

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4795878号
(P4795878)

(45) 発行日 平成23年10月19日(2011.10.19)

(24) 登録日 平成23年8月5日(2011.8.5)

(51) Int.CI.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 19 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2006-193086 (P2006-193086)
 (22) 出願日 平成18年7月13日 (2006.7.13)
 (65) 公開番号 特開2008-18087 (P2008-18087A)
 (43) 公開日 平成20年1月31日 (2008.1.31)
 審査請求日 平成21年7月2日 (2009.7.2)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置及び超音波プローブを用いた超音波診断装置並びに超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

アレイ状に配列された複数の超音波振動子で超音波を被検体に送受信し、該被検体内の組織情報を得て受信される微弱な超音波エコーを増幅するプリアンプ群を内蔵する超音波プローブを用いる超音波診断装置に於いて、

上記複数の超音波振動子の第1の領域に接続される第1のプリアンプ群と、

上記複数の超音波振動子の上記第1の領域とは異なる第2の領域に接続される第2のプリアンプ群と、

上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、該第1のプリアンプ群に供給されていたバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように切り替え制御する制御回路と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

上記制御回路は、上記第1及び第2のプリアンプ群で消費される電力の総量が上記複数の超音波振動子の第1の領域と第2の領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

上記超音波プローブは、2次元アレイプローブであることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

10

20

上記第1及び第2のプリアンプ群は、上記超音波プローブ、若しくは該超音波プローブを超音波診断装置の本体に接続するためのプローブコネクタに内蔵されていることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドプラモードが適用可能であることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を制御すると共に、上記第2のプリアンプ群に供給される第2のバイアス電流に加えて上記第1のバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。10

【請求項7】

上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を、上記第2のプリアンプ群に供給するように切り替える切り替え手段を有することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

アレイ状に配列されて超音波を被検体に送受信するもので、第1の領域及び第2の領域を有する複数の超音波振動子と、20

上記複数の超音波振動子の第1の領域及び第2の領域を駆動して上記超音波を送信させるパルサー群と、

上記複数の超音波振動子の第1の領域及び第2の領域で受信された上記被検体内の組織情報を增幅するプリアンプ群と、

上記第1の領域に接続される第1のプリアンプ群の動作を停止し、且つ上記第2の領域に接続される第2のパルサー群の動作を停止させる動作モードに於いて、該第1のプリアンプ群に供給されていたバイアス電流を上記第2の領域に接続される第2のプリアンプ群に供給するように制御する制御回路と、

を具備することを特徴とする超音波プローブを用いた超音波診断装置。30

【請求項9】

上記制御回路は、上記第1及び第2のプリアンプ群で消費される電力の総量が上記複数の超音波振動子の第1の領域と第2の領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御することを特徴とする請求項8に記載の超音波プローブを用いた超音波診断装置。。

【請求項10】

上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドプラモードが適用可能であることを特徴とする請求項8に記載の超音波プローブを用いた超音波診断装置。

【請求項11】

上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を制御すると共に、上記第2のプリアンプ群に供給される第2のバイアス電流に加えて上記第1のバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように制御することを特徴とする請求項8に記載の超音波プローブを用いた超音波診断装置。40

【請求項12】

上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を、上記第2のプリアンプ群に供給するように切り替える切り替え手段を有することを特徴とする請求項8に記載の超音波プローブを用いた超音波診断装置。50

【請求項 1 3】

アレイ状に配列されて超音波を被検体に送受信するもので、第1の領域及び第2の領域を有する複数の超音波振動子と、上記複数の超音波振動子の第1の領域及び第2の領域を駆動して上記超音波を送信させるパルサー群と、上記複数の超音波振動子の第1の領域で受信された上記被検体内の組織情報を増幅する第1のプリアンプ群と、上記複数の超音波振動子の第2の領域で受信された上記被検体内の組織情報を増幅する第2のプリアンプ群と、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、該第1のプリアンプ群に供給されていたバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように制御する制御回路と、を有する超音波プローブと、

上記超音波プローブに接続されて、該超音波プローブで得られた情報を得ると共に電源を供給する超音波診断装置と、

を具備することを特徴とする超音波診断システム。

【請求項 1 4】

上記制御回路は、上記第1及び第2のプリアンプ群で消費される電力の総量が上記複数の超音波振動子の第1の領域と第2の領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御することを特徴とする請求項13に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 5】

上記超音波プローブは、2次元アレイプローブであることを特徴とする請求項13に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 6】

上記第1及び第2のプリアンプ群は、上記超音波プローブ、若しくは該超音波プローブを超音波診断装置に接続するためのプローブコネクタに内蔵されていることを特徴とする請求項13に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 7】

上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドラモードが適用可能であることを特徴とする請求項13に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 8】

上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を制御すると共に、上記第2のプリアンプ群に供給される第2のバイアス電流に加えて上記第1のバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように制御することを特徴とする請求項13に記載の超音波診断システム。

