

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波信号を被検体との間で送受信することにより画像を生成する超音波診断装置において、超音波トランスデューサ、前記超音波トランスデューサを介して被検体との間で超音波信号を送受信する超音波信号送受信手段、この超音波信号送受信手段の出力から超音波ビームデータを生成する超音波ビーム形成手段、前記超音波ビームデータを、画像データを生成するためのデータに変換する信号処理手段、前記変換された超音波ビームデータを無線信号により送信する無線送信手段、超音波信号収集を制御するための操作手段を有する超音波収集 / 操作ユニットと、前記超音波ビームデータを無線により受信する無線受信手段、前記超音波ビームデータから画像データを生成する画像生成手段、前記画像データを表示する画像表示手段を有する超音波画像生成表示ユニットとに物理的に分離可能に構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 前記超音波ビームデータは、直行検波処理出力後の複素形式であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記超音波ビームデータの送受信には、データ圧縮 / 伸長を用いることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記画像生成表示ユニットは、複数の前記信号収集ユニットから伝送される信号を同時に受信しユニットごとに分割する機能を有していることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記超音波ビームデータは、パケット通信により送受されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記無線送信手段及び前記無線受信手段は、無線 LAN を構成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記無線 LAN を介して画像データが転送可能であることを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記信号収集ユニットと前記画像生成表示ユニットとの少なくとも一方は、バッテリー電源により動作することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】 前記バッテリー電源は充電手段を持つことを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】 太陽電池による光発電方式、ぜんまい動力による小型発電方式、電磁波による電力供給方式のいずれかの方式の電力供給源をさらに備えることを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記超音波収集 / 操作ユニットは、超音波収集サブユニットと、操作サブユニットにさらに物理的に分離可能に構成されていることを特徴とする請求

項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 超音波トランスデューサ、前記超音波トランスデューサを介して被検体との間で超音波信号を送受信する超音波信号送受信手段、この超音波信号送受信手段の出力から超音波ビームデータを生成する超音波ビーム形成手段、前記超音波ビームデータを、画像データを生成するためのデータに変換する信号処理手段、前記データから画像データを生成する画像生成手段、前記画像データを表示する画像表示手段、電力を供給するためのバッテリー電源を有する携帯型超音波診断装置において、前記超音波ビームデータを外部に送信する信号伝送手段が設けられていることを特徴とする携帯型超音波診断装置。

【請求項 13】 前記超音波ビームデータは、直交検波出力であることを特徴とする請求項 12 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 14】 前記画像表示手段は、LCD 表示器と投射型画像表示器との少なくともいずれか一方であることを特徴とする請求項 12 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 15】 前記信号伝送手段は、前記超音波ビームデータを、電磁波、可視光、赤外線の内いずれかで送信することを特徴とする請求項 12 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 16】 前記信号伝送手段を介して、超音波画像データ、被検体の生体情報、イメージングパラメータ、患者状況、疾患に関するレポート情報の少なくとも 1 つが送信され得ることを特徴とする請求項 12 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 17】 デジタルカメラからのデジタル写真データ、デジタルビデオカメラからのビデオデータ、ECG 信号検出器からの ECG 波型データを入力するための接続端子をさらに備えることを特徴とする請求項 12 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 18】 前記デジタルカメラ、前記デジタルビデオカメラ、前記 ECG 信号検出器をモジュールとして接続するための接続端子をさらに備えることを特徴とする請求項 12 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 19】 前記デジタル写真データは、JPEG 又は Wavelet 規格によるデータ、前記ビデオデータは MPEG2、4 又は Quick Time 規格による圧縮方式によるデジタルデータであることを特徴とする請求項 11 又は 18 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 20】 前記レポート情報は、少なくとも、音声、デジタル写真データ、デジタルビデオデータのいずれか 1 つ以上を含むことを特徴とする請求項 16 記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項 21】 前記信号伝送手段を介して、少なくと

も、イメージングパラメータ、イメージング制御プログラム、計測アプリケーションプログラム、超音波収集データ指示、診断や治療指示を外部装置と送受信可能であることを特徴とする請求項1記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項22】 前記信号伝送手段を介して入力される前記イメージングパラメータ、前記診断や治療指示は、遠隔地にいる医師により、前記送出情報に基づいて生成されることを特徴とする請求項21記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項23】 前記信号伝送手段により電子メール、http又はIPプロトコルの形態で送受信されることを特徴とする請求項12記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項24】 前記電子メールは、HTML又はXML形式のデータフォーマットであることを特徴とする請求項23記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項25】 前記バッテリー電源は二次電池であり、充電するための充電回路を内蔵することを特徴とする請求項12記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項26】 前記超音波トランスデューサを接続するケーブルは、らせん状に整形され、状況に応じて伸縮することを特徴とする請求項12記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項27】 前記超音波トランスデューサを接続するケーブルは、筐体内部に格納されることを特徴とする請求項12記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項28】 前記超音波トランスデューサを接続するケーブルを自動的に巻き上げる機構を備えることを特徴とする請求項12記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項29】 前記携帯型超音波診断装置には、信号処理機能、計測機能、3次元画像生成機能の少なくとも1つの機能を備えた診断支援ユニットが接続可能であることを特徴とする請求項12記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項30】 前記携帯型超音波診断装置は前記診断支援ユニットからコネクタを介して電力供給を受けることを特徴とする請求項29記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項31】 前記診断支援ユニットから供給される電力により前記バッテリー電源が充電されることを特徴とする請求項30の携帯型超音波診断装置。

【請求項32】 前記診断支援ユニットは、前記携帯型超音波診断装置から伝送される画像に対して、前記診断支援ユニット内の信号処理機能、計測処理機能又は3次元画像生成機能で作成される計測データと計測画像との少なくとも一方を重畳して重畳画像を生成する機能を有することを特徴とする請求項29記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項33】 前記診断支援ユニットは、前記重畳画* 50

*像を表示する表示手段を有することを特徴とする請求項32記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項34】 前記重畳画像は、前記信号伝送手段を介して送出され、前記携帯型超音波診断装置内の表示手段で表示されることを特徴とする請求項32記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項35】 前記診断支援ユニットは、少なくとも、プリンタやVCRに接続するためのビデオ信号入出力手段、ネットワーク通信機能、画像や超音波ビームデータを記録するためデータ記録手段のいずれか1つ以上を持つことを特徴とする請求項29記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項36】 前記診断支援ユニットのビデオ信号入出力は、IEEE1394に準拠するデジタル信号であることを特徴とする請求項35記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項37】 前記ネットワーク通信機能は、IEEE802.11に準拠することを特徴とする請求項35記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項38】 前記診断支援ユニットは、前記ネットワーク通信手段を介して、前記携帯型超音波診断装置に信号処理、画像処理、計測アプリケーションプログラム、イメージングパラメータのいずれかを入力することを特徴とする請求項37記載の携帯型超音波診断装置。

【請求項39】 前記ネットワーク通信により転送された計測アプリケーションは前記診断支援ユニット内の記憶装置に記録されることを特徴とする請求項38記載の携帯型超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波信号を生体などに照射し、内部から得られる反射波を映像化する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図1に従来の典型的な超音波診断装置の構成を示している。ほとんどの超音波診断装置は、装置本体1に対して、超音波プローブ2がコネクタ3により着脱することが可能に構成されている。装置本体1は装置全体の制御を司る装置制御回路16及びACジャック56を介して商用電源に接続される電源回路18を始め以下に説明する様々な構成要素からなる。

【0003】送信パルス発生回路8にて生成されるパルス信号はプローブ2に装備されている複数の超音波トランスデューサ素子に印加される。これにより超音波パルス信号が超音波トランスデューサ素子で発生され、生体内に照射される。生体内に照射された超音波パルス信号は、生体組織の境界面等に代表される音響インピーダンスの不整合点で反射される。この反射信号は、超音波トランスデューサ素子にて電気信号に変換される。各素子

で得られた電気信号は受信アンプ回路9を介してビームフォーマ回路10に送られ、そこで整相加算される。この整相加算処理によって、所望の方向に対する超音波ビーム信号が得られる。この超音波ビームデータに対して、デジタルレシーバ回路11は、映像化信号の帯域に合わせた参照周波数信号を用いて直交検波処理を行う。周知の通り、直交検波処理により得られた信号は、複素形式データであり、ベクトルとして表現できる。ベクトル長は、超音波信号の強度(パワー)に対応し、ベクトルと実軸のなす角度は位相に対応している。

