

(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2018-68851

(P2018-68851A)

(43) 公開日 平成30年5月10日(2018.5.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2016-214791 (P2016-214791)
(22) 出願日 平成28年11月2日(2016.11.2)

(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 村松 祐希
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
(72) 発明者 中村 恭大
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
(72) 発明者 木村 洋介
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE02 EE15 LL31

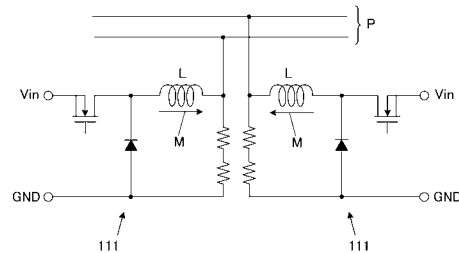
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】電源部の効率低下を抑えつつ、より容易に超音波画像の画質の低下を抑制することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体内で反射された超音波の超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像を表示させる超音波診断装置(1)は、入力電圧を所定の電源電圧に変換して出力する電圧変換回路(111)が少なくとも一つ設けられた電源部(11)を備え、電圧変換回路は、コイル(L)と、所定の切替制御信号に応じてコイルに流れる電流の経路を切り替えるスイッチング素子(Tr)とを有し、入力電圧が供給された状態で切替動作が繰り返し行われることで電源電圧を出力し、電源部には、複数のコイルが設けられ、複数のコイルは、当該複数のコイルのうち少なくとも一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子から送信され被検体内で反射された超音波の前記超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像を表示部に表示させる超音波診断装置であって、

入力電圧を所定の電源電圧に変換して出力する電圧変換回路が少なくとも一つ設けられた電源部を備え、

前記電圧変換回路は、コイルと、所定の切替制御信号に応じて前記コイルに流れる電流の経路を切り替える切替動作を行うスイッチング素子とを有し、前記入力電圧が供給された状態で前記切替動作が繰り返し行われることで前記電源電圧を出力し、

前記電源部には、複数の前記コイルが設けられ、

前記複数のコイルは、当該複数のコイルのうち少なくとも一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数のコイルは、前記少なくとも一のコイルの開口部と、当該開口部近傍における漏洩磁界の一部を打ち消す漏洩磁界を生じさせる他の一以上のコイルの開口部とが対向する位置関係で配置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 3】

前記電源部は、一の前記コイルが各々設けられた複数の前記電圧変換回路を有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記複数の電圧変換回路の各々に対して前記スイッチング素子により同一の周波数で前記切替動作を行わせる前記所定の切替制御信号を供給する電源制御部を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記電圧変換回路は、二以上の前記コイルを有し、

当該二以上のコイルは、一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記複数のコイルは、前記少なくとも一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の二以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されていることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波探触子による超音波の受信信号を取得する受信部と、

前記超音波探触子から超音波を送信させるための駆動信号を出力する送信部と、

を備え、

前記受信部は、第 1 の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、

前記送信部は、前記第 1 の電圧変換回路とは異なる第 2 の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、

40

前記第 1 の電圧変換回路に設けられた第 1 のコイル及び前記第 2 の電圧変換回路に設けられた第 2 のコイルは、前記第 1 のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、前記第 2 のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている

ことを特徴とする請求項 1 ~ 6 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波探触子による超音波の受信信号に基づいて超音波画像に係る画像データを生成する画像処理部と、

前記画像データを前記表示部における表示方式に適合した画像データに変換する画像変換部と、

50

を備え、

前記画像処理部は、第3の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、

前記画像変換部は、前記第3の電圧変換回路とは異なる第4の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、

前記第3の電圧変換回路に設けられた第3のコイル及び前記第4の電圧変換回路に設けられた第4のコイルは、前記第3のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、前記第4のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている

ことを特徴とする請求項1～7の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記超音波探触子による超音波の受信信号を取得する受信部を備え、

前記受信部に供給される前記受信信号の伝送経路の少なくとも一部は、前記複数のコイルの少なくとも一部の内部において生じる磁界の向きと平行となるように設けられていることを特徴とする請求項1～8の何れか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項10】