【請求項 1 9】

上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を、上記第2のプリアンプ群に供給するように切り替える切り替え手段を有することを特徴とする請求項13に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波ビームを走査してリアルタイムに生体内の画像を得るリアルタイム超音波診断装置及び超音波プローブを用いた超音波診断装置並びに超音波診断システムに関し、特に、電子回路を内蔵したプローブを用いる超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、超音2次元(2D)アレイプローブ等に於いては、プローブヘッドに電子回路を内蔵し、送信波形の生成、受信エコーの増幅・部分的ビームフォーミングを行うようになってきている。こうした2次元アレイプローブを用いた超音波診断装置は、例えば下記特許文献1に記載されている。

10

20

30

40

50

【0003】

また、振動子エレメントサイズが小さくなることによるインピーダンスの上昇を抑えるために、積層圧電体等を用いることも考えられている。

【0004】

例えば、電子回路を内蔵したプローブを用いるリアルタイム超音波診断装置に於いて、プローブハンドルは、超音波振動子群と、パルサー群と、プリアンプ群と、サブアレイビームフォーマ群と、これらを制御する制御回路とで構成される。また、このプローブハンドルと、プローブケーブル、プローブコネクタ及び電子回路群と、プローブコネクタ内制御回路により、超音波プローブが構成される。

【0005】

一方、こうした超音波プローブがプローブコネクタを介して接続される超音波診断装置本体では、本体プリアンプ群で受信遅延加算処理が施された超音波エコー信号が増幅され、増幅された超音波エコー信号が、受信遅延加算回路でタイミングが合わされ、信号処理部で検波されてエンベロープが取り出され、画像処理部で座標変換され、画像表示に適した処理が施されて表示部に表示されることにより、リアルタイムで被観測体内の形態情報が表示される。

10

【0006】

ところで、被観測体内の血流に対して中心周波数 f_0 の超音波の送受信が行われると、超音波ビームの周波数は流動する血球により、血流速度に比例するドプラ偏移 f_d を受けて、 $f_0 + f_d$ の周波数の超音波エコーが受信される。したがって、そのドプラ偏移周波数 f_d を検出し、時間的な変化を表示することで、ドプラ画像として血流速度情報を表示することができる。

20

【0007】

またその際、検出されたドプラ偏移周波数 f_d を2次元にマッピングし、適切なカラー変換を行って先の超音波画像に重ね合わせて表示することにより、血流速度情報を含む被観測体内の画像をリアルタイムでカラードプラ画像（図示されない）として表示することができる。

【0008】

近年、超音波プローブに2次元アレイ振動子が用いられるようになり、振動子数が数千に増加し、個々の大きさが極めて小さくなってきている。この場合、超音波診断装置にプローブを直接接続すると、ケーブル本数が非常に多く必要であるためにケーブル全体がかなり太くなり、操作に支障をきたすと共に、微小な振動子に駆動用の波形を効率よく伝送すること及び微小な振動子で受信される超音波エコーを高品位で伝送することが困難である。

30

【0009】

このため、2次元アレイ等の場合は超音波プローブに、送信回路及び受信回路等の電子回路を実装し、数の多い微小振動子の駆動を容易に効率よく行い、また受信された微弱な超音波エコーを効率よく増幅すると共に、数個単位の振動子毎に部分的な受信ビームフォーミングを行って加算することにより、超音波診断装置に入力する信号線の本数を低減することがしばしば行われている。

40

【特許文献1】特開2000-139907号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0010】**

しかしながら、超音波プローブの温度上昇を許容可能なレベルに抑えるため、これらのプローブ内蔵の電子回路が発生する熱を少なくする必要がある。このために、内蔵電子回路に供給できる電源の電力を大きくすることができない、という課題を有している。一方、超音波エコーを増幅するプリアンプ群については、代表的な増幅素子としてFET（電界効果トランジスタ）がほとんどの場合に使用されている。このFETによるプリアンプは、ノイズを低減して広いダイナミックレンジを得るために、図7に示されるように、バ

50

バイアス電流を多く必要とする。

【0011】

FETM1の入力換算ノイズ(熱雑音)は、以下のようにして求められる。

$$v_n = 4 k T (2/3) \cdot (1/g_m)$$

$$g_m = 2 \cdot I_D / (V_{GS} - V_{TH})$$

したがって、ノイズを低減するためには、バイアス電流を大きくする必要がある。

【0012】

つまり、連続波ドプラ(SCW)モードのように振幅の大きいクラッタ(心臓壁等からの反射)に重畠した極めて微弱なドプラ信号を増幅するためには、通常のBモード画像を得る場合に比べて倍程度のかなり大きいバイアス電流を供給する必要がある。 10

【0013】

その結果、プリアンプの発熱が増加してプローブの温度上昇が大きくなり、過大な発熱を生じると共に、内蔵電子回路が正常に動作しなくなる虞れが生じる。これを避けるためにバイアス電流を抑えて使用すると、プリアンプのダイナミックレンジが十分得られず、微弱な信号成分を忠実に増幅することが困難となり、診断に必要な情報を得ることができない。

【0014】

したがって本発明は、上記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、プリアンプ等の電子回路を内蔵した2次元アレイプローブ等を使用する超音波診断装置に於いて、プローブの電子回路の消費電力、発熱を増大させることなくプリアンプのノイズレベルを小さくし、ダイナミックレンジを増大して連続波ドプラモード等の受信性能を確保し、良好な超音波画像を得ることが可能な超音波診断装置及び超音波プローブを用いた超音波診断装置並びに超音波診断システムを提供することである。 20

