５７において得られた電気エネルギーにより、バッテリ６６への充電が行われ、或いは直接給電部６７を介して超音波プローブ１への給電が行われる。

制御部６２は、伝送回路５３ａ及びバッテリ制御部６４を制御する。

【００３９】

超音波診断装置本体２の伝送回路３７ａは、有線通信モジュール３ａの伝送回路５３ａから伝送信号を受信し、この伝送信号を復調して、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号から得られる複素ベースバンド信号を表すシリアルのサンプルデータ（伝送信号）をシリアル／パラレル変換部３３に出力する。また、伝送回路３７ａは、超音波プローブ１の制御部２２や有線通信モジュール３ａの制御部６２を制御する各種の制御信号を制御部４２から受信し、この制御信号を有線通信モジュール３ａの伝送回路５３ａに送信する。

【００４０】

シリアル／パラレル変換部３３は、伝送回路３７ａから出力されるシリアルのサンプルデータを、複数の超音波トランスデューサに対応するパラレルのサンプルデータに変換する。

【００４１】

画像形成部３４は、シリアル／パラレル変換部３３から出力されるパラレルのサンプルデータに基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報であるＢモード画像信号やＣＷ画像信号を生成する。画像形成部３４は、受信遅延パターン記憶部３４１と、整相加算部３４２と、メモリ３４３と、画像処理部３４４とを含んでいる。

【００４２】

受信遅延パターン記憶部３４１は、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号から得られる複素ベースバンド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。整相加算部３４２は、制御部４２において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部３４１に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から１つの受信遅延パターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【００４３】

メモリ３４３は、整相加算部３４２によって生成された音線信号を順次格納する。画像処理部３４４は、ライブモードにおいては整相加算部３４２によって生成される音線信号に基づいて、フリーズモードにおいてはメモリ３４３に格納されている音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報であるＢモード画像信号などを生成する。

【００４４】

画像処理部３４４は、ＳＴＣ（sensitivity time control）部と、ＤＳＣ（digital scan converter：ディジタル・スキャン・コンバータ）とを含んでいる。ＳＴＣ部は、音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。ＤＳＣは、ＳＴＣ部によって補正された音線信号を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（ラスター変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、Ｂモード画像信号などを生成する。

【００４５】

表示制御部３５は、画像形成部３４によって生成されるＢモード画像信号などに基づい

て、表示部３６ａに超音波診断画像を表示させる。表示部３６ａは、例えば、ＬＣＤ等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部３５の制御の下で、超音波診断画像等を表示する。

【００４６】

制御部４２は、操作部４１を用いたオペレータの操作に従って、超音波診断装置本体２の各部を制御する。電源制御部４４は、図示しない電源スイッチの状態に基づいて、電源部４６のオン／オフを制御する。給電部４７は、ＬＣ共振回路を用いた電磁誘導作用によって、有線通信モジュール３ａの受電部５７に電力を供給する。或いは、給電部４７は、電源部４６に接続された電源端子として構成され、有線通信モジュール３ａの受電部５７としての充電端子に接触することにより有線で電力を供給する。

【００４７】

以上において、シリアル／パラレル変換部３３、整相加算部３４２、画像処理部３４４、表示制御部３５、制御部４２、及び、電源制御部４４は、中央演算装置（ＣＰＵ）と、ＣＰＵに各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成されるが、それらをディジタル回路で構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部４３に格納される。格納部４３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。

【００４８】

図５は、図１に示す無線通信モジュール及び超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。図５を参照すると、無線通信モジュール３ｂは、伝送回路５３ｂと、無線通信部５１と、通信制御部５２と、制御部６２と、バッテリ制御部６４と、バッテリ６６と、受電部５７と、給電部６７とを有している。また、超音波診断装置本体２は、無線通信部３１と、通信制御部３２と、シリアル／パラレル変換部３３と、画像形成部３４と、表示制御部３５と、表示部３６ａと、操作部４１と、制御部４２と、格納部４３と、電源制御部４４と、電源部４６と、給電部４７とを有している。

【００４９】

無線通信モジュール３ｂの伝送回路５３ｂは、超音波プローブ１の伝送回路１７から伝送信号を受信し、この伝送信号を無線通信部５１に出力する。また、伝送回路５３ｂは、無線通信部５１が受信した各種の制御信号を超音波プローブ１の伝送回路１７に送信する。

