

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-172014

(P2009-172014A)

(43) 公開日 平成21年8月6日(2009.8.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-10857 (P2008-10857)
(22) 出願日 平成20年1月21日 (2008.1.21)(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(74) 代理人 100067828
弁理士 小谷 悦司
(74) 代理人 100096150
弁理士 伊藤 孝夫
(74) 代理人 100099955
弁理士 樋口 次郎
(74) 代理人 100111453
弁理士 櫻井 智
(72) 発明者 羽生 武
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
ルタエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE30 FF20 GA40 GD04

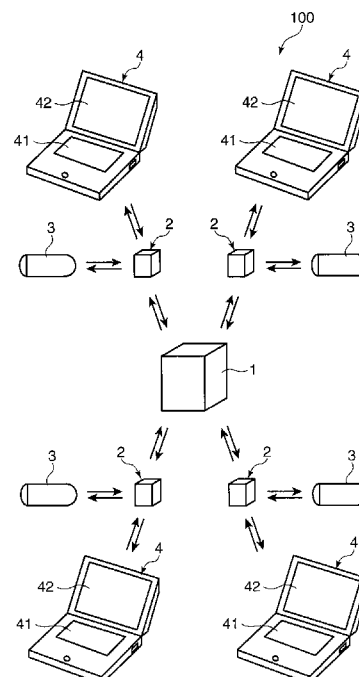
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波探触子の消費電力を低減し、無線による超音波探触子内に搭載する蓄電器を小型化することで、超音波探触子の操作性が高い超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置100は、端末装置4と、端末装置4との間で信号を送受信する超音波探触子3とを備え、超音波探触子3と端末装置4との間での信号の送受信は無線により行われ、超音波探触子3は、電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換する圧電素子と、D級増幅器とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

端末装置と、
前記端末装置との間で信号を送受信する超音波探触子とを備え、
前記超音波探触子と前記端末装置との間での信号の送受信は無線により行われ、
前記超音波探触子は、電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換する圧電素子と、
D 級増幅器とを有する超音波診断装置。

【請求項 2】

複数の前記端末装置と、
前記複数の端末装置のそれぞれに対応する複数の前記超音波探触子と、
前記複数の端末装置および前記複数の超音波探触子との間で無線により信号を送受信する中央装置とを備えた請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記端末装置および前記超音波探触子間において相互に送受信される無線信号を受信し、
前記無線信号を増幅した後に再び発信する中継装置を備えた請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記複数の端末装置、前記複数の超音波探触子および前記中央装置間において、それぞれ相互に送受信される無線信号を受信し、前記無線信号を増幅した後に再び発信する中継装置を備えた請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記 D 級増幅器は、
演算増幅器と、
三角波信号を発生させる三角波発生器と、
前記演算増幅器からの信号と前記三角波発生器により発生された三角波信号とを比較し、
比較結果に応じた信号を出力する比較器と、
前記比較器から出力された信号を増幅する増幅器とを備えた請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 D 級増幅器の電圧増幅率は 10 ～ 60 dB である請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は無線により超音波探触子を操作できる超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波は、通常、16000Hz 以上の音波をいい、非破壊および無害でその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断などの様々な分野に應用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。超音波診断装置を用いることで、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得ることができる。

40

【0003】

この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ小型で安価、X 線のように被爆がなく安全性が高いおよびドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有している。そのため、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、脾臓、膵臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）および産婦人科系などの診断などに広く利用されている。

【0004】

50

この超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子を備えている。この超音波探触子は、送信信号に基づいて機械振動をすることで超音波を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波の反射波を受けて受信信号を生成する圧電素子を備えている。具体的には、超音波探触子は、圧電素子で構成される超音波送受信素子が、例えば1次元または2次元配列とされたアレイ型のものがよく使用される。特に2次元アレイ超音波探触子を用いることで精細な画像を得ることができ、医療用として広く普及している。

【0005】

ここで、一直線上に圧電素子を配置された1次元配列とされた超音波探触子は、超音波送受信素子が例えば128個程度配置される程度であった。しかし、これに比べて、2次元アレイ超音波探触子においては、配置される超音波送受信素子の数が増大する。例えば64×64配列であれば、超音波送受信素子の数は4096個であり、128×128配列であれば、超音波送受信素子の数は16900個となる。このため、超音波探触子を駆動させるための演算処理の負担も増大し、消費電力が増大するという問題が生じている。

【0006】

また、超音波送受信素子の数が増大すれば、それに伴って超音波送受信素子に送受信信号を送るための信号線は増大する。従来の超音波診断装置においては、超音波探触子と装置本体とが、複数の信号線が束ねられシールドおよび被覆された同軸ケーブルによって電氣的に接続された構成である。信号線が増大すると、同軸ケーブルが太くなり柔軟性が低下する。それにより、超音波探触子の操作性が悪くなるという問題も生じている。

【0007】

超音波探触子の操作性を向上させるために、超音波探触子および装置本体間を同軸ケーブルではなく無線により接続することも考えられる。しかし、超音波送受信素子を駆動させるための消費電力は増大しており、具体的には150～250Vの電圧を印加する必要があることから、無線により装置本体から超音波探触子に電力を供給することは困難である。そこで、超音波探触子に蓄電器を搭載することとなるが、蓄電器が大型化および重量化すると、超音波探触子が大型化および重量化するため、かえって操作性が悪くなる。したがって、超音波探触子を無線とするためには、超音波探触子の消費電力をできるだけ低くすることが好ましい。それにより、超音波探触子に搭載する蓄電器を小型化でき、超音波探触子の操作性が低下することはない。

【0008】

消費電力を減少させるためには、電気回路を微細化すればよい。例えば、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や、FPGA (Field Programmable Gate Array) などの利用により、電気回路の微細化は可能である。また、超音波探触子内の消費電力を抑えようとする、送受信における無線信号が微弱化し、ノイズが生じる可能性もある。この場合は、これらの信号をアンプを用いて増幅することでノイズを抑えることができる。

【0009】

増幅方法としては、例えば特許文献1に記載されているようにAB級アンプを使用する方法や、例えば特許文献2に記載されているように低電圧増幅器、電流帰還型差動アンプを使用する方法などがある。特に、超音波探触子にアンプを用いる方法としては、例えば特許文献3および特許文献4に記載されているように差動アンプを使用する方法や、特許文献5に記載されているように差動アンプとB級アンプとを併用する方法などが開示されている。