【課題を解決するための手段】

【0015】

すなわち請求項1に記載の発明は、アレイ状に配列された複数の超音波振動子で超音波を被検体に送受信し、該被検体内の組織情報を得て受信される微弱な超音波エコーを増幅するプリアンプ群を内蔵する超音波プローブを用いる超音波診断装置に於いて、上記複数の超音波振動子の第1の領域に接続される第1のプリアンプ群と、上記複数の超音波振動子の上記第1の領域とは異なる第2の領域に接続される第2のプリアンプ群と、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、該第1のプリアンプ群に供給されていたバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように切り替え制御する制御回路と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。 30

【0016】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第1及び第2のプリアンプ群で消費される電力の総量が上記複数の超音波振動子の第1の領域と第2の領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御することを特徴とする。

【0017】

請求項3に記載の発明は、請求項1に記載の発明に於いて、上記超音波プローブは、2次元アレイプローブであることを特徴とする。 40

【0018】

請求項4に記載の発明は、請求項1に記載の発明に於いて、上記第1及び第2のプリアンプ群は、上記超音波プローブ、若しくは該超音波プローブを超音波診断装置の本体に接続するためのプローブコネクタに内蔵されていることを特徴とする。

【0019】

請求項5に記載の発明は、請求項1に記載の発明に於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドプラモードが適用可能であることを特徴とする。

【0020】

10

20

30

40

50

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第 1 のプリアンプ群に供給されていた第 1 のバイアス電流を制御すると共に、上記第 2 のプリアンプ群に供給される第 2 のバイアス電流に加えて上記第 1 のバイアス電流を上記第 2 のプリアンプ群に供給するように制御することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第 1 のプリアンプ群に供給されていた第 1 のバイアス電流を、上記第 2 のプリアンプ群に供給するように切り替える切り替え手段を有することを特徴とする。 10

【 0 0 2 2 】

請求項 8 に記載の発明は、アレイ状に配列されて超音波を被検体に送受信するもので、第 1 の領域及び第 2 の領域を有する複数の超音波振動子と、上記複数の超音波振動子の第 1 の領域及び第 2 の領域を駆動して上記超音波を送信させるパルサー群と、上記複数の超音波振動子の第 1 の領域及び第 2 の領域で受信された上記被検体内の組織情報を增幅するプリアンプ群と、上記第 1 の領域に接続される第 1 のプリアンプ群の動作を停止し、且つ上記第 2 の領域に接続される第 2 のパルサー群の動作を停止させる動作モードに於いて、該第 1 のプリアンプ群に供給されていたバイアス電流を上記第 2 の領域に接続される第 2 のプリアンプ群に供給するように制御する制御回路と、を具備することを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

請求項 9 に記載の発明は、請求項 8 に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第 1 及び第 2 のプリアンプ群で消費される電力の総量が上記複数の超音波振動子の第 1 の領域と第 2 の領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御することを特徴とする。 20

【 0 0 2 4 】

請求項 10 に記載の発明は、請求項 8 に記載の発明に於いて、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドプラモードが適用可能であることを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

請求項 11 に記載の発明は、請求項 8 に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第 1 のプリアンプ群に供給されていた第 1 のバイアス電流を制御すると共に、上記第 2 のプリアンプ群に供給される第 2 のバイアス電流に加えて上記第 1 のバイアス電流を上記第 2 のプリアンプ群に供給するように制御することを特徴とする。 30

【 0 0 2 6 】

請求項 12 に記載の発明は、請求項 8 に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第 1 のプリアンプ群に供給されていた第 1 のバイアス電流を、上記第 2 のプリアンプ群に供給するように切り替える切り替え手段を有することを特徴とする。 40

【 0 0 2 7 】

請求項 13 に記載の発明は、アレイ状に配列されて超音波を被検体に送受信するもので、第 1 の領域及び第 2 の領域を有する複数の超音波振動子と、上記複数の超音波振動子の第 1 の領域及び第 2 の領域を駆動して上記超音波を送信させるパルサー群と、上記複数の超音波振動子の第 1 の領域で受信された上記被検体内の組織情報を增幅する第 1 のプリアンプ群と、上記複数の超音波振動子の第 2 の領域で受信された上記被検体内の組織情報を増幅する第 2 のプリアンプ群と、上記第 1 のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、該第 1 のプリアンプ群に供給されていたバイアス電流を上記第 2 のプリアンプ群に供給するように制御する制御回路と、を有する超音波プローブと、上記超音波プローブに接続されて、該超音波プローブで得られた情報を得ると共に電源を供給する超音波診

断装置と、を具備することを特徴とする。

【0028】

請求項14に記載の発明は、請求項13に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第1及び第2のプリアンプ群で消費される電力の総量が上記複数の超音波振動子の第1の領域と第2の領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御することを特徴とする。

【0029】

請求項15に記載の発明は、請求項13に記載の発明に於いて、上記超音波プローブは、2次元アレイプローブであることを特徴とする。

【0030】

請求項16に記載の発明は、請求項13に記載の発明に於いて、上記第1及び第2のプリアンプ群は、上記超音波プローブ、若しくは該超音波プローブを超音波診断装置に接続するためのプローブコネクタに内蔵されていることを特徴とする。