【００５０】

バッテリ制御部６４、バッテリ６６、給電部６７、受電部５７、制御部６２の構成は、図４において説明した通りである。

【００５１】

超音波診断装置本体２の無線通信部３１は、無線通信モジュール３ｂの無線通信部５１との間で無線通信を行い、無線通信モジュール３ｂから伝送信号を受信し、この伝送信号を復調して、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号から得られる複素ベースバンド信号を表すシリアルのサンプルデータ（伝送信号）をシリアル／パラレル変換部３３に送信する。また、無線通信部３１は、超音波プローブ１の制御部２２や無線通信モジュール３ｂの制御部６２を制御する各種の制御信号を制御部４２から受信し、この制御信号を無線通信モジュール３ｂの無線通信部５１に送信する。

通信制御部３２は、制御部４２の制御の下で、各種の制御信号を送信するよう無線通信部３１を制御する。

【００５２】

シリアル／パラレル変換部３３、画像形成部３４、表示制御部３５、表示部３６ａ、制御部４２、電源制御部４４、電源部４６、給電部４７の構成は、図４において説明した通りである。

【００５３】

図６は、図１に示す画像表示モジュールの構成を示すブロック図である。図６を参照す

ると、画像表示モジュール３ｃは、伝送回路３７ｃと、シリアル／パラレル変換部３３と、画像形成部３４と、表示制御部３５と、表示部３６ｃと、操作部４１と、制御部４２と、格納部４３と、電源制御部４４と、電源部４６と、給電部４７とを有している。

【００５４】

画像表示モジュール３ｃの伝送回路３７ｃは、超音波プローブ１の伝送回路１７から伝送信号を受信し、この伝送信号を復調して、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号から得られる複素ベースバンド信号を表すシリアルのサンプルデータ（伝送信号）をシリアル／パラレル変換部３３に出力する。また、伝送回路３７ｃは、制御部４２から各種の制御信号を受信し、この制御信号を超音波プローブ１の伝送回路１７に送信する。

【００５５】

シリアル／パラレル変換部３３、画像形成部３４、表示制御部３５、制御部４２、電源制御部４４、電源部４６、給電部４７の構成は、図４において説明した通りである。従って、画像表示モジュール３ｃは、超音波診断装置本体２との間で信号を送受信することなく、超音波プローブ１からの伝送信号にもとづいて超音波画像を生成する。

表示部３６ｃは、図４及び図５に示す超音波診断装置本体２の表示部３６ａよりも小サイズのディスプレイ装置を含んでいる。従って、詳細な画像の表示には適さないが、画像表示モジュール３ｃ全体を小さくすることができ、携行が容易になっている。超音波診断装置は、他の医療画像診断装置（Ｘ線を用いる診断装置（ＣＴを含む）、ＭＲＩ、内視鏡など）と比べて、特殊な撮影室（Ｘ線遮蔽室など）や滅菌に対する特別な配慮（内視鏡検査など）を必要とする度合いが低いため、屋外を含む任意の場所でも診断が可能であるという特殊性がある。従って、携帯性や操作性の高い超音波診断装置を実現する必要性が、他の医療画像診断装置よりも高いということができる。

【００５６】

例えば、定期検診など比較的短時間での診断を行う場合には、高画質性より操作性が重視されるのに対し、詳細検査を行う場合には、操作性より高画質性が重視される。このように、操作性と高画質性の要求度は場面によって異なる。

また、例えば、超音波プローブと超音波診断装置本体との交信を無線通信で行う場合、ケーブルの煩わしさが解消し操作性が良い。ただし、無線通信の場合は超音波プローブ側にバッテリを備えることが望ましく、高い操作性を維持するためにはこのバッテリを小型化する必要がある。一方で、詳細な診断をするための高画質を得るには、超音波プローブにおいて大きな電力が必要となる。このように、操作性と高画質性の両面を１つの装置で追求することは困難な場合がある。