前記少なくとも一つの電圧変換回路は、所定の基板上に設けられ、

前記複数のコイルは、コイルの内部において生じる磁界の向きが前記基板と平行となるように設けられている

ことを特徴とする請求項1～9の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記超音波探触子による超音波の受信信号を取得する受信部を備え、

前記少なくとも一つの電圧変換回路及び前記受信部は、所定の基板上に設けられ、前記受信部に供給される前記受信信号の前記基板上における伝送経路は、前記基板の中心を通る所定の中心線から最も遠い当該基板の端部の近傍を含む範囲に設けられ、前記複数のコイルは、前記中心線に対して前記伝送経路が設けられた側とは反対側に設けられている

20

ことを特徴とする請求項1～10の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記超音波探触子を備え、

前記複数のコイルは、前記超音波探触子と一体的に設けられている

ことを特徴とする請求項1～11の何れか一項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、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波探触子から超音波を被検体内部に照射してその反射波を受信し、得られた受信信号を処理することにより被検体の内部構造が反映された超音波画像を生成して表示部に表示させることで当該内部構造の診断情報を提供する超音波診断装置がある。このような超音波診断装置は、非侵襲の診断装置として対人医療にも用いられる。

40

【0003】

この超音波診断装置では、入力電圧を所定の電源電圧に変換して各々出力する複数の電圧変換回路を有する電源部が設けられ、この電源部により生成された複数の電源電圧により超音波診断装置内の各部が動作する。電源部の電圧変換回路としては、通常、コイルに流れる電流の経路をスイッチング素子により所定の周波数で切り替えることで入力電圧を変換する方式のものが用いられる。

【0004】

しかしながら、このような超音波診断装置では、電圧変換回路のコイルにおいて磁界が発生してコイルの外部に漏洩し、この漏洩磁界の誘導起電力により超音波の受信信号にノイズが生じて超音波画像の画質が低下するという問題がある。

50

これに対し、特許文献 1 には、複数の電圧変換回路の各々を異なる周波数で動作させることで、ノイズの周波数帯域を分散させて画質の低下を抑制する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2014 - 83155 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記従来技術では、電圧変換回路を必ずしも最適な周波数で動作させることができなくなるため、電源部における電力変換の効率が低下するという課題がある。また、複数の電圧変換回路を別個の周波数で動作させる必要があるため、電源部の制御が複雑になるという課題がある。

10

【0007】

この発明の目的は、電源部の効率低下を抑えつつ、より容易に超音波画像の画質の低下を抑制することができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するため、請求項 1 に記載の超音波診断装置の発明は、

超音波探触子から送信され被検体内で反射された超音波の前記超音波探触子による受信信号に基づいて超音波画像を表示部に表示させる超音波診断装置であって、

20

入力電圧を所定の電源電圧に変換して出力する電圧変換回路が少なくとも一つ設けられた電源部を備え、

前記電圧変換回路は、コイルと、所定の切替制御信号に応じて前記コイルに流れる電流の経路を切り替える切替動作を行うスイッチング素子を有し、前記入力電圧が供給された状態で前記切替動作が繰り返し行われることで前記電源電圧を出力し、

前記電源部には、複数の前記コイルが設けられ、

前記複数のコイルは、当該複数のコイルのうち少なくとも一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている

30

ことを特徴としている。

【0009】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記複数のコイルは、前記少なくとも一のコイルの開口部と、当該開口部近傍における漏洩磁界の一部を打ち消す漏洩磁界を生じさせる他の一以上のコイルの開口部とが対向する位置関係で配置されていることを特徴としている。

【0010】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記電源部は、一の前記コイルが各々設けられた複数の前記電圧変換回路を有することを特徴としている。

40

【0011】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記複数の電圧変換回路の各々に対して前記スイッチング素子により同一の周波数で前記切替動作を行わせる前記所定の切替制御信号を供給する電源制御部を備えることを特徴としている。

【0012】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記電圧変換回路は、二以上の前記コイルを有し、