【0031】

請求項17に記載の発明は、請求項13に記載の発明に於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドプラモードが適用可能であることを特徴とする。

【0032】

請求項18に記載の発明は、請求項13に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を制御すると共に、上記第2のプリアンプ群に供給される第2のバイアス電流に加えて上記第1のバイアス電流を上記第2のプリアンプ群に供給するように制御することを特徴とする。

【0033】

請求項19に記載の発明は、請求項13に記載の発明に於いて、上記制御回路は、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させる動作モードに於いて、上記第1のプリアンプ群の動作を停止させるべく該第1のプリアンプ群に供給されていた第1のバイアス電流を、上記第2のプリアンプ群に供給するように切り替える切り替え手段を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0034】

本発明によれば、プリアンプ等の電子回路を内蔵した2次元アレイプローブ等を使用する超音波診断装置に於いて、プローブの電子回路の消費電力、発熱を増大させることなくプリアンプのノイズレベルを小さくし、ダイナミックレンジを増大して連続波ドプラモード等の受信性能を確保し、良好な超音波画像を得ることが可能な超音波診断装置及び超音波プローブを用いた超音波診断装置並びに超音波診断システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を説明する。

【0036】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態に係るもので、電子回路内蔵プローブを用いたリアルタイム超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0037】

図1に於いて、本実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ10と、この超音波プローブ10が本体側プローブコネクタ25で接続された超音波診断装置本体30とから構成されている。

【0038】

そして、上記超音波プローブ10は、プローブハンドル11と、このプローブハンドル11に一端が接続されたプローブケーブル12と、このプローブケーブル12の他端に接

10

20

30

40

50

続されたプローブコネクタ 13 とから構成される。

【0039】

プローブハンドル 11 は、超音波振動子群 15 と、パルサー群 16 と、プリアンプ群 17 と、サブアレイビームフォーマ群 18 と、これらを制御するプローブハンドル内制御回路 19 とで構成される。

【0040】

超音波振動子群 15 は、例えば、後述するように $N \times M$ のアレイ状に配列されて成るもので、被観測体 45（例えば心臓）に対して超音波を送受信する。パルサー群 16 は、超音波振動子群 15 に接続されるもので、プローブハンドル内制御回路 19 で生成された異なるタイミングに従って超音波振動子群 15 を駆動して、所定の指向性を有する超音波ビームを発生させるためのものである。これにより、パルサー群 16 からの電気信号に従つて、超音波振動子 15 から被観測体 45 に向けて超音波ビームが照射される。10

【0041】

プリアンプ群 17 は、超音波振動子群 15 から送波された超音波ビームが、被観測体 45 内の構造物の境界等の音響インピーダンスの異なる界面で反射を受け、当該被観測体 45 内の構造・動き等の情報を得て、超音波振動子群 15 で受信される微弱な超音波エコー信号を良好に伝送するために、低雑音増幅またはバッファリング等の処理を行うものである。サブアレイビームフォーマ群 18 は、上述したプリアンプ群 17 からの出力信号を数チャネルのグループで遅延時間を与えて加算し、当該超音波プローブ 10 からの出力信号線の数を減少させるものである。これにより、プローブケーブル 12 の本数を減少させている。20

【0042】

プローブハンドル内制御回路 19 は、上述したパルサー群 16、プリアンプ群 17 及びサブアレイビームフォーマ群 18 の動作を制御するためのものである。このプローブハンドル内制御回路 19 からの制御信号により、プリアンプ群 17 はバイアス電流等の動作条件を個々に設定できるように構成されている。

【0043】

プローブハンドル 11 とプローブコネクタ 13 は、上述したようにプローブケーブル 12 により接続されている。プローブコネクタ 13 内は、複数の電子回路から成る電子回路群 22 と、プローブコネクタ内制御回路 21 とにより構成されている。上記電子回路群 22 は、必要に応じて増幅、バッファリング、帯域調整等の超音波エコー信号の追加処理を行う。また、プローブコネクタ内制御回路 21 は、上記電子回路群 22 の動作を制御すると共に、後述する超音波診断装置本体 30 より伝送される制御信号を基にして、プローブハンドル内制御回路 19 に伝送する制御信号を生成するものである。30

【0044】

超音波診断装置本体 30 は、本体プリアンプ群 31 と、本体受信遅延加算回路 32 と、信号処理部 33 と、画像処理部 34 と、表示部 35 と、本体送信遅延回路 38 と、本体パルサー群 39 と、本体制御回路 40 と、操作パネル 41 とより構成される。

【0045】

本体プリアンプ群 31 では、超音波プローブ 10 にて数チャネルのグループで最初の受信遅延加算処理が施された超音波エコー信号が増幅される。これらの増幅された超音波エコー信号は、本体受信遅延加算回路 32 にてタイミングが合わせられる。そして、上記超音波信号は、信号処理部 33 にて検波されてエンベロープが抽出される。更に、このエンベロープが抽出された超音波信号は、画像処理部 34 にて被観測体 45 の断面に合わせて座標変換されたり、画像表示に適した階調処理等が施されたりした後、表示部 35 に表示される。これにより、図 2 に示されるように、リアルタイムで被観測体内の形態情報が、表示部 35 に表示される。40