【特許文献1】特開2007-159117号公報

【特許文献2】特開2007-14036号公報

【特許文献3】特開2006-116018号公報

【特許文献4】特開平10-24038号公報

【特許文献5】特開平5-344970号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上述のように、電気回路の微細化およびアンプの使用により、消費電力を低減することはできる。しかし、超音波探触子と装置本体とを無線で接続し、かつ超音波探触子に搭載する蓄電器を小型化するためには、さらなる消費電力の低減化が求められている。

【0011】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、超音波探触子の消費電力を低減し、無線による超音波探触子内に搭載する蓄電器を小型化することで、超音波探触子の操作性が高い超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明者は、種々検討した結果、上記目的は、以下の本発明により達成されることを見出した。すなわち、本発明に係る一態様に係る超音波診断装置は、端末装置と、前記端末装置との間で信号を送受信する超音波探触子とを備え、前記超音波探触子と前記端末装置との間で信号の送受信は無線により行われ、前記超音波探触子は、電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換する圧電素子と、D級増幅器とを有する。

【0013】

これにより、超音波探触子の消費電力が低くなるため、超音波探触子に搭載する蓄電器を小型化および軽量化することができ、超音波探触子自体も小型化および軽量化できる。それにより、無線による超音波探触子の操作性がさらに向上する。

【0014】

また、上述の超音波診断装置は、複数の前記端末装置と、前記複数の端末装置のそれぞれに対応する複数の前記超音波探触子と、前記複数の端末装置および前記複数の超音波探触子との間で無線により信号を送受信する中央装置とを備えていることが好ましい。

【0015】

それにより、中央装置により、複数の超音波探触子および複数の端末装置による診断を統括させることができる。例えば、複数の超音波探触子および複数の端末装置により、異なる箇所超音波診断を行うことができ、それら診断により得た画像データなどを中央装置で一括して管理することなどができる。また、例えば複雑な画像解析など、端末装置の能力では困難な処理を、中央装置により行うことができるので、それらの処理が容易に短時間ででき、その結果の確認や操作を端末装置によって行うことができる。

【0016】

また、上述の超音波診断装置は、前記端末装置および前記超音波探触子間において相互に送受信される無線信号を受信し、前記無線信号を増幅した後に再び発信する中継装置を備えることが好ましい。

【0017】

それにより、端末装置および超音波探触子間で送受信される信号の劣化が少ない。そのため、より鮮明な超音波画像を生成することができ、より正確な画像診断を行うことができる。また、超音波探触子の操作と端末装置の操作を離れた箇所で行うこともできる。

【0018】

また、上述の超音波診断装置は、前記複数の端末装置、前記複数の超音波探触子および前記中央装置間において、それぞれ相互に送受信される無線信号を受信し、前記無線信号を増幅した後に再び発信する中継装置を備えることが好ましい。

【0019】

それにより、複数の端末装置、複数の超音波探触子および中央装置間において、それぞれ相互に送受信される信号の劣化が少ない。そのため、より鮮明な超音波画像を生成することができ、より正確な画像診断を行うことができる。

【0020】

また、上述の超音波診断装置において、前記D級増幅器は、演算増幅器と、三角波信号を発生させる三角波発生器と、前記演算増幅器からの信号と前記三角波発生器により発生

10

20

30

40

50

された三角波信号とを比較し、比較結果に応じた信号を出力する比較器と、前記比較器から出力された信号を増幅する増幅器とを備えることが好ましい。

【0021】

それにより、容易に高効率特性を有するD級増幅器を構成することができる。

【0022】

また、上述の超音波診断装置において、前記D級増幅器の電圧増幅率は10～60dBであることが好ましい。

【0023】

それにより、S/N (Signal/Noise) 比を良好な値とすることができる。

【発明の効果】

10

【0024】

本発明は、超音波探触子の消費電力を低減し、無線による超音波探触子内に搭載する蓄電器を小型化することで、超音波探触子の操作性が高い超音波診断装置を提供するという効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0026】

まず、本実施形態の構成について説明する。図1は本実施形態における超音波診断装置の構成を示す図である。図2は本実施形態における超音波診断装置の中央プロセッサの電氣的な構成を示すブロック図である。図3は本実施形態における超音波診断装置の中継プロセッサの電氣的な構成を示すブロック図である。図4は本実施形態における超音波診断装置の端末プロセッサの電氣的な構成を示すブロック図である。図5は本実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の内部構成を示す平面図である。図6は本実施形態における超音波診断装置の超音波探触子の電氣的な構成を示すブロック図である。

20

【0027】

図1に示すように、超音波診断装置100は、中央プロセッサ（中央装置）1と、中央プロセッサ1からの信号を送受信する複数の中継プロセッサ（中継装置）2と、中継プロセッサ2にそれぞれ対応する複数の超音波探触子3および複数の端末プロセッサ（端末装置）4とを備えて構成される。なお、図1においては中央プロセッサ1を1台とし、中継プロセッサ2、超音波探触子3および端末プロセッサ4はそれぞれ4台ずつとしているが、これは一例であって、本発明がこの形態に限定されるわけではない。

30

【0028】

例えば、端末プロセッサ4の操作入力部41から診断開始を指示するコマンドなどが入力されると、端末プロセッサ4から送信信号が乗った搬送波による無線信号が送信され、中継プロセッサ2を経由して超音波探触子3に伝達される。伝達された送信信号をもとに、超音波探触子3は生体などの被検体（図示せず）に対して超音波を送信すると共に、被検体で反射した超音波の反射波（エコー）を受信する。超音波探触子3から反射波をもとに生成した受信信号による無線信号が送信されると、中継プロセッサ2を経由して端末プロセッサ4に伝達される。端末プロセッサ4では、受信信号を画像処理して被検体の内部状態などの画像を画像表示部42に表示する。また、超音波探触子3および端末プロセッサ4は中継プロセッサ2を経由して、中央プロセッサ1とも無線信号を相互に送受信している。

40

【0029】

超音波探触子3、端末プロセッサ4および中継プロセッサ2は、それぞれ同数ずつ設置されている。超音波探触子3および端末プロセッサ4は複数台設置されているが、これらを同時に使用することができる。中央プロセッサ1は各中継プロセッサ2を介して、それぞれの超音波探触子3および端末プロセッサ4と上述のように無線通信により信号の送受信をしている。このように、本実施の形態に係る超音波診断装置100は、中央プロセッ