【0004】白黒の断層画像を生成する場合には、このデジタルレシーバ回路11の出力に対してエコー信号処理回路12において包絡線検波処理、ダイナミックレンジ調整、エッジ強調、自動ゲイン調整、パースピクセル等の処理が行われる。また、カラーDブラ画像を生成する場合には、血流信号処理回路13において、同位置における複数の超音波サンプルを収集して、組織からの信号を取り除くMTIフィルタ処理、自己相関処理を行った後、血流速度、分散、パワーのデータを得る。なお、自己相関処理以外にもFFT等の方法により血流信号を得られる。

【0005】これらの超音波ラスタ信号は、スキャン変換回路14にて、2次元画像に変換された後、NTSCあるいはPALといったテレビ規格信号に変換され、CRTモニタ15にて表示される。

【0006】これらの機能は、一体構造を持つ本体1にプローブ2をコネクタ3により接続することで提供されるのが一般的である。検査に際しては、図2(a)、図2(b)に示すように、本体1が、通常、ベッド21のサイドに置かれる。プローブ2が種々の検査で十分な距離まで届くように配慮され、通常、プローブケーブル4の長さは、少なくとも1.5m以上に設計されている。モニタ15は、装置本体1の上部に取り付けられる。モニタ15は、操作者が見やすいように上下左右方向に向きを変更できるようになっている。また、操作パネル17も上下左右、そして前後に動かせるものもある。

【0007】このような従来の超音波診断には、装置の構成に起因する以下に説明する3つの問題がある。

(問題点1(体勢))超音波診断装置は、上記の構成要素を一体的に構成されており、通常、ベッドサイドなど被検体の脇に設置される。操作者は、図2(a)、図2(b)に示すように、装置と被検体の中間位置にて両手を広げて装置本体1とプローブ2を操作する。操作パネル17とモニタ15は多少の位置変更ができるが、プローブ2の操作とパネル17の操作のために左右に腕を開く格好であり、操作者の視線は超音波診断装置本体1の上のモニタ15に向けられる。この様に、操作者には、不自然な体勢で検査を行うことが求められる。

【0008】(問題点2(プローブケーブル重さ))上述したようにプローブケーブル4の長さは、一般的に、

1.5m以上あり、必然的にケーブル重量が重くなる。検査中、ケーブル4はプローブ2を引っ張るため、プローブ2を固定するために大きな握力を必要とする。従って、長時間の超音波検査には多大な疲労が伴う。

【0009】(問題点3(ケーブル干渉))プローブケーブル4がECG等の信号ケーブル、点滴等のチューブと干渉しないように細心の注意が必要になる。

【0010】ところで近年、携帯性を重視した小型な超音波診断装置が登場している。この小型な超音波診断装置では、筐体サイズを小さくする必要上、1)送受信チャンネル数削減、2)ダイナミックレンジ削減(データ幅縮小)、3)処理データ点数削減、4)イメージング・モード/計測機能限定、5)LCDによる画像表示といった機能制限が付けられている。

【0011】上記の機能制限に対しては、一般的に、次のような対処がなされている。送受信チャンネル数を削減すると空間分解能やS/N比が劣化するため、開口合成により画質劣化を防止するのが一般的である。また、搭載するイメージング・モードとしては、B/W断層像のみを実装するもの、あるいは、パワードブラ断層像を追加するものが一般的で、流速表示、Mモード画像表示、FFT血流信号スペクトラム表示は実装されていない場合が多い。

【0012】このような機能制限を受けている小型の超音波診断装置においては次のような問題点が指摘されている。

(問題点11(機能不足))回診時や緊急医療では、先ず血流が確保されていることが確認できれば十分である。このため、パワードブラ断層像が表示できれば良い。しかしながら、血流が確認できない場合には、血流量を直ちに計測することが必要になる。従来の装置では、必要な機能を全て提供できないという問題点があった。これに対して、限られた機能しかもっていない装置を拡張する方法が提案されている。例としては、PCカードに必要な機能を持たせてカードを追加することにより、機能拡張を図るものがある。しかし、数種類ものカードを携帯する必要がある、必要に応じてカードを切りかえる手間が必要といった問題点が依然として残されている。

【0013】(問題点12(画像が小さい))携帯型の小型装置では、筐体サイズの制約から大きなモニタを搭載することは不可能である。したがって、装置本体に取り付けられた小型LCD、あるいは、ケーブル等により外部へ画像データを出力し、外部のCRTモニタで画像観察を行っていた。

【0014】(問題点13(低分解能))携帯型超音波診断装置では、通常、回路を簡素化するために、送受信チャンネル数やデータ処理点数を削減している。これは、空間分解能、コントラスト分解能、時間分解能のいずれかを犠牲にしている。開口合成により、空間分解能とコ

ントラスト分解能は劣化の程度を最少限にすることができるが、時間分解能の低下につながる。データ処理点数削減は、時間分解能に対する影響は小さいが、空間分解能やコントラスト分解能の低下につながる。

【0015】(問題点14(プローブケーブル収納))装置を携帯する場合、ケーブルの収納が面倒であり、場合によっては、絡み合って検査を直ちに開始できないことがある。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、超音波プローブの操作性向上をはじめとして超音波検査者の作業性を向上することにある。

【0017】また、本発明の他の目的は、高機能でより使い易い携帯型の超音波診断装置を提供することにある。

【0018】

【課題を解決するための手段】本発明は、超音波信号を被検体との間で送受信することにより画像を生成する超音波診断装置において、超音波トランスデューサ、前記超音波トランスデューサを介して被検体との間で超音波信号を送受信する超音波信号送受信手段、この超音波信号送受信手段の出力から超音波ビームデータを生成する超音波ビーム形成手段、前記超音波ビームデータを、画像データを生成するためのデータに変換する信号処理手段、前記変換された超音波ビームデータを無線信号により送信する無線送信手段、超音波信号収集を制御するための操作手段を有する超音波収集/操作ユニットと、前記超音波ビームデータを無線により受信する無線受信手段、前記超音波ビームデータから画像データを生成する画像生成手段、前記画像データを表示する画像表示手段を有する超音波画像生成表示ユニットとに物理的に分離可能に構成されていることを特徴とする。

【0019】また、本発明は、超音波トランスデューサ、前記超音波トランスデューサを介して被検体との間で超音波信号を送受信する超音波信号送受信手段、この超音波信号送受信手段の出力から超音波ビームデータを生成する超音波ビーム形成手段、前記超音波ビームデータを、画像データを生成するためのデータに変換する信号処理手段、前記データから画像データを生成する画像生成手段、前記画像データを表示する画像表示手段、電力を供給するためのバッテリー電源を有する携帯型超音波診断装置において、前記超音波ビームデータを外部に送信する信号伝送手段が設けられていることを特徴とする。

【0020】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による超音波診断装置を好ましい実施形態により説明する。(第1実施形態)図3に第1実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。この超音波診断装置は、装置本体101に対して、超音波トランスデューサを備え

る超音波プローブ102がコネクタ103により着脱することが可能に構成されている。さらに装置本体101は、超音波収集/操作に関わるユニット201と、超音波画像生成表示に関わるユニット202との2つのユニットに物理的に別体として分離されていて、この2つのユニット201,202との間は無線によって電氣的に接続されている。

【0021】そして、このように別体で構成された超音波収集/操作ユニット201と超音波画像生成表示ユニット202とは、それぞれ個々にACジャック203,205を介して商用電源に接続される電源回路204,206が設けられている。

【0022】このように装置本体101を2つのユニット201,202に分離したことで、図4(a)、図4(b)に示すように、プローブ102を持って被験者に向かう操作者の正面に、操作パネル214と画像モニター219とを設置することができる。これにより自然な体勢で検査を行うことができる。

【0023】操作者は、超音波収集の開始/停止、Bモード/Mモード、カラードプラモード等の収集モード切替を制御する操作パネル214上の切替スイッチを操作することにより、必要な超音波データ収集を行う。装置制御回路207は、操作スイッチの入力に応じて、装置の内部状態を参照しながら必要なパラメータ等の情報を各ユニット201,202に転送する。特に、送受信制御回路208には、超音波スキンの制御シーケンスを転送する。装置制御回路207は、各種のデータ設定等の一連の作業を完了すると、送受信制御回路208に超音波収集の開始信号を転送する。