【0046】

また、本体制御回路 40 は、超音波診断装置本体 30 内の各処理部の動作を制御すると共に、プローブコネクタ 13 のプローブコネクタ内制御回路 21 に制御情報を伝送するた50

めのものである。操作パネル 4 1 は、動作モードとして、ビームステアリングが可能な連続波ドプラ (SCW) モードを行う場合等、操作者が情報を入力或いは選択するための操作を行うための入力手段である。

【0047】

尚、本体送信遅回路 3 8 と本体パルサー群 3 9 は、超音波プローブが電子回路を内蔵しない場合、すなわち超音波振動子 1 5 を超音波診断装置本体 3 0 が駆動する通常のプローブを接続する場合に動作させるものであり、通常、超音波診断装置本体 3 0 に内蔵されて構成されるが無くともよい。

【0048】

次に、図 3 のフロー・チャートを参照して、本発明の第 1 の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明する。

10

【0049】

図示されない電源装置により電源が投入されると、本ルーチンが開始される。そして、先ずステップ S 1 にて、全チャンネルのプリアンプ群 1 7 に対して基本バイアス電流 i_b を設定する制御コードが転送される。そして、図 4 (a) に示されるような、 $N \times M$ の 2D アレイ状に配列された振動子群 5 0 から、 $N \times M$ 個のプリアンプ群 1 7 で増幅された超音波エコー信号が、超音波診断装置本体 3 0 に転送される。そして、本体プリアンプ群 3 1 によって、超音波プローブ 1 0 で数チャネルのグループで最初の受信遅延加算処理が施された超音波エコー信号が増幅される。それらの増幅された超音波エコー信号が、本体受信遅延加算回路 3 2 でタイミングが合わせられ、信号処理部 3 3 で検波されてエンベロープが抽出される。そして、画像処理部 3 4 にて、被観測体 4 5 の断面に合わせて座標変換が行われると共に、画像表示に適した階調処理等が施される。これにより、ステップ S 2 にて、通常モード、例えば B モード等の画像が表示部 3 5 に表示される。

20

【0050】

この状態に於いて、SCW モードが行われるものとする。すると、ステップ S 3 にて、操作者が超音波診断装置本体 3 0 の操作パネル 4 1 を操作して SCW モードが選択される。この場合、操作パネル 4 1 上の図示されないスイッチがオンされて、SCW モードが選択される。この操作パネル 4 1 からの入力に基づいて、本体制御回路 4 0 では、超音波診断装置本体 3 0 の動作が SCW モードに設定されると共に、超音波プローブ 1 0 のプローブコネクタ内制御回路 2 1 に制御信号が伝送される。すると、プローブコネクタ内制御回路 2 1 では、プローブハンドル内制御回路 1 9 にて処理できる形態に制御信号が調整される。そして、この調整された制御信号（制御コード）がプローブハンドル内制御回路 1 9 に伝送される。

30

【0051】

プローブハンドル内制御回路 1 9 では、上記制御信号に基づいてパルサー群 1 6 及びプリアンプ群 1 7 が制御される。これにより、図 4 (b) に示されるように、 $N \times M$ の 2D アレイ状に配列された振動子群 5 0 が、超音波の送信を行う領域 5 0 a と、受信を行う領域 5 0 b に分割される。そして、ステップ S 4 に於いて、受信を行うこの SCW 受信領域 5 0 b のパルサー群 1 6 をオフにするための制御コードが、プローブコネクタ内制御回路 2 1 から転送される。

40

【0052】

更に、続くステップ S 5 にて、送信を行う SCW 送信領域のプリアンプ群 1 7 a をオフにするための制御コードが、プローブコネクタ内制御回路 2 1 から転送される。次いで、ステップ S 6 にて、図 4 (a) に示されるように、プリアンプ群 1 7 a で通常使用しているバイアス電流 i_b が、SCW 受信領域 5 0 b のプリアンプ群 1 7 b のバイアス電流 i_b に加算されるように制御が行われる。

【0053】

通常通常のパルス送受信モードは、図 4 (a) に示されるように、 $N \times M$ の 2D アレイ 5 0 は、 $N \times M$ の全素子で送受信を行い、そのときの $N \times M$ 個のプリアンプ群 1 7 のバイアス電流は i_b である。そして、SCW モードに於いては、プローブの領域を、送信を行

50

う部分と受信を行う部分に分けて使用する。すなわち、図4(b)に示されるように、(N/2) × Mのアレイ(SCW送信領域)50aと、(N/2) × Mのアレイ(SCW受信領域)50bとに分ける。したがって、送信を行う部分のSCW送信領域50aに接続される(N/2) × M個のプリアンプ群17aはオフ(バイアス電流が0)にされる。そして、これらのSCW送信領域にあるプリアンプ群17aに供給していたバイアス電流(i_b)を、SCW受信領域のプリアンプ群17bに加算する。つまり、SCW受信領域のプリアンプ群17bに供給されるバイアス電流は*i_b + i_b*(=2*i_b*)となり、バイアス電流を増加させる。尚、バイアス電流の増加は、本来オフにされるプリアンプで使用されていた分であるから、内蔵している電子回路の消費電力は増加することはない。