50

サ 1 は 1 台であっても、複数の超音波探触子 3 および複数の端末プロセッサ 4 を有することから、同時に複数の場所において複数の被検体に対する診断を行うことができる。また、中央プロセッサ 1、超音波探触子 3 および端末プロセッサ 4 からの無線信号を受信し、増幅して再び送信する中継プロセッサ 2 が、超音波探触子 3 および端末プロセッサ 4 ごとに設置されているので、無線信号が劣化しにくく、より鮮明な超音波画像が生成され、より正確な診断が可能である。

【0030】

まず、中央プロセッサ 1、中継プロセッサ 2 および端末プロセッサ 4 のそれぞれの電気的な構成について説明する。

【0031】

中央プロセッサ 1 は、各端末プロセッサ 4 に比べて大容量の記憶領域および高性能の演算処理能力を有している。そこで中央プロセッサ 1 は、各端末プロセッサ 4 で得た超音波画像を記憶および管理や、端末プロセッサ 4 では困難な演算処理を行うなどする。例えば、中央プロセッサ 1 は各端末プロセッサ 4 で得た複数の超音波画像データを記憶していて、端末プロセッサ 4 からの指示によって、記憶している超音波画像データを端末プロセッサ 4 に送信し画像表示部 42 で表示させることができる。また、中央プロセッサ 1 は、端末プロセッサ 4 では時間がかかり過ぎるような、複雑な処理や不可能な処理を行う。例えばカラーモードによる表示のための信号生成などは中央プロセッサ 1 で処理することとすればよい。図 2 に示すように、中央プロセッサ 1 は、中継プロセッサ 2 を介して端末プロセッサ 4 および超音波探触子 3 との間で電波による無線信号を送受信するためのアンテナ 11 と、アンテナ 11 で送信する信号および受信した信号を増幅するための増幅器 12 と、受信した信号を復調すなわち受信した信号から情報を取り出す復調器 13 と、復調器 13 により得られた信号を、例えばシリアル信号からパラレル信号へと変換するなど必要に応じて処理する信号処理器 14 と、演算処理のためにデータを一時的に記憶または取得した超音波画像データなどを記憶する記憶部 17 と、デジタルビームフォーマ（以下、DBF という）18 と、送信するための信号を変調すなわち搬送波に情報を乗せる変調器 19 と、これらを当該機能に応じて制御することによって中央プロセッサ 1 の全体制御を行う制御部 15 とを備えている。なお、変調方法としては、周波数変調、位相変調、振幅変調または多方向の超音波ビームの合成を行う空間コンパウンドに必要な変調を用いればよい。また、デジタル信号を変調する場合には、振幅偏移変調、位相偏移変調または振幅偏移変調を用いればよい。なお、以下において行う変調も、これらのいずれかを用いればよい。また、DBF 18 は、反射波による受信信号から得られる、送信から受信までの時間、反射波の強度、反射波の方向などをもとに演算して、被検体内の内部状態を画像化するための信号を生成し、または操作コマンドに応じた超音波を生成するための送信信号を生成する。

【0032】

中継プロセッサ 2 は、複数の端末プロセッサ 4、複数の超音波探触子 3 および中央プロセッサ 1 間において、それぞれ相互に送受信される無線信号を受信し、無線信号を増幅した後に再び発信する。具体的には、中継プロセッサ 2 は、複数の端末プロセッサ 4、複数の超音波探触子 3 および中央プロセッサ 1 間で相互に送受信される無線信号を中継する働きを有する。図 3 に示すように、中継プロセッサ 2 は、端末プロセッサ 4、超音波探触子 3 および中央プロセッサ 1 との間で電波による無線信号を送受信するためのアンテナ 21 と、アンテナ 21 で送信する信号および受信した信号を増幅するための増幅器 22 と、受信した信号を復調する復調器 23 と、送信するための信号を変調する変調器 26 と、これらを当該機能に応じて制御することによって中継プロセッサ 2 の全体制御を行う制御部 24 とを備えている。中継プロセッサ 2 は端末プロセッサ 4、超音波探触子 3 および中央プロセッサ 1 によるそれぞれの間で送受信される無線信号を中継する働きをする。

【0033】

端末プロセッサ 4 は診断開始や表示モードの指示などのコマンドを入力され、それに応じた送信信号を超音波探触子に伝達し、超音波の反射波から生成された受信信号をもとに

10

20

30

40

50

超音波画像を生成および表示する。図4に示すように、端末プロセッサ4は、中央プロセッサ1および超音波探触子3との間での電波による無線信号を、中継プロセッサ2を介して送受信するためのアンテナ43と、超音波探触子3または中央プロセッサ1へ伝達する送信信号および超音波探触子3または中央プロセッサ1から伝達された受信信号を増幅する増幅器47と、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報などのデータを入力する操作入力部41と、操作入力部41に入力されたデータなどを記憶しておく記憶部46と、操作入力部41に入力されたデータに基づいて超音波を生成するための送信信号を生成するDBF45と、DBF45により生成された送信信号を、超音波探触子3へ伝達するために送信信号を変調する変調器44と、増幅器47により増幅された受信信号を復調する復調器48と、復調器48により得られた信号を、例えばパラレル信号からシリアル信号へと変換するなど必要に応じて処理する信号処理部49と、超音波画像データなどを記憶部52と、受信信号から画像化するための信号を生成するDBF51と、DBF51で生成された画像化するための信号に基づいて被検体内の内部状態の画像を生成する画像処理部50と、画像処理部50で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する画像表示部42と、これらを当該機能に応じて制御する制御部53と、電源を供給するバッテリーである蓄電器54とを備えて構成される。

【0034】

次に、超音波探触子3の構成について説明する。超音波探触子3は、図5に示すように、超音波を送受信する超音波送受信素子であり圧電材料を備えて構成される複数の圧電振動子31と、被検体に向けて送信される超音波を収束させる音響レンズ36と、圧電振動子31の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとを整合させる整合層35と、圧電振動子31からの不要な超音波を吸収するダンパ34と、回路素子が実装された基板部32と、圧電振動子31および基板部32間の信号を相互に伝達するための中継基板33と、圧電振動子31、基板部32および中継基板33を覆うシールドケース37と、音響レンズ36以外のこれらすべてを覆うプローブケース38とを備えている。