【0024】この信号を受信した送受信制御回路208は、送信パルス発生回路209にパルス発生タイミング信号を予め定められた周期、あるいは、操作スイッチによる入力に応じた周期で超音波発生信号を送信する。この超音波発生信号を受信した送信パルス発生回路209は、コネクタ103を介して超音波プローブ102に装備されている超音波トランスデューサ素子に高圧パルスを印加する。超音波トランスデューサでは、印加された電気パルス信号が、超音波信号に変換されて生体内に照射される。生体内より反射した超音波信号は、再度、超音波トランスデューサにて電気信号に変換されて、受信アンプ回路210で増幅され、ビームフォーマ回路211にて整相加算された後、イメージングモードに応じた処理がデジタルレシーバ回路212で行われる。

【0025】デジタルレシーバ回路212では、受信信号周波数を参照周波数とした直交検波処理、受信信号帯域に応じた低域通過フィルタ処理が行われる。デジタルレシーバ回路212の出力は、従来でも説明した通り、複素形式信号である。この複素形式信号は、無線信号送信回路213にて赤外線、電波等の無線信号に変換された後、画像生成表示ユニット202の無線信号受信

回路 215 に送信される。

【0026】なお、無線で伝送する信号としては、ここでは直交検波処理及び低域通過フィルタ処理後であって、エコー信号処理や血流信号処理の前段階にある複素形式信号としているのは、この複素形式信号のデータ量が受信アンプ回路 210 の出力信号やビームフォーマ回路 211 の出力信号、さらにエコー信号処理や血流信号処理後の信号のデータ量に比べる格段に少なくてすむことを理由として選定された。

【0027】画像生成表示ユニット 202 では、超音波収集 / 操作ユニット 201 の無線信号送信回路 213 から送信された無線信号を受信し、復調し、複素形式デジタルビームデータを得る。このデジタルビームデータは送受信制御回路 207 によりデータに添付されたヘッダ情報を基にイメージン・モードに応じてエコー信号処理回路 216、あるいは、血流信号処理回路 217 にて必要な処理が行われる。処理された各種超音波ラスタ信号は、スキャン変換により生成された画像データは、画像モニタにて表示される。なお、図中には、明記されていないが、特定位置の血流パワーを算出するための FFT 回路は、血流信号処理回路 217 に含まれる。

【0028】(超音波処理の制御) 装置制御回路 217 から画像生成表示ユニット 202 に送る制御信号のヘッダ情報に、データ収集の開始 / 停止情報を追加する。これにより、画像生成表示ユニット 202 の処理回路 216、217 では画像生成処理の開始と停止とを認識することができる。

【0029】(無線送受信) 無線信号送信回路 213 は、CDMA、IrDA といった電波、赤外線を用いた無線信号規格を用いている。また、転送データ量に応じて、複数のデータ伝送チャネルを設けている。無線信号伝送が正しく行われているかどうかは、ヘッダ情報や超音波データに添付される誤り検出データ (CRC コードやパリティデータ) をチェックすることにより行う。画像生成表示ユニット 202 に誤り検出データが正しいことを示す LED を設けることにより、操作者は視覚的に確認を行うことができる。

【0030】(電源) 超音波収集 / 操作ユニット 201 と画像生成表示ユニット 202 とは、互いに独立した構造物であるため、各々、独立した AC 電源 204、206 を保有している。

【0031】本実施形態で実現できるユニット 201、202、操作者、被検体の位置関係を図 4(a)、図 4(b) に示している。この図 4(a)、図 4(b) に示すように、プローブ 102、操作パネル 214、被検体の全ては、操作者の正面に配置することができる。従って、操作者は、視線の左右移動が殆ど無くなり、従来のように体をねじった無理な体勢をとることなく、自然な体勢で検査を行うことが可能になる。また、プローブケーブル 104 は操作者の手前から引き出す格好にな

り、他のケーブルと干渉が避けやすくなる。また、ユニット 201 を被験者の近くに配置することができるので、プローブケーブル 104 の長さを短縮することができる。これによりケーブル 104 の重さが軽くなるので、プローブ 102 の操作性が格段に向上する。さらに、副次的な効果であるが、ケーブル 104 のインピーダンスが小さくなるため、ケーブル 104 での信号損失が減少し、それに伴って信号の S/N 比が向上する。

【0032】(データ圧縮によるデータ量削減) 本実施形態においては、図 5 に示すように、デジタルレシーバ回路 212 と無線信号送信回路 213 との間に、超音波ビームデータをデータ圧縮する機能を備えるデータ圧縮回路 223 が設けられ、そして無線信号受信回路 215 と信号処理回路 216、217 の間に、圧縮して送られてきた超音波ビームデータを伸長する機能を備えたデータ伸長回路 224 が設けられている。信号送受信は、圧縮によりデータ量が削減された状態で行われる。

【0033】データ圧縮法には、種々の方式があるが、一例として、次の方法を挙げておく。ここでは、可逆式圧縮法を用いて説明するが、データ劣化が許容できる臨床応用では、JPEG、MPEG、ウェーブレット法等の非可逆圧縮法を用いることも有用である。符号化テーブルは、適用する臨床応用における一般的なデータばらつきを調査しておき、符号を予め用意しておき、両ユニットでテーブルを持っておく。データ出現頻度を調べてテーブルを作成すると、データ転送に遅延が生じるためである。

【0034】データ圧縮方法の具体例としては、隣接するフレームの同一位置超音波ラスタデータの差分を取り (フレーム間差分法)、そして隣接する上記差分データの差分を取り (超音波ビーム間差分法)、さらに予め設定される符号化テーブルを用いて、符号化する。ここで、データのばらつきが大きい場合には、圧縮効率が悪くなる。最悪の場合には、データ転送量が元データ量よりも大きくなる。この問題を回避するために、データのばらつきを調べ、フレーム間差分、超音波ビーム間差分のいずれか一方、または、両方を行わないようにしてもよい。

【0035】また、データ転送に遅延が生じても問題ない場合には、データ出現頻度を算出して符号化テーブルを作成するようにしてもよい。この場合には、符号化テーブルをデータパケット転送の合間に転送する必要がある。尚、ここでは、説明を省略するが、伸長 (符号化) 処理は、圧縮処理の逆を行うことで可能であることは、明白である。

【0036】(第 2 実施形態) 図 6 に本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置を示している。なお、図中、超音波収集 / 操作ユニット 201 の電源部分は、図 3 に示した構成と同一であるため、省略している。また、図 6 では、超音波収集 / 操作ユニット 201 を 2 つ記載

し、一方のユニット201の構成を簡略化しているが実際には同一構成になる。超音波収集/操作ユニット201の無線信号送信回路231が送信する無線信号を周波数分散することにより、複数の超音波収集/操作ユニット201からの超音波ビームデータを1つの画像生成表示ユニット202の無線信号受信回路232で同時に受信し、分離できる。信号多重化には、FDMA(周波数分割多重接続)方式を用いる。この方式の他にもCDMAといった同様の多重化方式を使用できる。使用する周波数の設定で、最も単純な実現方法は、予め各ユニット201の無線信号送信回路231が使用する周波数を操作スイッチにより差別化しておくものである。

【0037】超音波収集/操作ユニット201の無線信号送信回路231は、超音波ベクタ単位にデータをパケット形式にてデータ送信を行う。パケットには、超音波ビームデータの他に、ヘッダ情報と誤り検出/訂正符号を追加する。無線信号受信回路232側では、受信したパケットデータを複数のデータストリームに分解した後ヘッダ情報とデータのみを転送する。後段のエコー信号処理回路216と血流信号処理回路217は、ヘッダを参照してストリーム毎に信号処理を行いスキャン変換回路218にデータを送出する。この出力データには、ヘッダ情報を付加して、ストリームの区別ができるようにしておくことは述べるまでもない。スキャン変換回路218ではストリーム毎に画像を生成し、画像モニタ219で画像を更新する。

【0038】ここでは、超音波ベクタ単位にデータ転送を行うと説明したが、パケット形式でデータ転送を行うため、より小さなデータ単位でデータ伝送を行うことが可能であることは明白である。