上述の有線接続モジュール３ａは、高画質性を重視する場合に適しており、無線接続モジュール３ｂは、操作性を重視する場合に適しており、画像表示モジュール３ｃは、診断現場での即時観察を重視する場合に適している。このように、本実施形態によれば、同一の超音波プローブ１を用いつつ、場面に応じて要求される操作性と高画質性を満たす形態を容易に選択することができる。

【００５７】

また、本実施形態によれば、超音波プローブ１においてパラレル信号をシリアル化しているため、超音波プローブと各種機能モジュールとの接続に、同一のインターフェイスコネクタを用い、使い勝手を向上させることができる。なお、超音波プローブと各種機能モジュールとの間でのシリアル信号の送受信は、伝送信号と制御信号とを１本の信号線にまとめて行っても良いし、複数本の信号線を用いて行っても良い。

【００５８】

上述の図１においては、超音波プローブ１と各機能モジュール３ａ、３ｂ、３ｃとをケーブルで繋ぐ例について説明したが、ケーブルを介さずに直接に両者のコネクタを繋ぐこととしても良い。なお、図１において超音波プローブ１と各機能モジュール３ａ、３ｂ、３ｃとの間を繋ぐケーブルは、超音波プローブ１と各機能モジュール３ａ、３ｂ、３ｃとのどちらに付帯するものでも良い。

また、上述においては、超音波プローブ１にバッテリ２６を設けた例について説明したが、バッテリ２６を設けなくても良い。すなわち、有線通信モジュール３ａ若しくは無線通信モジュール３ｂのバッテリ６６、又は、画像表示モジュール３ｃの電源部４６から、超音波プローブ１に駆動電力を供給しても良い。また、有線通信モジュール３ａにバッテリ６６を設けずに、超音波診断装置本体２から有線通信モジュール３ａの制御部６２や給電部６７に電力を供給しても良いし、有線通信モジュール３ａを介して超音波診断装置本体２から直接超音波プローブ１に駆動電力を供給しても良い。

【００５９】

超音波プローブ１にバッテリ２６を設けた場合には、各種機能モジュールを超音波プローブ１に装着していないとき、すなわち不使用時に、各種機能モジュールの内蔵バッテリに充電することとしても良い。

【産業上の利用可能性】

【００６０】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、無線通信により画像データを超音波プローブから装置本体に伝送し、診断のために用いられる超音波診断画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