当該二以上のコイルは、一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている

50

ことを特徴としている。

【0013】

請求項6に記載の発明は、請求項1～5の何れか一項に記載の超音波診断装置において

、
前記複数のコイルは、前記少なくとも一のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の二以上のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されていることを特徴としている。

【0014】

請求項7に記載の発明は、請求項1～6の何れか一項に記載の超音波診断装置において

、
前記超音波探触子による超音波の受信信号を取得する受信部と、
前記超音波探触子から超音波を送信させるための駆動信号を出力する送信部と、
を備え、
前記受信部は、第1の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、
前記送信部は、前記第1の電圧変換回路とは異なる第2の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、
前記第1の電圧変換回路に設けられた第1のコイル及び前記第2の電圧変換回路に設けられた第2のコイルは、前記第1のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、前記第2のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されていることを特徴としている。

10

20

【0015】

請求項8に記載の発明は、請求項1～7の何れか一項に記載の超音波診断装置において

、
前記超音波探触子による超音波の受信信号に基づいて超音波画像に係る画像データを生成する画像処理部と、
前記画像データを前記表示部における表示方式に適合した画像データに変換する画像変換部と、
を備え、
前記画像処理部は、第3の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、
前記画像変換部は、前記第3の電圧変換回路とは異なる第4の電圧変換回路から出力された電源電圧で動作し、
前記第3の電圧変換回路に設けられた第3のコイル及び前記第4の電圧変換回路に設けられた第4のコイルは、前記第3のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、前記第4のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されていることを特徴としている。

30

【0016】

請求項9に記載の発明は、請求項1～8の何れか一項に記載の超音波診断装置において

、
前記超音波探触子による超音波の受信信号を取得する受信部を備え、
前記受信部に供給される前記受信信号の伝送経路の少なくとも一部は、前記複数のコイルの少なくとも一部の内部において生じる磁界の向きと平行となるように設けられていることを特徴としている。

40

【0017】

請求項10に記載の発明は、請求項1～9の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記少なくとも一つの電圧変換回路は、所定の基板上に設けられ、
前記複数のコイルは、コイルの内部において生じる磁界の向きが前記基板と平行となるように設けられていることを特徴としている。

【0018】

50

請求項 1 1 に記載の発明は、請求項 1 ~ 1 0 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子による超音波の受信信号を取得する受信部を備え、

前記少なくとも一つの電圧変換回路及び前記受信部は、所定の基板上に設けられ、

前記受信部に供給される前記受信信号の前記基板上における伝送経路は、前記基板の中心を通る所定の中心線から最も遠い当該基板の端部の近傍を含む範囲に設けられ、前記複数のコイルは、前記中心線に対して前記伝送経路が設けられた側とは反対側に設けられている

ことを特徴としている。

【0019】

請求項 1 2 に記載の発明は、請求項 1 ~ 1 1 の何れか一項に記載の超音波診断装置において、

前記超音波探触子を備え、

前記複数のコイルは、前記超音波探触子と一体的に設けられている

ことを特徴としている。

【発明の効果】

【0020】

本発明に従うと、電源部の効率低下を抑えつつ、より容易に超音波画像の画質の低下を抑制することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図 1】超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【図 2】超音波診断装置の主要な機能構成を示すブロック図である。

【図 3】電源部に設けられた電圧変換回路の構成及び動作を説明する図である。

【図 4】電圧変換回路の配置の例を示す図である。

【図 5】電源部におけるコイル同士の位置関係の具体例を示す図である。

【図 6】漏洩磁界の一部を打ち消し合う 3 つの電圧変換回路の配置の例を示す図である。

【図 7】超音波診断装置内の基板上における電圧変換回路の具体的な配置の例を示す図である。

【図 8】変形例に係る電圧変換回路の構成及び動作を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の超音波診断装置に係る実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0023】