【0035】

圧電振動子31は、複数備えられていて、例えば、被検体に対して超音波を放照射する放照射面が揃えられて複数の圧電振動子31が線形独立な2方向へm行×n列でアレイ状に2次元配列されて構成される。ここで、m、nは、正の整数である。なお、複数の圧電振動子31が一直線上に配置された1次元配列であってもかまわない。

【0036】

音響レンズ36は、圧電振動子31から被検体に向けて送信される超音波を収束する部材であり、例えば、図5に示すように、円弧状に膨出した形状とされている。

【0037】

整合層35は、圧電振動子31の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとを整合させることで、圧電振動子31から発生された超音波を被検体に効率良く伝える働きをする。整合層35は一層で構成されても良いが、受信周波数の広帯域化に応じて2層あるいはそれ以上の層数としても良い。それにより、整合させる音響インピーダンスの範囲が広がり、より効率良く被検体に超音波を伝えることができる。

【0038】

ダンパ34は圧電振動子31からのダンパ34方向の超音波を吸収することで、圧電振動子31の共振を抑制する働きを有する。ダンパ34により距離方向の分解能の低下が防がれる。つまり、上述のように不要な振動を吸収するため、距離方向の分解能の低下を防ぐ。

【0039】

基板部32には、増幅器32a、AD変換器32b、復調器32c、制御部32d、信号処理部32e、変調器32f、増幅器32g、蓄電器32hおよびアンテナ32iなどが設置されている。アンテナ32iは、圧電素子31から離れた位置に配置することが望ましい。これは、圧電素子31が超音波を発生させる際に生じる電磁波によるアンテナ32iへの影響を防ぐためである。例えば、基板32の中央部付近に配置されればよい。蓄

電器 3 2 は基板部 3 2 に設置される部材の中では特に重いため、超音波探触子 3 の操作性を考慮して配置位置を決定することが好ましい。なお、基板部 3 2 には、上記以外にも例えば、増幅器の増幅率を制御するためのスイッチ回路など、必要である回路が適宜設置されていればよい。

【0040】

また、圧電振動子 3 1 と基板部 3 2 とは、信号伝達のための中継基板 3 3 によって電氣的に接続されている。中継基板 3 3 としては、例えば F P C (フレキシブルプリント基板) を用いれば良い。なお、F P C の代わりに、セラミックやガラスエポキシ等のプリント基板を用いても良い。

【0041】

シールドケース 3 7 は、電磁波などの侵入または漏洩を防止するためのもので、例えば金属で構成されている。

【0042】

プローブケース 3 8 の一方の端部には音響レンズ 3 6 が突出している。

【0043】

このような、超音波探触子 3 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。

【0044】

次に、超音波探触子 3 の電氣的な構成について説明する。図 6 に示すように、超音波探触子 3 は超音波を送受信するための圧電振動子 3 1 と、圧電振動子 3 1 からの受信信号または圧電振動子 3 1 への送信信号を増幅する増幅器 3 2 a と、増幅された受信信号をデジタル信号へと変換または送信信号をアナログ信号へと変換する A D 変換器 3 2 b と、中継プロセッサ 2 を介して端末プロセッサ 4 および中央プロセッサ 1 から伝達された電波による無線信号または中継プロセッサ 2 を介して端末プロセッサ 4 および中央プロセッサ 1 に伝達される電波による無線信号を発信するためのアンテナ 3 2 i と、アンテナ 3 2 i から発信あるいは受信される信号を増幅する増幅器 3 2 g と、端末プロセッサ 4 および中央プロセッサ 1 に伝達される信号を変調する変調器 3 2 f と、端末プロセッサ 4 および中央プロセッサ 1 から伝達された信号を復調する復調器 3 2 c と、信号を例えばパラレル信号からシリアル信号へと変換するなど必要に応じて処理する信号処理器 3 2 e と、これらを当該機能に応じて制御する制御部 3 2 d と、電源を供給するバッテリーである蓄電器 3 2 h とを備えて構成される。

【0045】

ここで、増幅器 3 2 a および増幅器 3 2 g の少なくとも 1 つは、D 級アンプ (D 級増幅器) である。なお、両方を D 級アンプとすれば好ましい。D 級アンプとは、スイッチング動作により増幅を行うアンプである。A 級アンプや A B 級アンプのように、入力された波形をそのまま増幅するのではなく、入力信号のレベルに応じたスイッチング動作により、パルス幅の異なるパルス信号を生成し、その信号に応じて出力することで増幅を行う方式である。D 級アンプは、アイドル電流もなく、抵抗も小さいため、高効率のアンプを構成でき、A 級、B 級および A B 級アンプのそれぞれ、あるいはそれらを適宜組み合わせた増幅器に比べて高効率特性を有する。つまり、増幅器 3 2 a および増幅器 3 2 g の少なくとも 1 つを D 級アンプとすることで、高効率の増幅がなされることがから、超音波探触子 3 の電力消費は低減される。それにより、蓄電器 3 2 h の容量を小さくすることが可能であることから、蓄電器 3 2 h を小型化することができ、超音波探触子 3 を小型化および軽量化することができる。したがって、同軸ケーブルなどを必要としない超音波探触子 3 であっても、小型化、軽量化を実現することができ、高い操作性を有する。また、超音波探触子 3 の消費電力が低いことから、一度の充電で長時間使用することが可能である。

【0046】

図 7 は D 級アンプの回路構成の一例を示す回路図である。増幅器 3 2 a および増幅器 3 2 g の少なくとも 1 つを、例えば図 7 に示す回路構成の D 級アンプとすればよい。図 7 に示す D 級アンプは、具体的には、演算増幅器、コンパレータ (比較器)、演算増幅器の 3

10

20

30

40

50

つが直列配置されている。コンパレータは三角波信号を発生させる三角波発生器と接続され、演算増幅器からの信号と三角波発生器からの三角波信号とを比較し、その結果に応じた信号を出力する。演算増幅器は、コンパレータからの信号を増幅する。