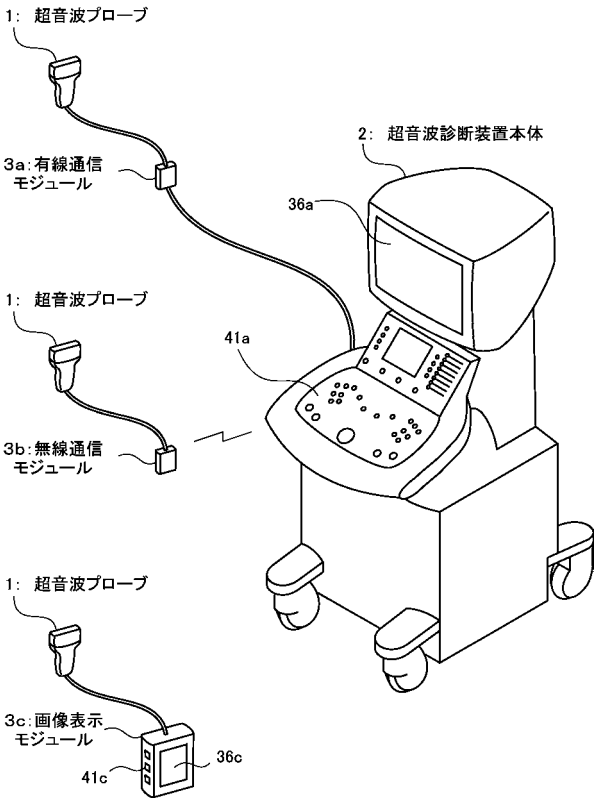
【符号の説明】

【００６１】

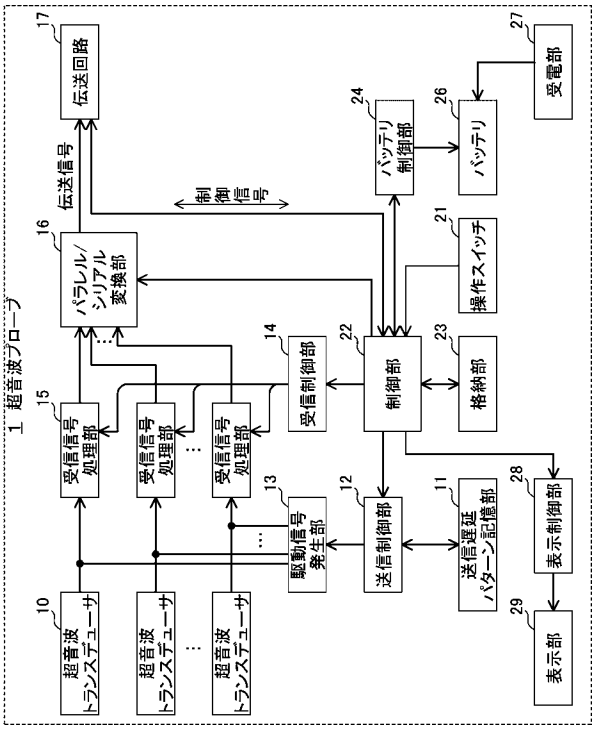
１　超音波プローブ
２　超音波診断装置本体
３ａ　有線通信モジュール
３ｂ　無線通信モジュール
３ｃ　画像表示モジュール
１０　超音波トランスデューサ
１１　送信遅延パターン記憶部
１２　送信制御部
１３　駆動信号発生部
１４　受信制御部
１５　受信信号処理部
１６　パラレル／シリアル変換部
１７　伝送回路
２１　操作スイッチ
２２　制御部
２３　格納部
２４　バッテリ制御部
２６　バッテリ
２７　受電部
２８　表示制御部
２９　表示部
３１　無線通信部
３２　通信制御部
３３　シリアル／パラレル変換部
３４　画像形成部
３５　表示制御部
３６ａ、３６ｃ　表示部
３７ａ、３７ｃ　伝送回路
４１　操作部
４２　制御部
４３　格納部
４４　電源制御部

４６　電源部
４７　給電部
５１　無線通信部
５２　通信制御部
５３ａ、５３ｂ　伝送回路
５７　受電部
６２　制御部
６４　バッテリ制御部
６６　バッテリ
６７　給電部
１５１　プリアンプ
１５２　ローパスフィルタ（ＬＰＦ）
１５３　アナログ／ディジタル変換器（ＡＤＣ）
１５４　直交検波処理部
１５４ａ、１５４ｂ　ミキサ（掛算回路）
１５４ｃ、１５４ｄ　ローパスフィルタ（ＬＰＦ）
１５５ａ、１５５ｂ　サンプリング部
１５６ａ、１５６ｂ　メモリ
３４１　受信遅延パターン記憶部
３４２　整相加算部
３４３　メモリ
３４４　画像処理部