図 1 は、本発明の実施形態である超音波診断装置 1 の概略構成を示す図である。

図 2 は、超音波診断装置 1 の主要な機能構成を示すブロック図である。

図 1 に示されるように、超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 1 0 と、ケーブル 3 0 を介して超音波診断装置本体 1 0 に接続された超音波探触子 2 0 (超音波プローブ) とを備える。超音波診断装置本体 1 0 には、制御部 1 0 0 と、操作入力部 1 8 と、表示部 1 9 a 及びタッチパネル 1 9 b を有する出力表示部 1 9 などが設けられている。制御部 1 0 0 は、操作入力部 1 8 のキーボードやマウスといった入力デバイスに対する操作者の入力操作や、出力表示部 1 9 のタッチパネル 1 9 b に対する操作者の接触操作に基づき、超音波探触子 2 0 に駆動信号を出力して超音波を出力させ、また、超音波探触子 2 0 から超音波受信に係る受信信号を取得して各種処理を行い、必要に応じて表示部 1 9 a に結果などを表示させる。

【0024】

超音波診断装置本体 1 0 は、図 2 に示されるように、制御部 1 0 0 と、電源部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、送受信切替部 1 4 と、画像処理部 1 5 と、記憶部 1 6 と、画像変換部 1 7 と、操作入力部 1 8 と、出力表示部 1 9 などを備えている。

【0025】

10

20

30

40

50

制御部 100 は、CPU 101 (Central Processing Unit)、HDD 102 (Hard Disk Drive)、及び RAM 103 (Random Access Memory)などを備えている。CPU 101 は、HDD 102 に記憶されている各種プログラムを読み出して RAM 103 に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 1 の各部の動作を統括制御する。HDD 102 は、超音波診断装置 1 を動作させる制御プログラム及び各種処理プログラム、各種設定データ、超音波診断装置 1 で生成された画像ファイルなどを記憶する。これらのプログラムや設定データは、HDD 102 の他、例えば、フラッシュメモリーなどの不揮発性メモリーを用いた補助記憶装置に読み書き更新可能に記憶させることとしても良い。RAM 103 は、SRAM (Static Random Access Memory) や DRAM (Dynamic Random Access Memory) などの揮発性メモリーであり、CPU 101 に作業用のメモリー空間を提供し、一時データを記憶する。

10

【0026】

電源部 11 は、外部交流電源に接続されており、外部交流電源の交流電圧を直流の入力電圧に変換する AC - DC 変換部と、AC - DC 変換部で生成された入力電圧を直流の所定の電源電圧に変換する複数の電圧変換回路 111 (図 3) と、電圧変換回路 111 の動作に用いられる発振回路 112 (図 3)などを備える。複数の電圧変換回路 111 の各々は、制御部 100 からの切替制御信号に応じて動作し、互いに異なる電源電圧を生成して電圧供給線 P に出力する。本実施形態では、AC - DC 変換部により 5 [V] の入力電圧が生成され、この入力電圧が各電圧変換回路 111 により 1 [V] ~ 3.3 [V] の範囲内の所定の電源電圧に変換 (降圧) されて出力される。電源部 11 において生成された複数の電源電圧は、電圧供給線 P を介して超音波診断装置本体 10 の各部、即ち制御部 100、送信部 12、受信部 13、送受信切替部 14、画像処理部 15、記憶部 16、画像変換部 17、操作入力部 18、及び出力表示部 19 などに供給される。超音波診断装置本体 10 の各部には、複数の電源電圧のうち動作に必要な所定の一又は二以上の電源電圧が入力される。なお、電源部 11 は、超音波診断装置 1 の内部に設けられたバッテリーや電池からの直流の入力電圧を複数の電源電圧に変換する構成であっても良い。

20

【0027】

送信部 12 は、制御部 100 から入力される制御信号に従って超音波探触子 20 に供給するパルス信号 (駆動信号) を出力し、超音波探触子 20 に超音波を発生させる。送信部 12 は、例えば、クロック発生回路、パルス発生回路、パルス幅設定部、及び、遅延回路を備えている。クロック発生回路は、パルス信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路は、所定の周期で予め設定された電圧振幅のバイポーラ型矩形波パルスを発生させる回路である。パルス幅設定部は、パルス発生回路から出力される矩形波パルスのパルス幅を設定する。パルス発生回路で生成された矩形波パルスは、パルス幅設定部への入力前又は入力後に、超音波探触子 20 の個々の振動子 21 ごとに異なる配線経路に分離される。遅延回路は、生成された矩形波パルスを各振動子 21 に送信するタイミングに応じて、これらの配線経路ごとに設定された遅延時間それぞれ遅延させて出力させる回路である。送信部 12 は、例えば FPG A (Field-Programmable Gate Array) といった半導体集積回路を用いて構成される。