【0039】第2実施形態では、自動ユニット検出に関して、次のように変形可能である。つまり、接続する超音波収集/操作ユニット201を自動的に検出して周波数割り当てを決定することも可能である。この場合、無線信号送信回路231と無線信号受信回路232は無線信号の送受信を実行できるように回路を変更する。これには携帯電話やPHSで実現されている方法を用いればよく、ここで詳述しない。

【0040】また、第2実施形態では、無線LANによるデータ通信に関して、次のように変形可能である。図7に無線LANを用いてデータ伝送を行う方式の構成を示す。ここでは無線LAN規格には、IEEE802.11に定められるものを用いる。図7に示すように、図3の無線信号送信/受信回路213, 215を無線LAN回路233, 234に置き換える。LANを構築できるため、データ伝送プロトコールにIP(Internet Protocol)等の一般的な伝送プロトコールを用いることが可能となる。従って、データ伝送先をLANに接続されたPCやデータ・ストレージデバイスとすることも可能となる。また、IPプロトコールでは、ブロードキャスト

トが定義されており、これを用いることによって、LANに複数の画像生成表示ユニットを接続することも可能である。また、画像生成表示ユニットにデータを伝送して画像表示を行うと同時に、HDDやDVD-RAM等のストレージ・デバイスにデータ記録を行うことが可能である。これらのデータは、データ収集完了後に再生し、無線LANを介して画像生成表示ユニット202に伝送、画像表示すること(シネメモリ再生機能)ができる。

【0041】画像を無線LANで伝送できるように、スキャン変換回路218の出力を無線LAN回路234の入力に接続してある。無線LANの入力には、エコー信号処理回路216、あるいは、血流信号処理回路217の出力を接続し、切り替えて所望のデータを外部に転送することが容易に拡張できる。

【0042】(第3実施形態)本第3実施形態の特徴は、図8に示すように、超音波収集/操作ユニット201が充電回路237及びバッテリー電源238を装備して、そのバッテリー電源238より供給される電力によってワイヤレスユニットを実現しその可搬性を向上させている点にある。従って、電力が十分に蓄えられている時には、超音波収集/操作ユニット201を自由に移動して使用できる。このためには、AC電源回路204より供給される電気エネルギーを充電回路237によって、バッテリー電源238を予め充電しておく。ACジャック203を通じて商用電力が供給されている場合には、電源回路204から直接電力をユニット全体に供給することにより、バッテリー電源238が十分な電気エネルギーを保持していない場合でも超音波検査が可能である。この時、バッテリー電源238を充電しておくことで、見かけ上の充電時間を短縮することが可能である。

【0043】この第3実施形態は、ドッキングによるバッテリー充電に関して次のように変形可能である。上記説明では、バッテリー電源238を充電するために2つの電源回路204, 237を持っていた。しかし、図9に示すように、超音波収集/操作ユニット201と画像生成表示ユニット202の両者に充電回路239と電源回路240との間をつなぐ電気接点を持たせて結合することにより電源回路240を1つに共通化し、超音波収集/操作ユニット201の充電回路239には画像生成表示ユニット202の電源回路240から電力供給を行うようにしてもよい。この例では、画像生成表示ユニット202は、充電スタンドの如く使用される。ユーザーは、使用時に超音波収集/操作ユニット201を画像生成表示ユニット202より取り外して使用する。電源を入れてから両者を分離しても、分離した後電源を入れても、どちらでも動作することは明らかである。ユーザーは、使用後、超音波収集/操作ユニット201を再び画像生成表示ユニット202に接続し、バッテリー電源238の充電を行う。

【0044】尚、両ユニットを接続した状態のまま超音波検査を行うこと、両者をケーブルにて接続することは、この例より用意に類推できる。

【0045】さらに、自家発電による電力供給とバッテリー充電に関して次のように変形することも可能である。図10に示すように、太陽電池等の光発電素子を備えた光発電回路241で発生した電力でユニット201を動かす。検査室あるいは病室での蛍光灯による光エネルギーを電力に換える。これにより十分な光エネルギーが得られる場合には、長時間検査を継続することができる。10

バッテリー238を同時に充電しておくことにより、暗い検査室でも検査を行うことができる。

【0046】なお、光発電回路241により電力供給を電磁波やぜんまいによる小型発電器等に変更することは容易に類推できる。ぜんまいであれば、時計の自動巻式腕時計のようにぜんまいをプローブ内部に持たせ、ぜんまいを動力として小型発電器のローターを回転させて電力を得る。電磁波の場合、アンテナで捉えた電波により生じる電流を整流回路により直流電流を得る。

【0047】上記実施形態では、装置本体を、2つのユ20
ニット202、202に分割していたが、操作性向上を目的として、ユニット分割数をさらに増やしてもよい。その例として、図11に示すように、操作パネル214を操作ユニット200として収集ユニット201より分離する。操作ユニット200は、装置制御回路243及び電池242が装備され、操作ユニット200の装置制御回路207は収集ユニット201の送受信制御回路207に対してIrDAあるいは、電波による無線双方向通信により接続される。操作ユニット200の電力供給には、リチウム電池242による一次電池を用いる。消30
費電力が小さいため、一次電池により長期間の動作が可能である。なお、一次電気を前述のバッテリー電源と充電回路に替えてもよい。また、逆に、上記のバッテリー電源（二次電池）を一次電池に変更することも可能である。

【0048】（第4実施形態）図12に、第4実施形態に係る携帯型超音波診断装置の構成を示している。携帯型超音波診断装置300は、充電回路303及びバッテリー302を装備して、携帯性を追求した非常に小型の装置である。操作者は、モニタ（ここではLCD）219に表示される画像を観察しながら、従来の超音波診断装40
置と同様に超音波検査を行うことができる。さらに、小型化を促進する工夫として、信号処理機能を絞り込み、ここでは信号処理をB/Wのエコー信号処理回路216だけを装備している。この機能縮小による診断能低下を補償するために、デジタルレシーバ回路212により生成した超音波ビームデータを、豊富な信号処理機能を装備した例えば大型（据え置き型）の外部装置（後述する遠隔地のワークステーション等）に伝送するとともに、その外部装置で処理した血流画像等のデータを外部装置から受け取るための信号伝送回路301が装備され50

ている。この信号伝送機能により装置に装備されていない機能を診断に用いることが可能になる。

【0049】なお、伝送信号として、超音波ビームデータを選択した理由としては、超音波ビームデータは、直交検波後の複素形式データであり、ビームフォーマ回路211の出力よりもデータ量が少なく、データ量が同時受信ビーム数に影響を受け難いという長所がある。

【0050】信号伝送回路301は、無線通信機器（携帯電話等）に接続するためにコネクタを介して電気信号をやり取りする機能を装備している。無線通信機器を介して超音波ビームデータは、遠隔地にいる医師に送ることが可能である。このデータを受け取った医師は、PC等のワークステーションで信号処理、画像生成処理を行い、画像観察を行う。遠隔地にいる医師は、携帯型超音波診断装置300では未対応の処理を実行することができるため、種々の計測、異なるイメージング・パラメータでの画像観察を行うことにより、より高度な診断が可能になる。

【0051】画像データ、診断結果、あるいは、治療指示を、無線通信機器を介して転送することにより、操作者は、遠隔地にいる医師からの補助を受けることが可能になる。これらデータは、信号伝送回路を通じて画像生成回路にてB/W断層像に重畳、あるいは、ウィンドウ内に表示される。

【0052】また、携帯型超音波診断装置300に搭載されていないイメージングモードも同様な方法で対応できる。操作者は、操作スイッチを操作して、所望のイメージングモードに切り替える。この時、B/W断層像を観察しながら、操作者はデータを収集する。この間、未対応モード用のデータは、エコー信号処理回路216へ送られず、信号伝送回路301を通じて遠隔地の医師に送られる。遠隔地の医師は、ワークステーションで必要な信号処理を行った後、画像を生成し、無線通信機器を介して画像を転送する。

【0053】無線通信機能を信号伝送回路に持たせることで、システムはより一層簡素になる。また、無線通信は、携帯電話やPHSによる公衆回線であっても良いし、無線LANであってもよい。公衆回線上でネットワークを構築することは、無線LANと同一であるとみなす。