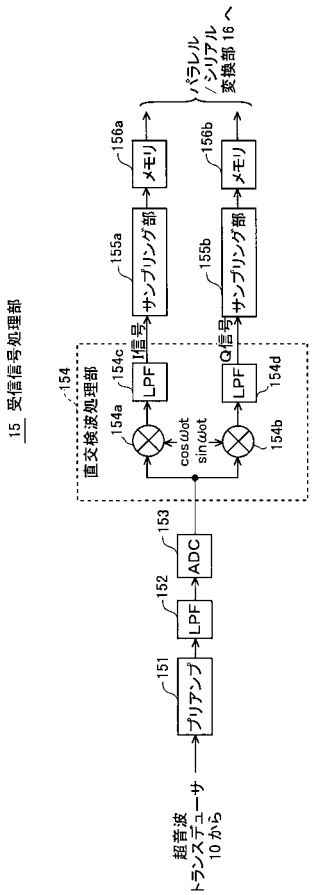
【図１】



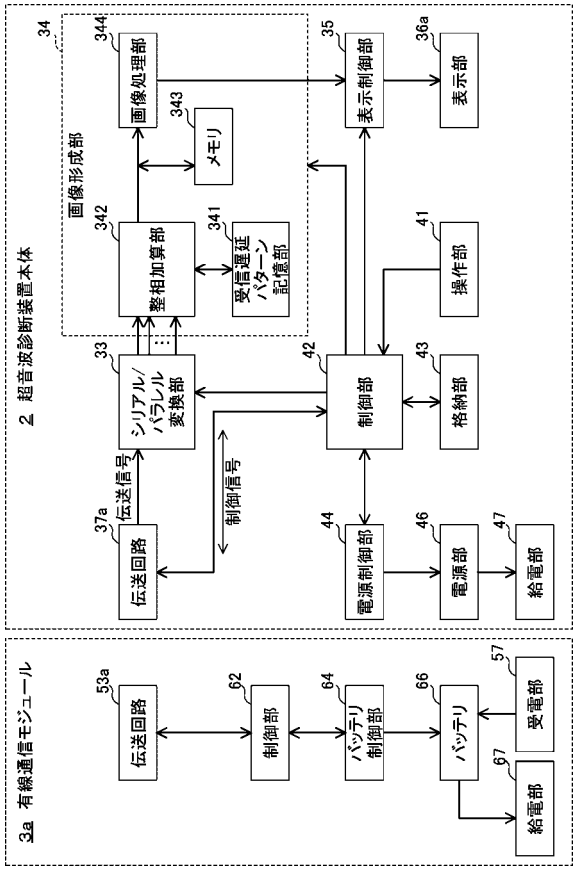
【図２】



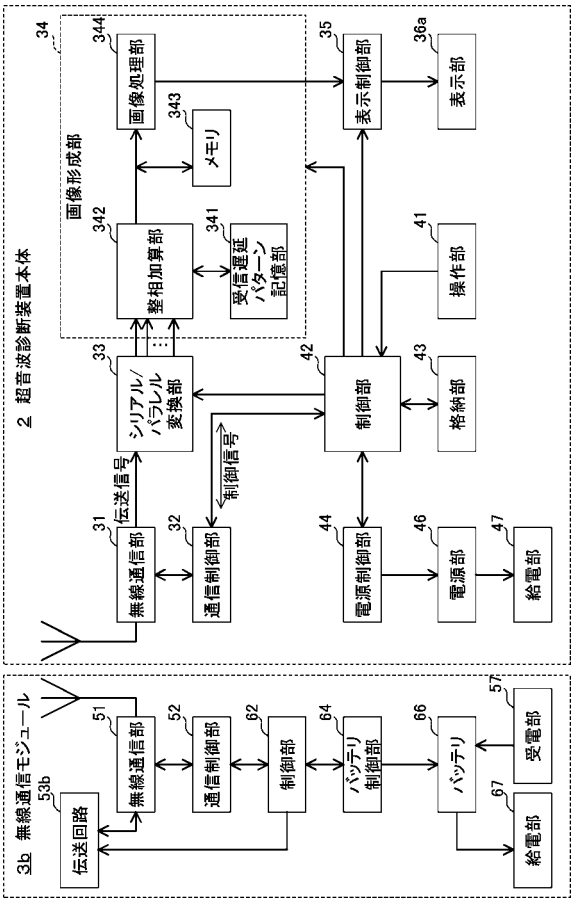
【図３】


15 受信信号処理部
超音波トランスデューサ10から
プリアンプ
151
LPF
152
ADC
153
直交検波処理部
154
154a
154b
154c
154d
cosωot
sinωot
LPF
LPF
I信号
Q信号
サンプリング部
サンプリング部
155a
155b
メモリ
メモリ
156a
156b
パラレル/シリアル変換部16へ