30

【0028】

受信部 13 は、制御部 100 の制御に従って超音波探触子 20 から入力された受信信号を取得する回路である。受信部 13 は、例えば、増幅器、A / D 変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、超音波探触子 20 の各振動子 21 により受信された超音波に応じたアナログの受信信号を予め設定された所定の増幅率でそれぞれ増幅する回路である。A / D 変換回路は、増幅された受信信号を所定のサンプリング周波数でデジタルデータに変換する回路である。整相加算回路は、A / D 変換された受信信号に対して、振動子 21 毎に対応した配線経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算 (整相加算) して音線データを生成する回路である。受信部 13 は、例えば FPG A といった半導体集積回路を用いて構成される。

40

【0029】

50

送受信切替部 14 は、制御部 100 の制御に基づいて、振動子 21 から超音波を発振する場合に駆動信号を送信部 12 から振動子 21 に送信させる一方、振動子 21 が射出した超音波に係る信号を取得する場合に受信信号を受信部 13 に出力させるように信号伝送に係る切り替えを行う。

【0030】

画像処理部 15 は、制御部 100 の CPU 101 とは別個に、超音波の受信データに基づく超音波画像（診断用画像）の画像データを生成するための演算処理を行う。この超音波画像の画像データには、出力表示部 19 に略リアルタイムで表示させる画像データやその一連の動画データ、スナップショットの静止画データなどが含まれ得る。なお、この演算処理が CPU 101 により行われる構成であっても良い。画像処理部 15 は、例えば FPG A や DSP (Digital Signal Processor) といった半導体集積回路を用いて構成される。また、画像処理部 15 及び受信部 13 が一の半導体集積回路により実現されていても良い。

10

【0031】

記憶部 16 は、例えば、DRAM などの揮発性メモリーである。あるいは、高速書き換えが可能な各種不揮発性メモリーであっても良い。この記憶部 16 は、画像処理部 15 で処理されたリアルタイム表示用の超音波画像の画像データをフレーム単位で記憶する。記憶部 16 に記憶された画像データは、制御部 100 の制御に従って読み出され、画像変換部 17 に送信されたり、図示略の通信部を介して超音波診断装置 1 の外部に出力されたりする。

20

【0032】

画像変換部 17 は、記憶部 16 と出力表示部 19 との間に設けられ、記憶部 16 に記憶された画像データを出力表示部 19 における表示部 19 a の表示方式（例えば、テレビジョン方式）に適合した画像データに変換して出力表示部 19 に出力する。具体的には、画像変換部 17 は、画像データの走査フォーマットを表示部 19 a の走査フォーマット（例えば、インターレース方式やプログレッシブ方式）に合わせて変換する処理を行う。画像変換部 17 は、例えば DSP といった半導体集積回路を用いて構成される。なお、画像処理部 15 により表示部 19 a の表示方式に合わせた画像データを生成可能である場合には、画像変換部 17 を省略しても良い。

【0033】

操作入力部 18 は、押しボタンスイッチ、トグルスイッチ、キーボード、マウス、若しくはトラックボール、又は、これらの組み合わせを備えており、操作者の入力操作を操作信号に変換して制御部 100 に出力する。

30

【0034】

出力表示部 19 の表示部 19 a は、LCD (Liquid Crystal Display)、有機 EL (Electro-Luminescence) ディスプレイ、無機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ、CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイといった種々の表示方式のうち、何れかを用いた表示画面とその駆動部を備える。表示部 19 a は、CPU 101 から出力された制御信号や、画像変換部 17 から供給された画像データに従って表示画面（各表示画素）の駆動信号を生成し、表示画面上に超音波診断に係るメニューやステータス、タッチパネル 19 b により受け付けられる接触操作の対象を示す操作ボタン、受信された超音波に基づく超音波画像などの表示を行う。