【0054】

10

本実施形態の場合、プローブハンドル11で消費する電力が所定の値を超えないように制御することにより、プローブハンドル11で発生する熱を増加させることなく、SCWの受信に使用する領域のプリアンプを、ノイズを低減し、ダイナミックレンジが向上した状態で動作させ、振幅の大きいクラッタ(心臓壁などからの反射)に重畠した極めて微弱なドプラ信号を良好に增幅する。その結果、被観測体内の血流に対して中心周波数f₀の超音波の送信が行われて、超音波ビームの周波数が心臓や血管の壁の非常に遅い動きと共に、流動する血球により、血流速度に比例するドプラ偏移f_dを受けたf_{0+f_d}の周波数の微弱な超音波エコーが心臓や血管壁等の非常に遅い動きによる振幅の大きいクラッタ成分に重畠した状態で良好に受信されるので、そのドプラ偏移周波数f_dを検出し、時間的な変化を表示することで、図5に示されるようにSCWドプラ画像として血流速度情報が表示される。

【0055】

20

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

【0056】

上述した第1の実施形態は、超音波振動子15及びプリアンプ群17の分割を、本体制御回路40、プローブコネクタ内制御回路21及びプローブハンドル11内の制御回路まで制御によるソフトウェア処理によって行っていた。この第2の実施形態は、超音波振動子15及びプリアンプ群17の分割をハードウェアで行うものである。

【0057】

30

以下、本発明の第2の実施形態について説明する。尚、電子回路内蔵プローブを用いたリアルタイム超音波診断装置の構成については、上述した第1の実施形態と同じであるので、同一の部分に同一の参照番号を付して説明は省略し、動作についてのみ説明する。

【0058】

図6は、本発明の第2の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明するフローチャートである。

【0059】

図示されない電源装置により電源が投入されると、本ルーチンが開始される。そして、先ずステップS11にて、全チャンネルのプリアンプ群17に対して基本バイアス電流i_bが、図示されない専用のラインによって供給される。そして、本体プリアンプ群31によって、超音波プローブ10で数チャネルのグループで最初の受信遅延加算処理が施された超音波エコー信号が増幅される。それらの増幅された超音波エコー信号が、受信遅延加算回路32でタイミングが合わせられ、信号処理部33で検波されてエンベロープが抽出される。そして、画像処理部34にて、被観測体45の断面に合わせて座標変換が行われると共に、画像表示に適した階調処理等が施される。これにより、ステップS12にて、通常モード、例えばBモード等の画像が表示部35に表示される。

40

【0060】

ここで、ステップS13にて、SCWモードが行われる。すると、操作者が超音波診断装置本体30の操作パネル41を操作してSCWモードが選択される。この場合、操作パネル41上の図示されないスイッチがオンされて、SCWモードが選択される。この操作

50

パネル41からの入力に基づいて、本体制御回路40では、超音波診断装置本体30の動作がSCWモードに設定されると共に、超音波プローブ10のプローブコネクタ内制御回路21に制御信号が伝送される。すると、プローブコネクタ内制御回路21では、プローブハンドル11内の制御回路19にて処理できる形態に制御信号が調整される。そして、この調整された制御信号（制御コード）がプローブハンドル11内の制御回路19に伝送される。

【0061】

プローブハンドル11内の制御回路19では、上記制御信号に基づいてパルサー群16及びプリアンプ群17が制御される。これにより、図4(b)に示されるように、 $N \times M$ の2Dアレイ状に配列された振動子群50が、超音波の送信を行う領域50aと、受信を行う領域50bに分割される。そして、ステップS14に於いて、受信を行うこのSCW受信領域50bのパルサー群16の電源がオフにされる。つまり、電源ラインまたはバイアス電流が、例えばプローブハンドル内制御回路19等に設けられたリレーや半導体スイッチによって遮断される。

10

【0062】

更に、続くステップS15にて、送信を行うSCW送信領域のプリアンプ群17の電源がオフにされる。つまり、電源ラインまたはバイアス電流が、プローブハンドル内制御回路19等に設けられたリレーや半導体スイッチによって遮断される。次いで、ステップS16にて、図4(a)に示されるように、プリアンプ群17に、上述した専用ラインにて通常使用しているバイアス電流i_bの2倍のバイアス電流2i_bが供給される。

20

【0063】

このように構成しても、バイアス電流の増加は、本来オフにされるプリアンプで使用されていた分であるから、内蔵している電子回路の消費電力は増加することはない。

【0064】

尚、本第2の実施形態に於いては、ハードウェアとして、パルサー群16、プリアンプ群17の電源をオフにするためのリレーや半導体スイッチをプローブハンドル内制御回路19内に設けた例で説明したが、これに限られるものではない。例えば、パルサー群16やプリアンプ群17等に設けてもよい。

【0065】

以上述べた第1及び第2の実施形態に於いて、プリアンプ群で消費される電力の総量は、超音波振動子の送信領域と受信領域の比率を変更しても、その上限値を超えないように制御されているのは勿論である。

30

【0066】

また、上述した第1及び第2の実施形態に於いては、超音波振動子群15は2次元アレイの場合を記述したが、これに限定されるものではない。1次元アレイや不規則に配置されたアレイ状振動子等に關しても、同様の適用が可能である。