【0047】

また、コンデンサが演算増幅器と並列に配置され、演算増幅器、コンパレータおよび演算増幅器と、抵抗 R_{72} とが並列配置とされ、さらに演算増幅器、コンパレータ、演算増幅器、コンデンサおよび抵抗 R_{72} で構成された回路と抵抗 R_{71} とが直列配置されている。

【0048】

対比するために、D級アンプ以外のアンプの回路構成を示す。図8はA B級アンプの回路構成の一例を示す回路図であり、図9は差動アンプの回路構成の一例を示す回路図である。図8は、3つの演算増幅器と、抵抗 R_{81} 、抵抗 R_{82} 、抵抗 R_{83} 、抵抗 R_{84} 、抵抗 R_{85} および抵抗 R_{86} により構成される3段増幅回路の回路図を示している。3つの演算増幅器を用いて3段構成としたことにより、演算増幅器が1つの場合である1段の場合に比べて、増幅率は高くなる。例えば、図8に示した回路構成を有する増幅器の増幅率は、 $(R_{82}/R_{81}) \times (R_{84}/R_{83}) \times (R_{86}/R_{85})$ で表される値となる。また、図9は、1つの演算増幅器と、抵抗 R_{91} 、抵抗 R_{92} および抵抗 R_{93} により構成された増幅回路図であって、 V_1 と V_2 との差が増幅されて V_0 として出力される差動アンプを構成している。これら、図8および図9に示した各アンプの効率は30%~40%である。しかし、図7に示したD級アンプにおいては、その効率は70~90%であり、比較的高効率である。したがって、増幅器32aおよび増幅器32gの少なくともいずれか1つを、このようなD級アンプとすることで、超音波探触子3の消費電力を低くすることができる。それにより、超音波探触子3が備える蓄電器32hを小型化および軽量化できるため、超音波探触子3も小型化および軽量化でき、操作性を向上させることが可能である。また、消費電力が低くてすむことから、蓄電器32hの持続時間も長く、長時間連続して診断することも可能である。

【0049】

なお、D級アンプにおける電圧増幅率は10~60dBの範囲とすることで、S/N (Signal/Noise) 比も良好な値となり好ましい。電圧増幅率がこの範囲以外では、ノイズ増大が問題になることから好ましくない。

【0050】

次に、本実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

【0051】

このような構成の超音波診断装置100では、例えば、いずれかの端末プロセッサ4の操作入力部41から診断開始などの指示が入力されると、制御部53の制御によってDBF45は入力された指示内容に応じた診断ができるように、超音波を発生させるための電気信号の送信信号が生成する。この生成された電気信号の送信信号は、制御部53の制御によって変調器44で変調され、制御部53の制御によって増幅器47によって増幅されてアンテナ43から無線信号として発信される。操作入力部41では、画像表示モードの選択などの指示もできる。それらの指示をもとに制御部53は随時処理を進めていくが、例えば記憶部46において各指示は記憶されており、大量の複雑な指示であっても制御部53は順次各指示を処理することができる。また、記憶部46はDBF45による演算のためにデータを一時的に記憶する。

【0052】

端末プロセッサ4から発信された無線信号である送信信号は、中継プロセッサ2のアンテナ21で受信され、制御部24の制御によって、増幅され、復調され、変調された後に増幅されて、再びアンテナ21から発信される。中継プロセッサ2は、具体的には、端末プロセッサ4からの無線信号が、超音波探触子3に伝達されるよう、減衰している無線信号を増幅する働きをする。

【0053】

10

20

30

40

50

中継プロセッサ 2 により、増幅された無線信号である送信信号は前記診断指示が入力された端末プロセッサ 4 に対応する超音波探触子 3 のアンテナ 3 2 i で受信され、制御部 3 2 d の制御により増幅器 3 2 g で増幅、変調器 3 2 f で変調される。さらに送信信号は制御部 3 2 d の制御によって信号処理器 3 2 e により、例えばパラレル信号がシリアル信号に変換されるなどの必要な信号処理がなされる。そして、送信信号は制御部 3 2 d の制御によって、A/D 変換器でアナログ信号に変換され、増幅器 3 2 a で増幅されてから圧電振動子 3 1 に供給される。圧電振動子 3 1 は、この電気信号の送信信号が供給されることによってその厚み方向に伸縮し、この送信信号に応じて超音波振動し、整合層 3 5 を介して超音波を放射する。超音波探触子 3 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 3 から被検体に対して超音波が送信される。

10

【0054】

この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波となる。この反射波の超音波は、超音波探触子 3 で受信される。より具体的には、この反射波の超音波は、整合層 3 5 を介して圧電振動子 3 1 で受信され、機械的な振動が電気信号に変換されて受信信号として、取り出される。当該機械的な振動はダンパ 3 4 により共振が抑制される。また、電気的な受信信号は、減衰しないように制御部 3 2 d の制御によって増幅器 3 2 a で増幅され、A/D 変換器 3 2 b でアナログ信号からデジタル信号に変換される。変換された受信信号は、制御部 3 2 d の制御により信号処理器 3 2 e で必要な信号処理などがなされた後、無線信号とするために、制御部 3 2 d の制御によって変調器 3 2 f で変調され、増幅器 3 2 g で増幅されてアンテナ 3 2 i から発信される。

20

【0055】

超音波探触子 3 から発信された無線信号である受信信号は、中継プロセッサ 2 のアンテナ 2 1 で受信され、制御部 2 4 の制御によって、増幅され、復調され、変調された後に増幅されて、アンテナ 2 1 から発信される。中継プロセッサ 2 は、具体的には、超音波探触子 3 からの無線信号が、端末プロセッサ 4 に伝達されるよう、減衰している無線信号を増幅する働きをする。

【0056】

中継プロセッサ 2 により、増幅された無線信号である受信信号は端末プロセッサ 4 のアンテナ 4 3 で受信され、制御部 5 3 の制御によって、増幅器 4 7 で増幅され、復調器 4 8 で復調され、信号処理器 4 9 で必要な信号処理などがなされる。制御部 5 3 の制御により D B F 5 1 は、受信信号から得られる、送信から受信までの時間や受信強度や受信方向などから被検体内の内部状態の画像を表示するための信号を生成する。そして、画像処理部 5 0 は、制御部 5 3 の制御によって、D B F 5 1 からの信号に基づいて、被検体内の内部状態の画像を生成し、画像表示部 4 2 は、制御部 5 3 の制御によって、画像処理部 5 0 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。なお、画像表示部 4 2 では随時超音波画像を表示していて、記憶部 5 2 ではすでに表示された超音波画像データを記憶していく。それにより、時間変化とともに変化する被検体内の内部状態を診断することができる。また、記憶部 5 2 は、例えば D B F 5 1 の演算処理のためにデータを一時的に記憶しておく。