【0054】画像モニタ219としては小型軽量のLCD（液晶表示装置）が取り付けられているが、画面が小さいという欠点があり、これを補うために、液晶透過型ディスプレイを採用することにより、壁などに大きな画像を表示しながら診断を行うことが可能である。適切な壁が利用できない場合のために、LCDと透過型ディスプレイを切り替えて利用できるようにすることで、より広い条件で検査を行うことができる。

【0055】なお、超音波プローブ102を接続するケーブル104は、らせん状に整形され、状況に応じて伸

縮するものが選定され、このケーブル104を筐体内部に自動的に巻き上げ、格納する機能が当該携帯型超音波診断装置に装備されている。

(第5実施形態)図13に第5実施形態に係る携帯型超音波診断装置の構成を示している。この超音波診断装置300は、装置制御回路207より、イメージング・パラメータ等の装置動作条件を外部装置に転送できるように、装置制御回路207と信号伝送回路301を接続している。また、この実施形態では、超音波ビームデータの他に、エコー信号処理回路216、血流信号処理回路217、スキャン変換回路218を自由にやり取りできるように、クロスバースイッチ306を設けてある。

【0056】遠隔地にいる医師は、超音波ビームデータと同時に転送されるイメージング・パラメータを受け取る。画質調整や計測パラメータ変更のために、イメージング・パラメータを変更したい場合には、遠隔地にいる医師は、ワークステーション上でイメージング・パラメータの変更値を入力し、携帯型超音波診断装置300に転送することにより、装置を遠隔操作できる。これにより、遠隔地にいる医師は、より短時間に診断を行うことができるようになる。

【0057】(第6実施形態)図14に本第6実施形態に係る携帯型超音波診断装置の構成を示している。図15に本第6実施形態に係る携帯型超音波診断装置の外観を示している。この実施形態では、遠隔地にいる医師が行う操作を一部取り込んで形となっている。携帯型超音波診断装置は、携帯型超音波収集ユニット500と、携帯可能な診断補助ユニット501に分割されている。両者は、コネクタ401、402で接続できるようになっており、診断補助ユニット501は、電源回路403からコネクタ402を介して携帯型超音波収集ユニット500に電力を供給できる。補助ユニット501から電力が供給されている時には、収集ユニット500が動作するために必要な電力は補助ユニット501から供給される。同時に、バッテリー302は、充電回路303により充電される。

【0058】超音波ビームデータのやりとりは、第4、第5実施形態と同一でもよいし、コネクタ401、402を介して電気信号をやり取りできるように、信号伝送回路301、408に切り替えを持たせてもよい。電気信号でなく、赤外線通信、あるいは、光通信等の無線伝送方式を採用してもよい。

【0059】補助ユニット501のDSP(デジタルシグナルプロセッサ)406、407は、信号伝送回路408を介して入力された超音波ビームデータに対して、必要な信号処理を行う。処理された結果は補助ユニット501のスキャン変換回路409を介して大型な画像モニタ409に送られ、そこでストレス無く観察することができる。または、信号伝送経路411を介して収集ユニット500に転送してもよい。もちろん、両者を

同時に行ってもよい。

【0060】この他、収集される複数フレームの超音波データより、3次元画像を生成することも可能である。また、図中には図示していないが、ハードディスクやフラッシュメモリなどの記録媒体を補助ユニット内部に持たせることにより、医師が行う診断フローを記録しておき、必要に応じて操作者のナビゲーションを行うことも可能である。併せて、データや画像データの記録も可能になることは言うまでもない。

【0061】上述したユニット500、501間での信号伝送のパリエーションについて図16(a)、図16(b)、図16(c)を参照して説明する。コネクタ412、413及びケーブル411を介してユニット500、501間でデータ転送を行うにあたっては、転送データ容量を削減することが望ましい。従って、図16(a)に示すように、信号伝送回路301、408にデータ圧縮/伸長回路411、414を持たせることにより、低い帯域の伝送路でも必要な情報を伝送できる、あるいは、より多くのデータ量を伝送できるようになる。画像データに対しては、JPEGやMPEGといった一般的な圧縮技術を用いる。超音波ビームデータに対しては、これら圧縮技術と同様の処理を行う。すなわち、隣接するサンプル間、ビーム間、フレーム間での差分を行い、差分を送る、差分値を出現頻度に応じて符号化するなどの方法である。出現頻度を算出する処理は、データを多数格納するメモリや高いデータ処理能力をもつ演算器が必要であるため、予め定められた符号化テーブルを用いる方法が有効である。この場合、診断する部位やイメージング・モードに応じてテーブルを複数用意しておく効果的である。このデータ圧縮/伸長に関しては図16(b)に示すように光通信方式の場合も同様で、電気-光変換回路415及び光-電気変換回路416にデータ圧縮/伸長機能を装備させればよいし、さらに図16(c)に示すように無線通信方式の場合も同様で、無線信号伝送回路418、419にデータ圧縮回路417、データ伸長回路420をそれぞれ接続すればよい。

【0062】上述した第4、第5、第6実施形態においては次のような機能追加や変形が可能である。、信号伝送回路301を介して超音波画像データ、被検体の生体情報、イメージングパラメータ、患者状況、疾患に関するレポート情報の少なくとも1つが送信される。また、デジタルカメラからのデジタル写真データ、デジタルビデオカメラからのビデオデータ、ECG信号(心電波形信号)検出器からのECG波型データを入力するための接続端子をさらに備えている。さらに、デジタルカメラ、デジタルビデオカメラ、ECG信号検出器をモジュールとして接続するための接続端子を備えている。上記デジタル写真データは、JPEG又はWavelet規格によるデータ、またビデオデータはMPEG2、4又はQuick Time規格による圧縮方式

によるデジタルデータが好ましい。またレポート情報は、少なくとも、音声、デジタル写真データ、デジタル・ビデオデータのいずれか1つ以上を含んでいる。さらに、信号伝送回路301を介して、少なくとも、イメージングパラメータ、イメージング制御プログラム、計測アプリケーションプログラム、超音波収集データ指示、診断や治療指示を外部装置と送受信可能である。また、信号伝送回路301を介して入力されるイメージングパラメータ、診断や治療指示は、遠隔地にいる医師により、送出情報に基づいて生成される。信号伝送回路301により電子メール、http又はIPプロトコルの形態で送受信される。電子メールは、HTML又はXML形式のデータフォーマットが一般的である。

【0063】また、上記診断支援ユニット501は、少なくとも、プリンタやVCRに接続するためのビデオ信号入出力手段、ネットワーク通信機能、画像や超音波ビームデータを記録するためデータ記録手段のいずれか1つ以上を持つことが好ましい。この際、診断支援ユニット501のビデオ信号入出力は、IEEE1394に準拠するデジタル信号が想定される。またネットワーク通信機能は、IEEE802.11に準拠される。また、診断支援ユニット501は、ネットワーク通信手段を介して、携帯型超音波診断装置500に信号処理、画像処理、計測アプリケーション・プログラム、イメージングパラメータのいずれかを供給することもできる。このネットワーク通信により転送された計測アプリケーションは診断支援ユニット501内の記憶装置に記録される。

【0064】本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0065】

【発明の効果】本発明により、超音波診断装置操作者は、より自然な体勢で検査を行うことが可能となる。また、プローブケーブル長を短くできるため、検査に伴っていた疲労が低減される。また、操作者の手元からプローブケーブルが配置されるため、ECGケーブルや点滴チューブと干渉する危険性が大きく減少する。副次的に、検査時間の短縮やプローブケーブル長が短くなるため、ケーブル長に起因する信号損失が減少するため、S/N比改善が期待される。

【0066】また、本発明によれば、携帯型超音波診断装置に携帯性と高機能を両立させることができる。特に遠隔地にいる医師に画像や在宅医療や緊急医療などでも十分な超音波診断が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来の典型的な超音波診断装置の構成図。