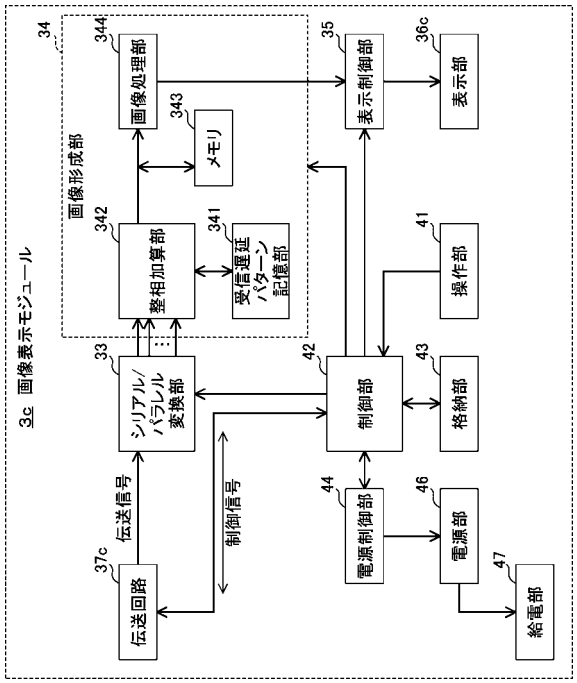
【図４】


2 超音波診断装置本体
画像形成部
34
画像処理部
344
メモリ
343
整相加算部
342
受信遅延パターン記憶部
341
シリアル/パラレル変換部
33
伝送回路
37a
伝送信号
制御信号
制御部
42
表示制御部
35
表示部
36a
操作部
41
格納部
43
電源制御部
44
電源部
46
給電部
47
3a 有線通信モジュール
伝送回路
53a
制御部
62
バッテリ制御部
64
バッテリ
66
受電部
57
給電部
67

【図５】


2 超音波診断装置本体
画像形成部
34
画像処理部
344
メモリ
343
整相加算部
342
受信遅延パターン記憶部
341
シリアル/パラレル変換部
33
無線通信部
31
伝送信号
制御信号
通信制御部
32
制御部
42
表示制御部
35
表示部
36a
操作部
41
格納部
43
電源制御部
44
電源部
46
給電部
47
3b 無線通信モジュール
伝送回路
53b
無線通信部
51
通信制御部
52
制御部
62
バッテリ制御部
64
バッテリ
66
受電部
57
給電部
67

【図６】


3c 画像表示モジュール
画像形成部
34
画像処理部
344
メモリ
343
整相加算部
342
受信遅延パターン記憶部
341
シリアル/パラレル変換部
33
伝送回路
37c
伝送信号
制御信号
制御部
42
表示制御部
35
表示部
36c
操作部
41
格納部
43
電源制御部
44
電源部
46
給電部
47

フロントページの続き

審査官　樋口　宗彦

(56)参考文献　特開２００９－２１８８１（ＪＰ，Ａ）
特開２００９－５０９３（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２００８／１４６２０５（WO，Ａ１）
特開平０３－１３６６３８（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５２８６９８（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－２０４９４７（ＪＰ，Ａ）

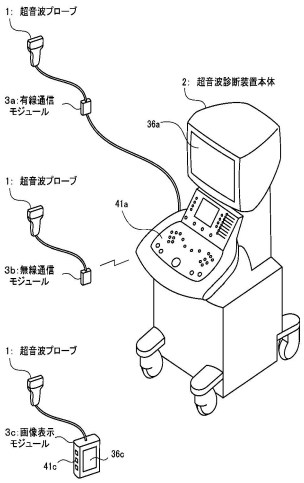
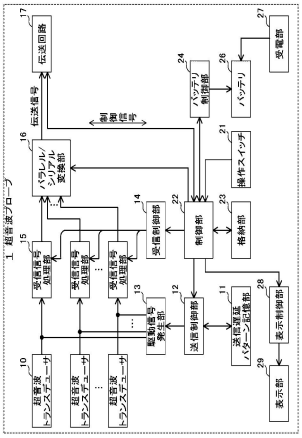
(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ８／００－８／１５

专利名称(译)	超声波探头和超声波探头系统		
公开(公告)号	JP5519949B2	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2009079315	申请日	2009-03-27
[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	工藤吉光 唐澤弘行		
发明人	工藤 吉光 唐澤 弘行		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4472		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE15 4C601/GB03 4C601/GB18 4C601/GD04 4C601/GD12 4C601/GD18 4C601/KK38 4C601/LL26 4C601/LL27		
代理人(译)	宇都宫正明		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2010227356A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头和超声波探头系统，可根据场景以各种方式使用。 多个超声波换能器，其根据多个驱动信号发送超声波并接收超声波回波并输出多个接收信号;多个超声波换能器，其接收从多个超声波换能器输出的多个接收信号信号处理单元，其通过对连接到多个外部功能模块中的任意一个的功能模块执行对接收信号的信号处理来产生传输信号，以及传输数据的通信单元。 点域1

【図１】



【図２】