30

40

【0057】

ここで、中央プロセッサ 1 は端末プロセッサ 4 の記憶部 5 2 に比べて大容量の記憶部 1 7 および、演算処理能力の高い D B F 1 8 を備えている。そこで、例えば、各端末プロセッサ 4 で得た複数の超音波画像データを記憶部 1 7 に記憶しておき、必要であれば端末プロセッサ 4 からの指示によって、所望の超音波画像を端末プロセッサ 4 に取り込んで画像表示部 4 2 で表示させることができることとしてもよい。また、端末プロセッサ 4 では時間がかかり過ぎるような、複雑な処理や不可能な処理を中央プロセッサ 1 で行うようにすればよい。例えばカラーモードによる表示のための信号生成などは中央プロセッサ 1 で処理することとすればよい。

【0058】

50

具体的には、端末プロセッサ4の操作入力部41にカラーモード表示の指示を入力した場合に、上述のように端末プロセッサ4で送信信号が生成された後に発信される。また、上述のように超音波探触子3はこの送信信号に基づいた超音波を発生し、それによる反射波を得て、反射波に基づく受信信号を生成して、この受信信号がアンテナ32iから発信される。

【0059】

アンテナ32iから発信された無線信号である受信信号は、中継プロセッサ2のアンテナ21で受信され、制御部24の制御によって、増幅され、復調され、変調された後に増幅されて、アンテナ21から発信される。中継プロセッサ2は、具体的には、超音波探触子3からの無線信号が、中央プロセッサ1に伝達されるよう、減衰している無線信号を増幅する働きをする。

10

【0060】

中継プロセッサ2により、増幅された無線信号である受信信号は、中央プロセッサ1のアンテナ11で受信され、制御部15の制御によって増幅器12で増幅され、復調器13で復調され、信号処理器14で必要な信号処理などがなされる。制御部15の制御により受信信号をもとにDBF18は、受信信号から得られる、送信から受信までの時間や受信強度や受信方向などから被検体内の内部状態の画像を表示するための信号を生成する。さらに、制御部15の制御によって、画像を表示するための信号は変調器19で変調され、増幅器12で増幅されて、無線信号としてアンテナ11から発信される。また、記憶部17は、例えばDBF18の演算処理のためにデータを一時的に記憶しておく。また、記憶部17はDBF18で生成したデータを随時記憶していてもよい。

20

【0061】

アンテナ11から発信された無線信号である画像を表示するための信号は、中継プロセッサ2のアンテナ21で受信され、制御部24の制御によって、増幅され、復調され、変調された後に増幅されて、アンテナ21から発信される。中継プロセッサ2は、具体的には、中央プロセッサ1からの無線信号が、端末プロセッサ4に伝達されるよう、減衰している無線信号を増幅する働きをする。

【0062】

中継プロセッサ2により、増幅された無線信号である画像を表示するための信号は端末プロセッサ4のアンテナ43で受信され、制御部53の制御によって、増幅器47で増幅され、復調器48で復調され、信号処理器49で必要な信号処理などがなされる。そして、制御部53の制御によって、画像処理部50は画像を表示するための信号に基づいて被検体内の内部状態の画像を生成し、画像表示部42は、制御部5の制御によって、画像処理部50で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。

30

【0063】

このように、中央プロセッサ1を用いることで、端末プロセッサ4ではできない複雑な処理あるいは時間がかかる処理であっても、短時間で容易に処理することができる。また、各端末プロセッサ4で得た超音波画像データを、中央プロセッサ1の記憶部17に記憶しておくことで、時間経過による診断画像の変化を分析するなどができ、さらに好ましい診断データを得ることができる。

40

【0064】

なお、本実施形態の超音波診断装置100において、中継プロセッサ2を備えることとしたが、中継プロセッサ2を用いなくても、中央プロセッサ1、超音波探触子3および端末プロセッサ4の各相互間において、送受信する信号が減衰することなく、ノイズが生じない無線信号の送受信が可能であれば、中継プロセッサ2を用いる必要はない。

【0065】

また、本実施形態の超音波診断装置100は、複数の中継プロセッサ2、超音波探触子3および端末プロセッサ4を用いて、同時に平行して、複数の超音波による画像診断ができることとした。しかし、例えば、中継プロセッサ2、超音波探触子3および端末プロセッサ4をそれぞれ1台とし、中央プロセッサ1を備えない構成としてもよい。そのような

50

構成であっても、端末プロセッサ４と超音波探触子３とが物理的に分離されていることから、超音波探触子３の操作性が格段に向上した超音波診断装置１００を実現できる。また、超音波探触子３が備える増幅器３２ａおよび増幅器３２ｇは少なくとも１つがＤ級アンプであることから、消費電力が低くてすみ、蓄電器３２ｈは小型化および軽量化できるため、超音波探触子３も小型化および軽量化でき、操作性を向上させることができる。また、消費電力が低くてすみことから、蓄電器３２ｈの持続時間も長く、長時間の診断も可能である。なお、超音波探触子３および端末プロセッサ４の相互間において、送受信する信号が減衰することなく、ノイズが生じない無線信号の送受信が可能であれば、中継プロセッサ２を用いる必要もない。

【００６６】

また、本実施形態の超音波診断装置１００は、超音波探触子３が備える増幅器３２ａおよび増幅器３２ｇは少なくとも１つがＤ級アンプであることとしたが、これら以外の増幅器である増幅器１２、増幅器２２および増幅器４７についても、Ｄ級アンプとしてもよい。それにより、中央プロセッサ１、中継プロセッサ２および端末プロセッサ４についても、低消費電力化できるという効果を奏する。