【図2】従来装置と操作者と被検体との3者の位置関係を示す図。

【図3】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

【図4】第1実施形態により実現される操作者と被検体と装置との3者の好ましい位置関係を示す図。

【図5】図3の構成に追加されるデータ圧縮回路とデータ伸長回路を示す図。

【図6】本発明の第2実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

【図7】第2実施形態において、無線LANを用いてデータ伝送を行う方式を採用する場合の構成図。

【図8】本発明の第3実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

【図9】第3実施形態において、超音波収集/操作ユニットの充電回路に画像生成表示ユニットの電源回路から電力供給を行うようにした構成を示す図。

【図10】第3実施形態において、太陽電池等の光発電素子を備えた光発電回路で発生した電力をバッテリー電源に供給するようにした構成を示す図。

【図11】第3実施形態において、操作パネルを操作ユニットとして収集ユニットから分離する構成を示す図。

【図12】第4実施形態に係る携帯型超音波診断装置の構成図。

【図13】第5実施形態に係る携帯型超音波診断装置の構成図。

【図14】第6実施形態に係る携帯型超音波診断装置の構成図。

【図15】第6実施形態に係る携帯型超音波診断装置の外観を示す図。

【図16】第4,第5,第6実施形態各々の信号伝送方式を示す図。

【符号の説明】

101...装置本体、

102...超音波プローブ、

103...コネクタ、

201...超音波収集/操作ユニット、

202...超音波画像生成表示ユニット、

203...ACジャック、

204...電源回路、

205...ACジャック、

206...電源回路、

207...装置制御回路、

208...送受信制御回路、

209...送信パルス発生回路、

210...受信アンプ回路、

211...ビームフォーマ回路、

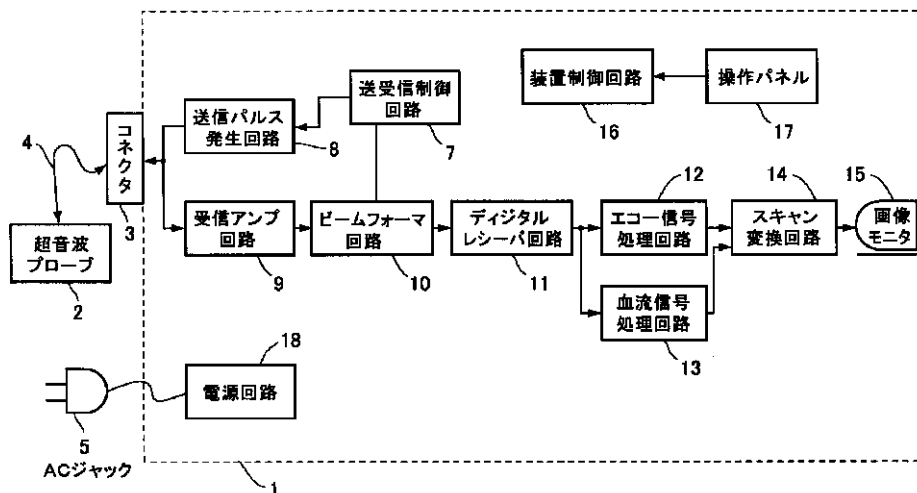
212...デジタルレシーバ回路、

50 213...無線信号送信回路、

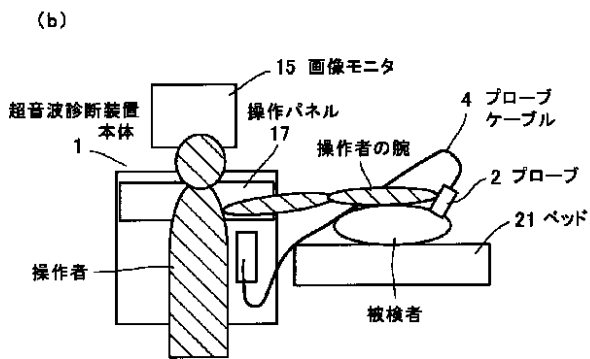
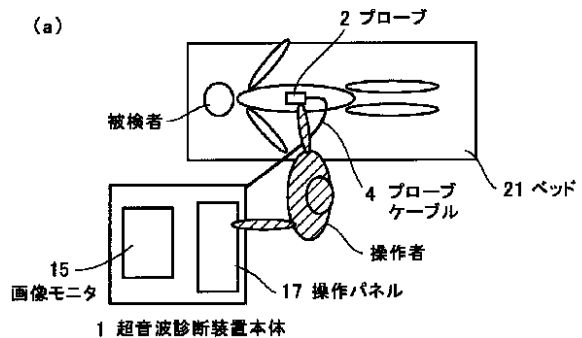
2 1 4...操作パネル、

* * 2 1 9...画像モニタ。

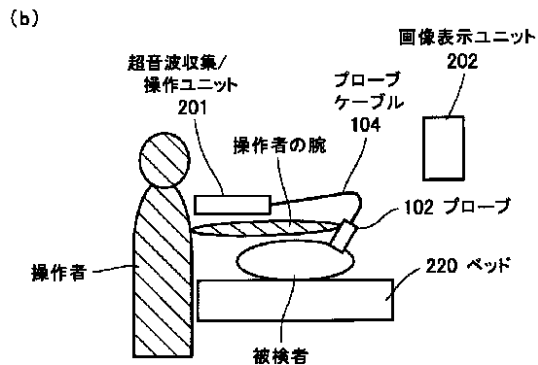
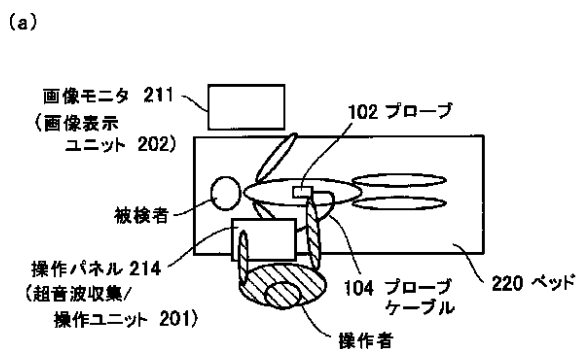
【図1】