40

出力表示部 19 のタッチパネル 19 b は、表示部 19 a の表示画面上に重ねられて設けられた静電容量方式のタッチパネルである。タッチパネル 19 b は、表面が操作者の指先などにより接触されることによる内部の導電膜と表面との間の静電容量の変化に基づいて当該接触を検出し、検出された位置（座標）を示す信号を操作信号として制御部 100 に出力する。なお、タッチパネル 19 b の方式は静電容量方式に限られず、抵抗膜方式、電磁誘導方式などの他の方式であっても良い。

【0035】

これらの操作入力部 18 や出力表示部 19 は、超音波診断装置本体 10 の筐体に一体と

50

なって設けられたものであっても良いし、USBケーブルなどを介して外部に取り付けられるものであっても良い。また、超音波診断装置本体10に操作入力端子や表示出力端子が設けられていれば、これらの端子に従来の操作用及び表示用の周辺機器を接続して利用するものであっても良い。

また、図1では、操作入力部18と出力表示部19とが別個に設けられているが、操作入力部18及び出力表示部19は、一体的に構成されていても良い。例えば、表示部19a及びタッチパネル19bを備える出力表示部19の筐体に、操作入力部18の各種操作ボタンやトラックボールなどが設けられていても良い。

【0036】

超音波探触子20は、超音波（ここでは、1～30MHz程度）を発振して生体などの被検体に対して送信（射出）するとともに、送信した超音波のうち被検体で反射された反射波（エコー）を受信して電気信号に変換する音響センサーとして機能する。この超音波探触子20は、超音波を送受信する複数の振動子21の配列である振動子配列210を備えている。振動子配列210における各振動子21は、圧電体と、当該圧電体の両端に設けられ、受信超音波の音圧による圧電体の変形（伸縮）により電荷が誘起される電極とを有する圧電素子を備える。

【0037】

本実施形態の超音波探触子20は、送信部12からのパルス信号に基づき振動子配列210の一部の振動子21から超音波を送信し、また超音波を発生させる毎に超音波を送信する振動子21をずらしていくことで、振動子配列方向に平行な走査方向SDに走査（スキャン）を行う。本実施形態では、異なるタイミングで送信される超音波の送信方向の範囲が扇形状となるコンベックス電子走査方式の超音波探触子20が用いられている。なお、超音波探触子20は、リニア電子走査方式、セクター電子走査方式などの各種電子走査方式や、リニア走査方式、セクター走査方式、アーク走査方式、ラジアル走査方式などの各種機械走査方式の何れの方式を採用したものであっても良い。

【0038】

ケーブル30は、その一端に超音波診断装置本体10との接続に用いられるコネクタ30a（図7）が設けられており、超音波探触子20は、このケーブル30により超音波診断装置本体10に対して着脱可能に構成されている。

【0039】

次に、超音波診断装置1の電源部11における電圧変換回路111の構成及び配置について詳しく説明する。

【0040】

図3は、電源部11に設けられた電圧変換回路111の構成及び動作を説明する図である。

図3(a)に示されるように、電圧変換回路111は、AC-DC変換部からの入力電圧が入力される電圧入力端子Vinに接続されたトランジスタTr（スイッチング素子）と、トランジスタTr及び電圧出力端子Voutの間に設けられたコイルLと、トランジスタTr及びコイルLの接続点（ノードN1）と接地電位の接地端子GNDとの間に設けられたダイオードDと、電圧出力端子Vout及び接地端子GNDの間に直列に設けられた抵抗R1、R2と、一方の入力端子が抵抗R1及び抵抗R2の接続点（ノードN2）に接続され、かつ出力端子がトランジスタTrのゲートに接続されたコンパレータCとを有する。電圧変換回路111としては、回路を構成する各要素が単一の電子部品としてパッケージされたものを用いることができるが、回路基板上に実装されたディスクリット部品の組み合わせにより実現されていても良い。

電源部11は、制御部100による制御下で三角波を発振して出力する発振回路112を備え、この発振回路112の出力は、コンパレータCの他方の入力端子に入力されている。