【００６７】

本実施形態の超音波診断装置１００は、例えば、患者数の多い病院などで使用すればよい。病院内の一箇所に中央プロセッサ１を固定設置しておき、超音波診断をする病室の配置に合わせて、数箇所に中継プロセッサ２を固定しておけばよい。操作者は、超音波診断を受けるべき患者の病室に超音波探触子３および端末プロセッサ４を持っていき、端末プロセッサ４を机の上などに置き操作する。また、診断においては、端末プロセッサ４とは分離されている超音波探触子３を把持操作して患者を診断する。超音波探触子３および端末プロセッサ４は、蓄電器３２ｈおよび蓄電器５４をそれぞれ備えているので、特に電源の供給がなされていない場所であっても、診断をすることができる。

【００６８】

また、これら超音波探触子３および端末プロセッサ４は、中継プロセッサ２を介して、中央プロセッサ１とも無線信号の送受信を行うことができる。したがって、例えば中央プロセッサ１の記憶部１７に記憶されている、現在診断している患者の以前の診断時の超音波画像データを、端末プロセッサ４の操作入力部４１を操作して端末プロセッサ４に取り込み、画像表示部４２に表示することなどが可能である。また、中央プロセッサ１を用いて演算処理することで、複雑な画像処理などを短時間に行うことができる。また、例えば、中央プロセッサ１では、超音波診断におけるレセプト処理を行うこととしてもよく、それによりレセプト処理を間違えることなく確実に実行できるので有効である。また、例えば、中央プロセッサ１の記憶部１７に当該患者のカルテなどを記憶しておいてもよい。それにより、例えば、端末プロセッサ４の画像表示部４２に当該患者のカルテを表示することも可能であり、超音波診断前あるいは診断中に、当該患者の病歴などを確認したうえで、適切な診断が可能となる。

【００６９】

また、１つの病院内だけにとどまらず、複数の病院間においても上述のような無線信号の送受信ができるようにしてもよい。具体的には、複数の病院で使用される複数の超音波探触子３、複数の端末プロセッサ４が複数の中継プロセッサ２を介して１台の中央プロセッサ１と無線信号の送受信ができることとしてもよいし、病院ごとに中央プロセッサ１を１台ずつ有し、中央プロセッサ１同士が無線による信号の送受信をできることとしてもよい。このようにすることで、複数の病院間で患者の超音波画像データのやり取りなどができるため、異なる病院における医師らが連携して容易に超音波画像の判断などを行うことができる。

【００７０】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および／または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する

10

20

30

40

50

変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】本実施形態における超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】本実施形態における超音波診断装置の中央プロセッサの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図3】本実施形態における超音波診断装置の中継プロセッサの電氣的な構成を示すブロック図である。

10

【図4】本実施形態における超音波診断装置の端末プロセッサの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図5】本実施形態における超音波診断装置の超音波探触子の内部構成を示す平面図である。

【図6】本実施形態における超音波診断装置の超音波探触子の電氣的な構成を示すブロック図である。

【図7】D級アンプの回路構成の一例を示す回路図である。

【図8】A B級アンプの回路構成の一例を示す回路図である。

【図9】差動アンプの回路構成の一例を示す回路図である。

【符号の説明】

20

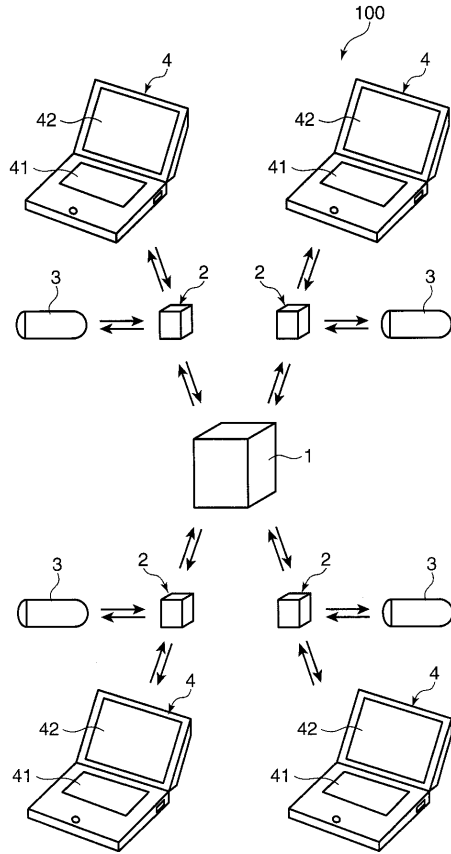
【0072】

- 1 中央プロセッサ
- 2 中継プロセッサ
- 3 超音波探触子
- 4 端末プロセッサ
- 11、21、32 i、43 アンテナ
- 12、22、32 a、32 g、47 増幅器
- 13、23、32 c、48 復調器
- 14、32 e、49 信号処理器
- 15、24、32 d、53 制御部
- 17、46、52 記憶部
- 18、45、51 D B F
- 19、26、32 f、44 変調器
- 31 圧電振動子
- 32 基板部
- 33 中継基板
- 34 ダンパ
- 35 整合層
- 36 音響レンズ
- 37 シールドケース
- 38 プロブケース
- 32 b A D変換器
- 32 h、54 蓄電器
- 41 操作入力部
- 42 画像表示部
- 50 画像処理部
- 100 超音波診断装置