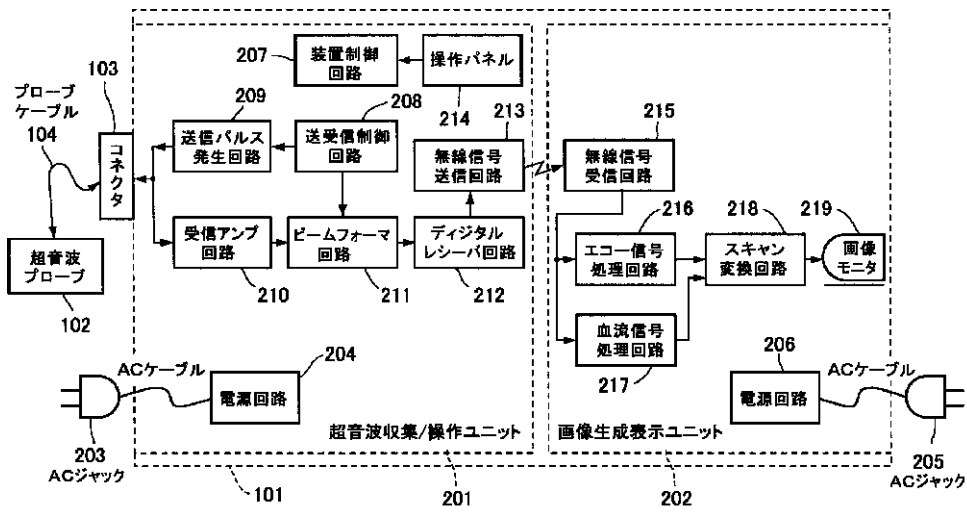
【図2】



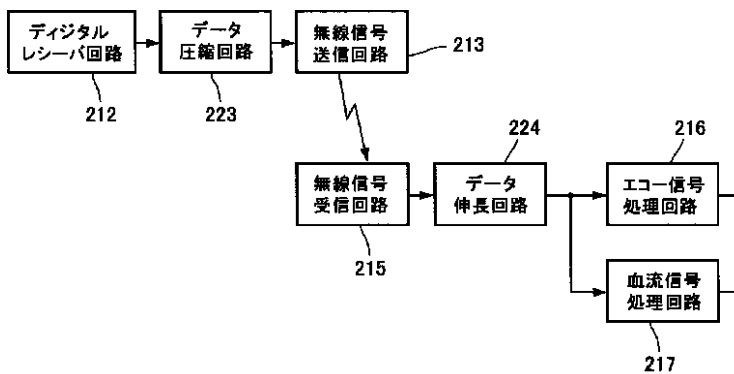
【図4】



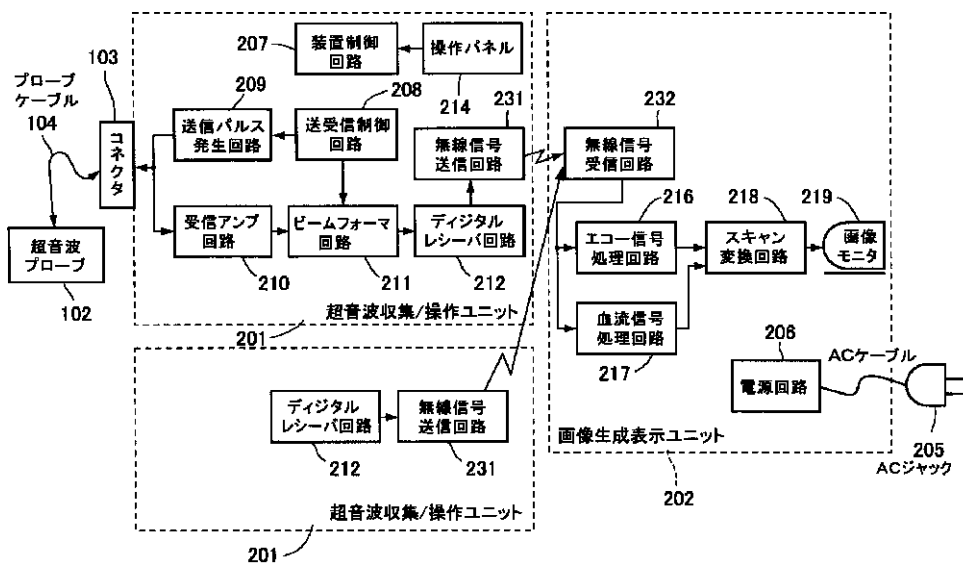
【図3】



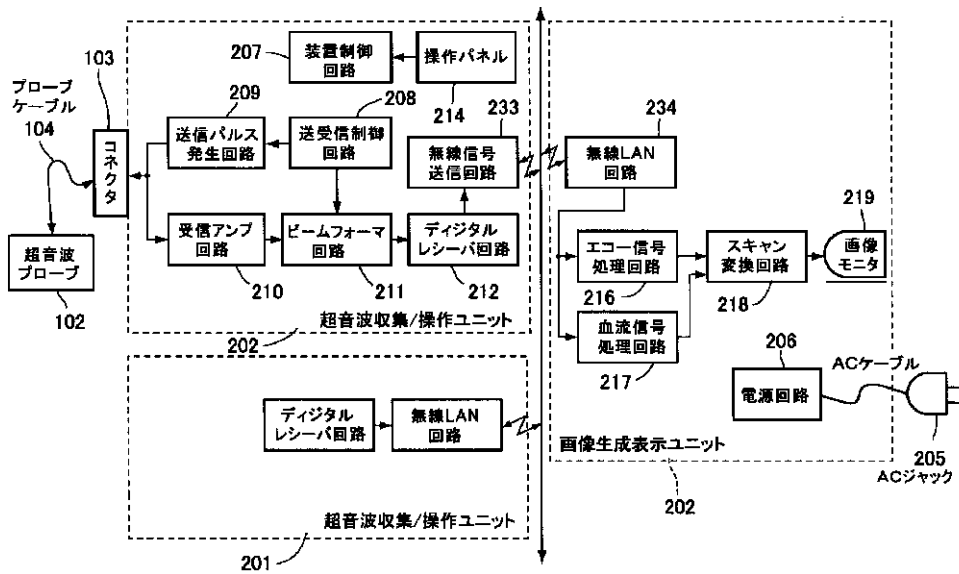
【図5】



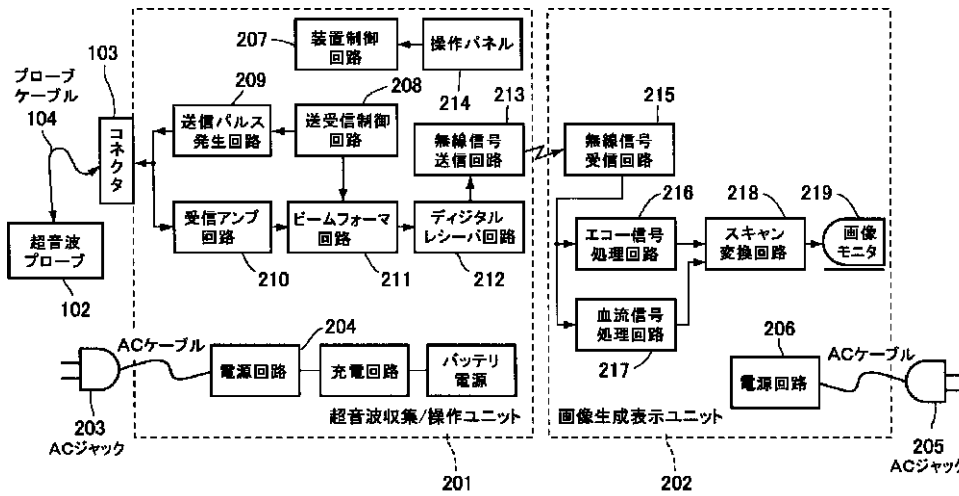
【図6】



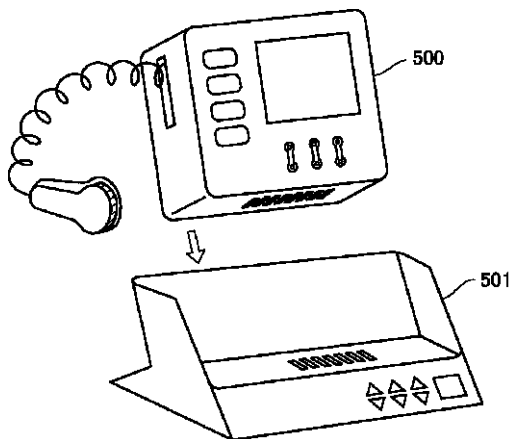
【図7】