コンパレータCは、発振回路112から出力される三角波の電圧の値と、電圧出力端子Voutの電圧を抵抗R1、R2により分圧したノードN2の電圧との比較結果に応じ

10

20

30

40

50

て、トランジスタ T_r をオン状態とするオン電圧又はオフ状態とするオフ電圧を交互に出力する。よって、コンパレータ C から出力される信号は、トランジスタ T_r の動作を制御する切替制御信号を構成する。また、コンパレータ C 、発振回路 112 及び制御部 100 により電源制御部が構成される。

【0041】

電圧変換回路 111 では、トランジスタ T_r によって、コイル L に流れる電流の経路を切り替える切替動作が行われる。即ち、トランジスタ T_r がオン状態（導通状態）となっている場合には、電圧入力端子 V_{in} からコイル L に電流が流れる。また、トランジスタ T_r がオフ状態（非導通状態）となると、コイル L の誘導起電力によりダイオード D 及びコイル L を通る経路で電流が流れる。このとき、ノード $N1$ がダイオード D を介して接地電位となるため、電圧出力端子 V_{out} の電圧が低下する。電圧変換回路 111 では、このような切替動作が所定の周波数で繰り返されることにより、トランジスタ T_r がオフ状態となっている期間の割合（デューティ比）に応じて入力電圧が降圧されて電源電圧が生成され、当該電源電圧が電圧出力端子 V_{out} から出力される。

10

【0042】

図3(b)は、コンパレータ C から出力される切替制御信号の例を示す図である。この図に示されるように、コンパレータ C からは、発振回路 112 の発振周波数に対応する切替周波数の矩形波の切替制御信号が出力される。ここで、切替制御信号のデューティ比、即ち矩形波の周期においてオフ電圧が出力される期間が占める割合は、ノード $N2$ の電位がコンパレータ C の入力にフィードバックされることで、抵抗 $R1$ 、 $R2$ の抵抗値に応じた所定値に収束する。電圧変換回路 111 では、切替制御信号のデューティ比がこの所定値となったときに、入力電圧が所望の電源電圧に降圧されて電圧出力端子 V_{out} から出力されるように、抵抗 $R1$ 、 $R2$ の抵抗値が設定されている。

20

【0043】

電源部 11 は、出力する電源電圧の数に対応する数の電圧変換回路 111 を備える。また、各電圧変換回路 111 には、共通の発振回路 112 から同一の三角波が供給される。即ち、各電圧変換回路 111 は、回路の切替周波数や位相が互いに同一であり、かつデューティ比が抵抗 $R1$ 、 $R2$ に応じて互いに異なる態様で動作する。従って、各電圧変換回路 111 は、トランジスタ T_r がオン状態となる期間（又はオフ状態となる期間）が互いに少なくとも一部重複するように動作する。

30

【0044】

ところで、コイル L は、当該コイル L に流れる電流の向きに応じた向きの磁界をコイル L の内部及び外部に発生させる（以下では、コイル L の外部に生じる磁界を漏洩磁界と記す）。また、コイル L に流れる電流の大きさは、発振回路 112 の発振周波数で変動するため、コイル L からの漏洩磁界の大きさも当該発振周波数で変動する。このように変動する漏洩磁界は、その誘導起電力によって、超音波探触子 20 からの超音波の受信信号にノイズを生じさせるため、できるだけ磁界の漏洩を抑えることが望ましい。

そこで、本実施形態の超音波診断装置 1 における電源部 11 では、複数の電圧変換回路 111 のうち少なくとも一部は、互いのコイル L の漏洩磁界が打ち消される位置関係で配置される。

40

【0045】

図4は、本実施形態における電圧変換回路 111 の配置の例を示す図である。図4では、コイル L において発生する磁界の向きを、コイル L 内部の中心における磁界の向き M で代表させて描いている。