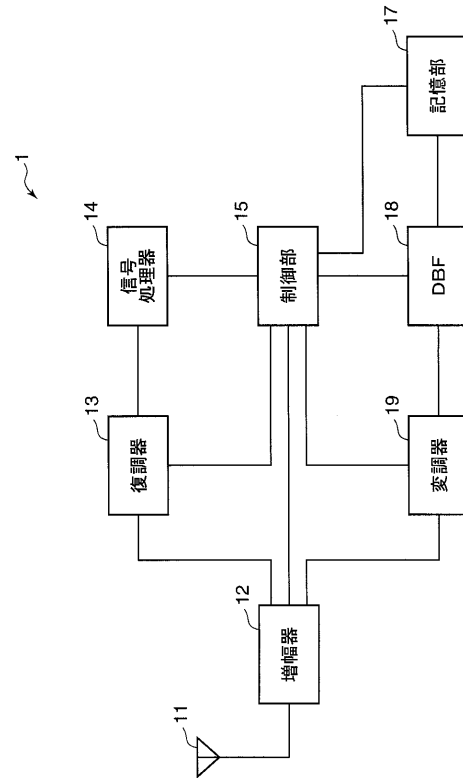
30

40

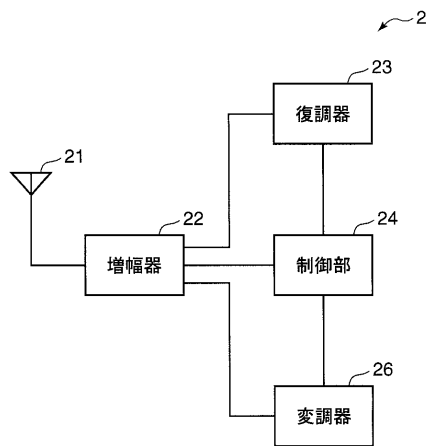
【図 1】



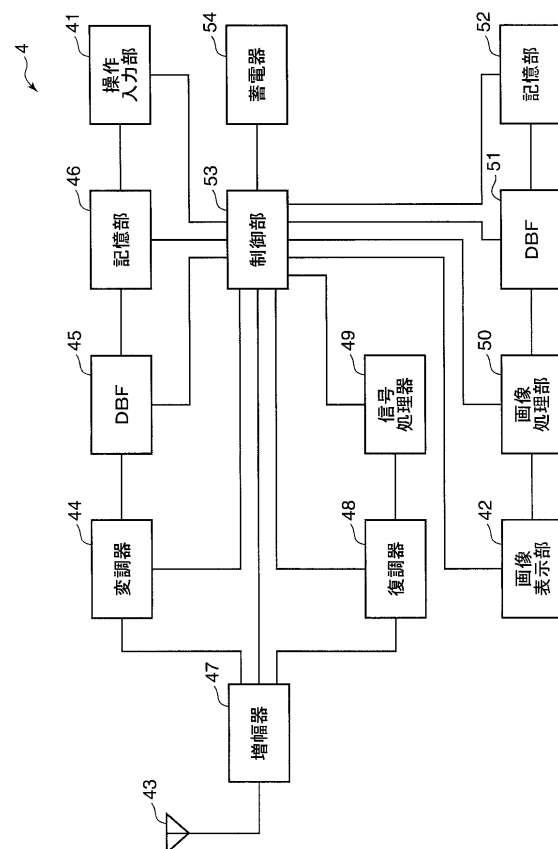
【図 2】



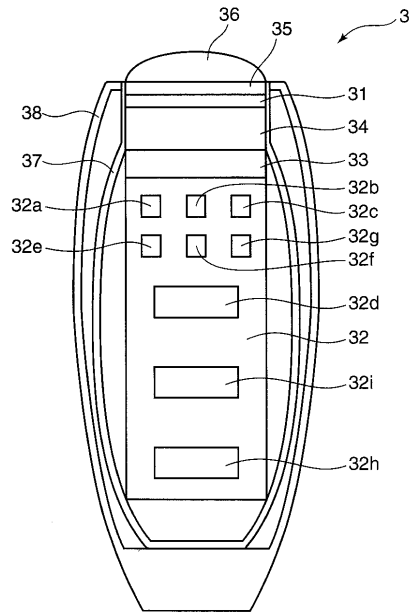
【図 3】



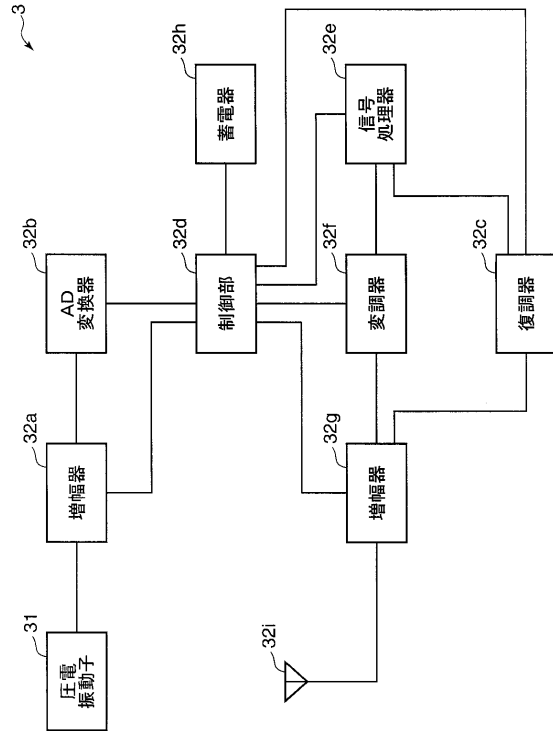
【図 4】



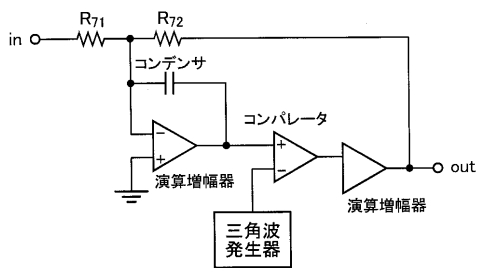
【図 5】



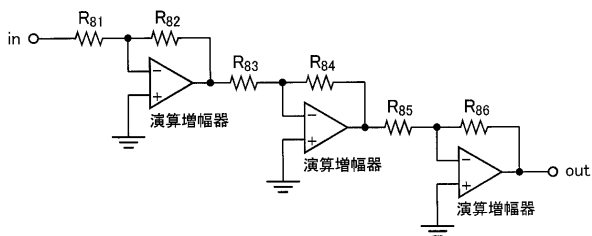
【図 6】



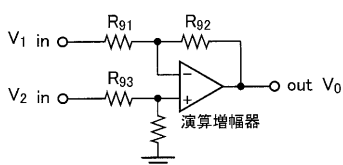
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009172014A	公开(公告)日	2009-08-06
申请号	JP2008010857	申请日	2008-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	羽生武		
发明人	羽生 武		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/FF20 4C601/GA40 4C601/GD04		
代理人(译)	伊藤隆夫 樋口二郎 樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过减少超声波探头的功耗并通过无线电小型化装载在超声波探头内的电容器来提供具有超声波探头的高可操作性的超声波诊断装置。ŽSOLUTION：超声诊断设备100包括终端设备4和超声探头3，用于向/从终端设备4发送和接收信号，信号在超声探头3和终端设备4之间无线地发送和接收，以及超声波探头3包括用于在电信号和超声信号之间相互转换信号的压电元件，以及D类放大器。Ž