【0067】

更に、プリアンプ群17はプローブハンドル11に内蔵されることに限定するものではない。プローブコネクタ13に内蔵することも可能であり、同様の効果を得ることができる。更に、SCWモードに限定されるものではなく、超音波振動子群15を目的の異なる動作領域に分けて使用するモードについては全く同様の適用が可能である。

40

【0068】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【0069】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合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、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

50

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の第1の実施形態に係るもので、電子回路内蔵プローブを用いたリアルタイム超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置の表示部35にリアルタイムで表示される被観測体内の形態情報の例を示した図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明するフローチャートである。

【図4】(a)は通常のパルス送受信モードに於ける超音波振動子とプリアンプ部について説明する図、(b)はSCWモードに於ける超音波振動子とプリアンプ部について説明する図である。

【図5】SCWドプラ画像として表示される血流速度情報の例を示した図である。

【図6】本発明の第2の実施形態に於ける超音波診断装置の動作について説明するフローチャートである。

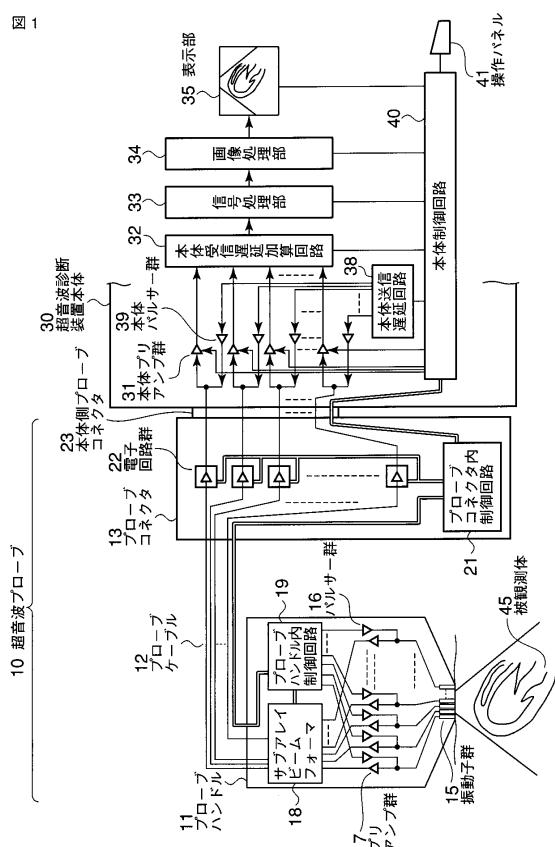
【図7】従来の超音波エコーを増幅するFETのバイアス電流とノイズの関係について説明する図である。

【符号の説明】

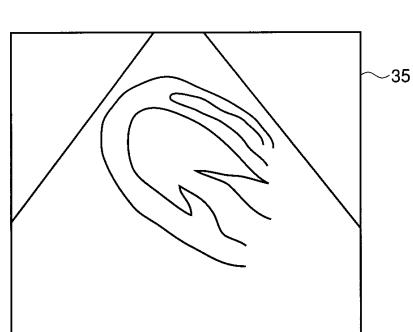
【0071】

10...超音波プローブ、11...プローブハンドル、12...プローブケーブル、13...プローブコネクタ、15...超音波振動子群、16...パルサー群、17...プリアンプ群、18...サブアレイビームフォーマ群、19...制御回路、21...プローブコネクタ内制御回路、22...電子回路群、25...本体側プローブコネクタ、30...超音波診断装置本体、31...本体プリアンプ群、32...本体受信遅延加算回路、33...信号処理部、34...画像処理部、35...表示部、38...本体送信遅延回路、39...本体パルサー群、40...本体制御回路、41...操作パネル、45...被観測体。