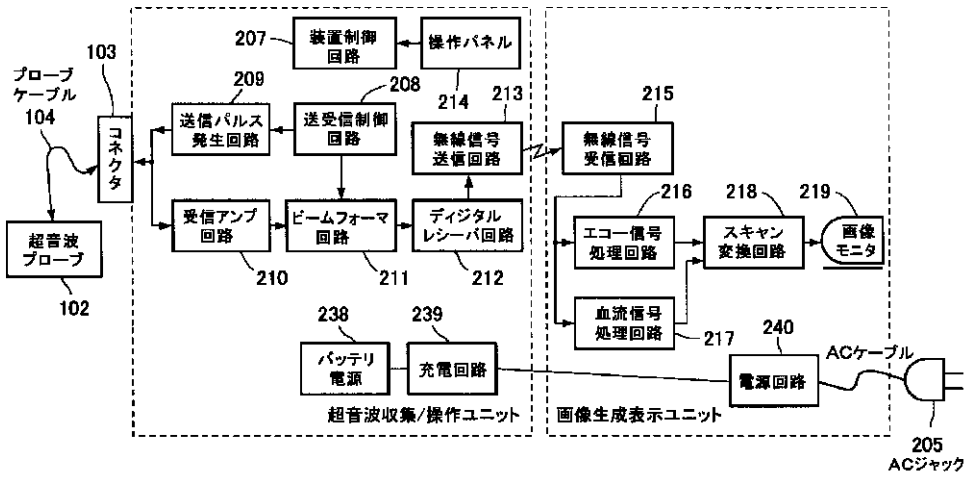
【図8】



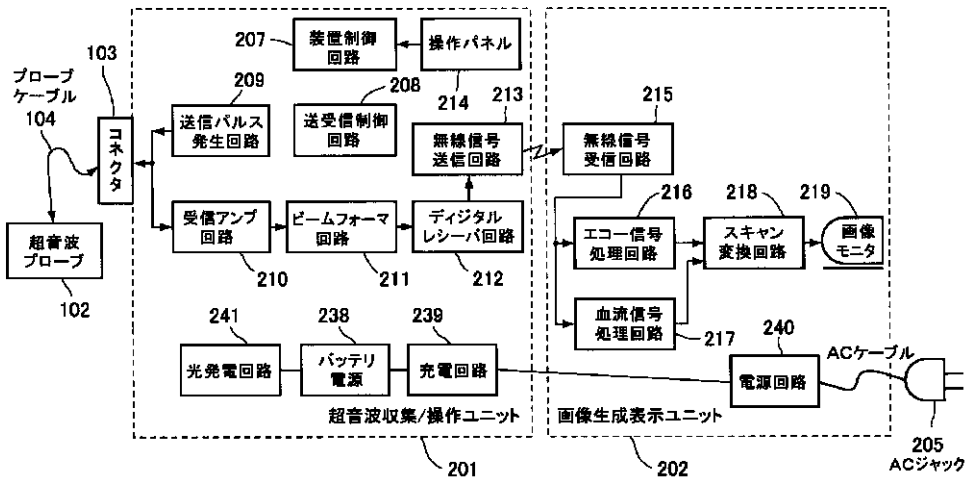
【図15】



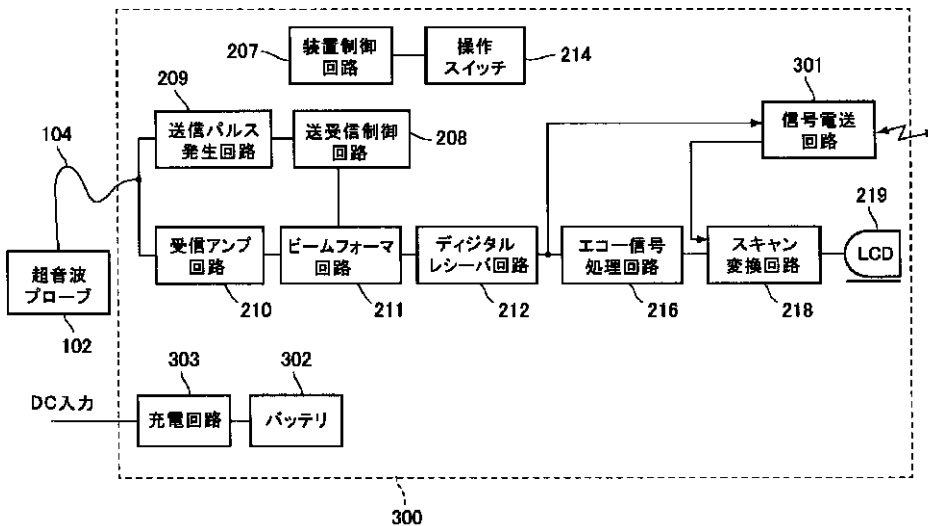
【図9】



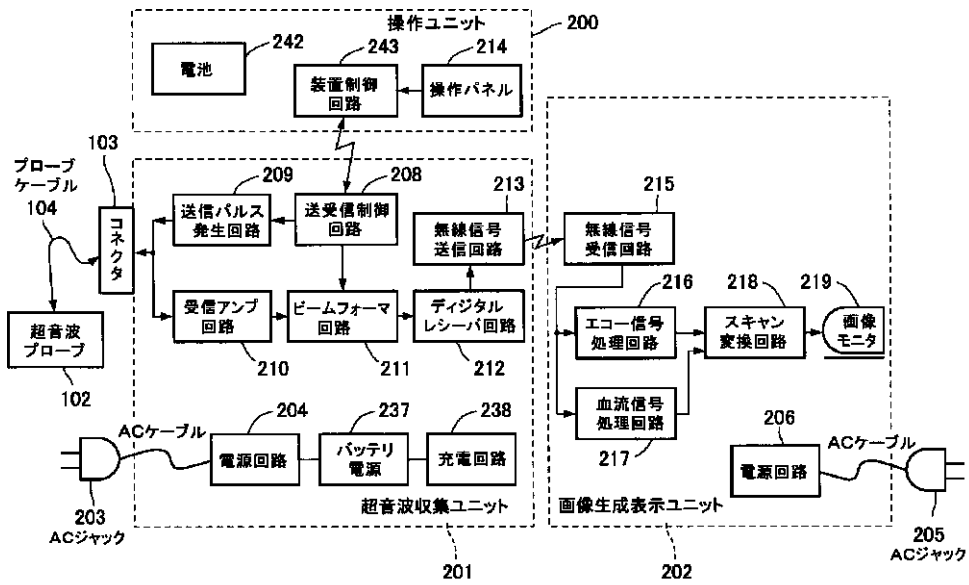
【図10】



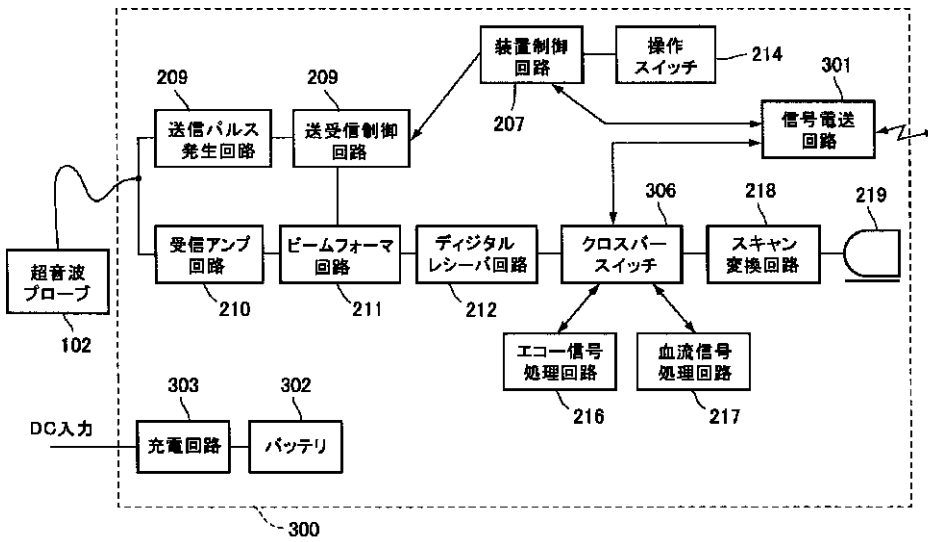
【図12】



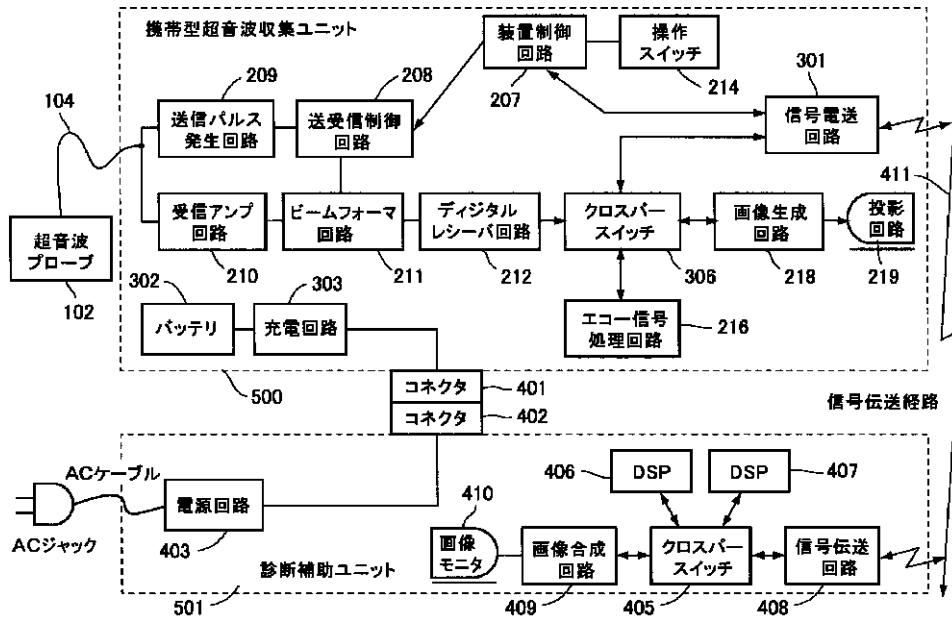
【図11】



【図13】



【図14】



【図16】