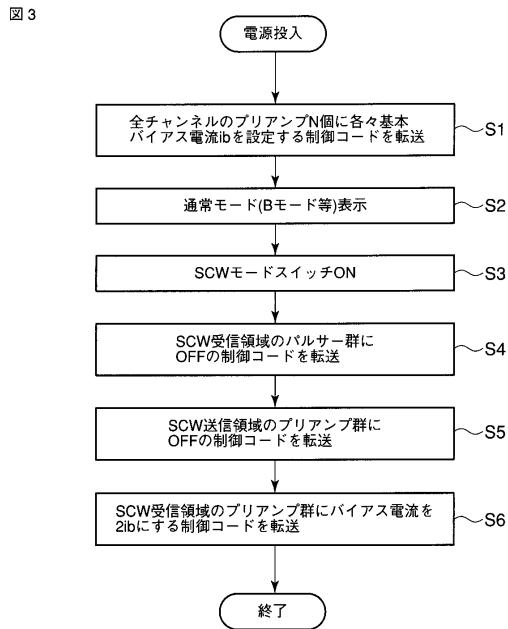
【図1】



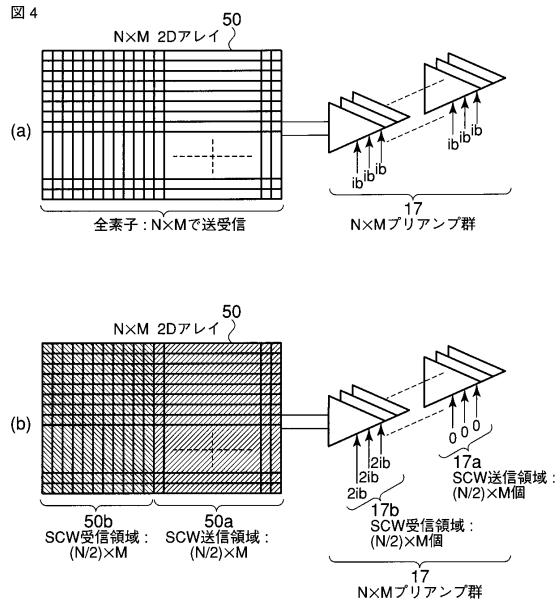
【図2】



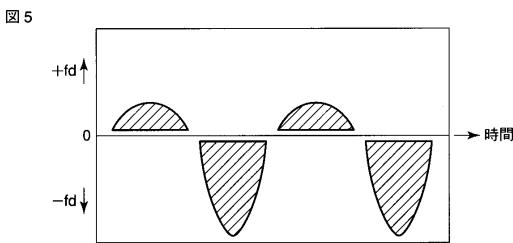
【図3】



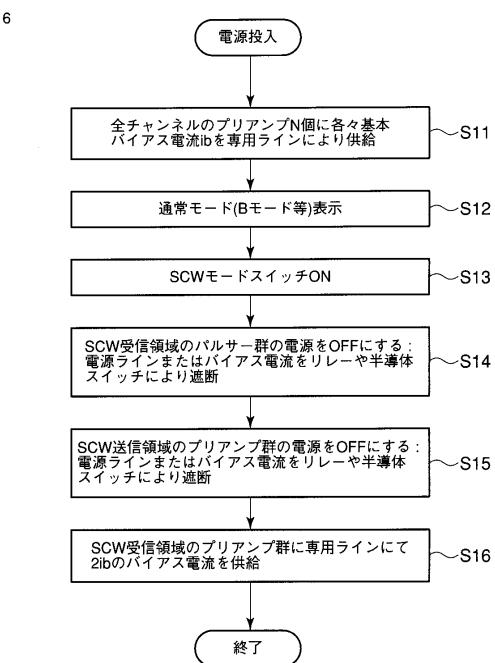
【図4】



【図5】

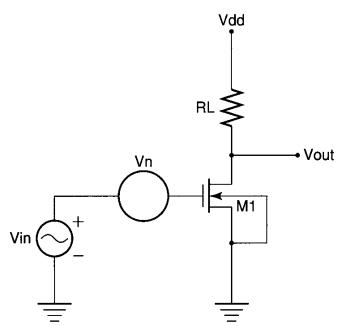


【図6】



【図7】

図7



フロントページの続き

(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 本郷 宏信
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平6 - 296610 (J P , A)
特開平9 - 238939 (J P , A)
特開2001 - 353145 (J P , A)
特開2005 - 312490 (J P , A)
特開2005 - 328885 (J P , A)

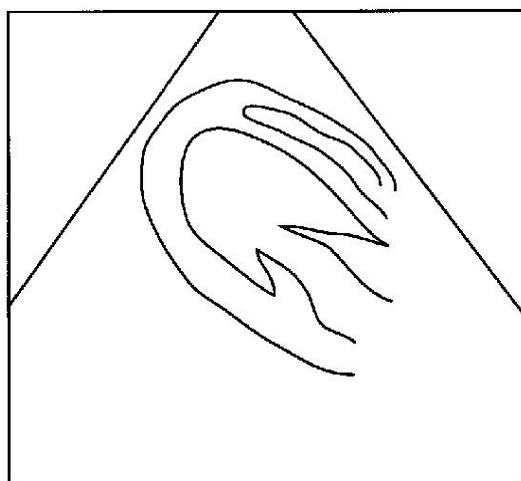
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置，使用超声波探头和超声波诊断系统		
公开(公告)号	JP4795878B2	公开(公告)日	2011-10-19
申请号	JP2006193086	申请日	2006-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	本郷宏信		
发明人	本郷 宏信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/488 A61B8/54 A61B8/546 A61B8/56 G01S7/5208 G01S15/8925 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/00 B06B3/04 G01N29/24.502 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/DB02 2G047/DB14 2G047/EA04 2G047/EA17 2G047 /GA09 2G047/GB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE02 4C601/EE02 4C601/GA40 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/JB09 5D019/BB19 5D019/FF04 5D107/BB07 5D107/BB09 5D107/FF01		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2008018087A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供确保连续波多普勒模式等的接收性能的超声波诊断设备，并通过降低前置放大器的噪声水平提供有利的超声波图像，而不增加电子电路的功耗和发热量。探测并增加动态范围。解决方案：超声波探头10通过布置成阵列的多个超声波振动器15相对于对象45发送/接收超声波，并且包括通过获取对象45内的组织信息来放大所接收的微弱超声回波的前置放大器组17。第一前置放大器组17a连接到超声波振动器15的第一区域，第二前置放大器组17b连接到第二区域。在停止第一前置放大器组17a的操作的操作模式中，控制电路19将提供给第一前置放大器组17a的偏置电流的供应切换到第二前置放大器组17b。Ž



~35