図4の2つの電圧変換回路 111 では、一方の電圧変換回路 111 のコイル L が発生させる磁界の向き M と、他方の電圧変換回路 111 のコイル L が発生させる磁界の向き M とが逆向きとなり、かつこれらのコイル L の開口部同士が対向する位置関係で各コイル L が設けられている。このような配置とすることにより、一方のコイル L の開口部近傍における漏洩磁界の一部を、他方のコイル L からの漏洩磁界により打ち消すことができるため、2つの電圧変換回路 111 の全体から漏洩する磁界が低減され、超音波の受信信号におけ

50

るノイズの発生を抑制する効果が得られる。特に、本実施形態では、各電圧変換回路111の回路の切替周波数や位相が揃っていることから、各コイルLからの漏洩磁界が大きくなるタイミングが重なるため、効果的に漏洩磁界が打ち消される。

【0046】

図5は、電源部11におけるコイルL同士の位置関係の具体例を示す図である。

図5(a)に示されるように、2つの電圧変換回路111において一对のコイルLの開口部La同士が対向する位置関係で当該一对のコイルLを配置することにより、最も効果的に開口部Laの近傍における漏洩磁界mを打ち消すことができる。ここで、コイルLの開口部Laは、コイルLの巻き線により側面が囲まれた円柱状の空間における当該円柱の底面に相当する部分である。また、開口部Laの近傍とは、コイルLの開口部Laから出る漏洩磁界mの向きが、当該コイルL内部の中心における磁界の向きMと同一方向の成分を有している範囲であって、漏洩磁界mの大きさが、実質的に超音波画像の画質低下に繋がるノイズを発生させる大きさである範囲を言う。

10

また、図5(b)は、図5(a)の状態から、一方のコイルLを、磁界の向きMに垂直な方向に開口部La同士が対向しない位置までずらした状態を示す図である。一对のコイルLがこのように配置された場合においても、各コイルLの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他方のコイルLからの漏洩磁界により打ち消されるため、2つの電圧変換回路111の全体から漏洩する磁界を抑制することができる。

また、コイルL同士の位置関係は、図5(a)及び図5(b)に示されるものに限られず、一方のコイルLの開口部近傍における漏洩磁界の一部が他方のコイルLからの漏洩磁界により打ち消される位置関係であれば他の態様であっても良い。例えば、一方のコイルLにおける磁界の向きMが、他方のコイルLにおける磁界の向きMに対して傾いていても良い。また、コイルL同士の距離は、超音波の受信信号にノイズを生じさせる大きさの漏洩磁界を少なくとも一部打ち消し合うことができる距離の範囲内で可能な限り近距離に設定される。漏洩磁界を打ち消し合うコイルL同士の距離は、10[cm]以内、好ましくは5[cm]以内、さらに好ましくは2[cm]以内とされる。

20

なお、図5では、巻き線が円柱状に巻かれたコイルLを例に挙げて説明しているが、コイルLの形状はこれに限られず、四角柱状といった他の多角柱状であっても良いし、コイルLの長手方向が湾曲していても良い。

【0047】

また、一つのコイルLからの漏洩磁界の一部が、複数のコイルLからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で複数の電圧変換回路111が配置されていても良い。

30

図6は、漏洩磁界の一部を打ち消し合うように配置された3つの電圧変換回路を示す図である。

図6では、左端の電圧変換回路111のコイルLにおける磁界の向きMが右向きであり、中央及び右端の電圧変換回路111のコイルLにおける磁界の向きMが左向きであり、かつ各電圧変換回路111のコイルLの開口部同士が対向する位置関係で同一直線上に各コイルLが設けられている。ここでも、漏洩磁界を打ち消し合う関係のコイルL同士(即ち、左端のコイルLと中央のコイルL、及び左端のコイルLと右端のコイルL)の間隔は、10[cm]以内、好ましくは5[cm]以内、さらに好ましくは2[cm]以内とされる。このような配置によっても、各コイルLの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他のコイルLからの漏洩磁界により打ち消されるため、2つの電圧変換回路111の全体から漏洩する磁界を抑制することができる。特に、図6の配置では、左端の電圧変換回路111のコイルLにおいて生じる磁界が、中央及び右端の電圧変換回路111のコイルLにおいて生じる磁界よりも大きい場合に効果的に漏洩磁界を低減させることができる。

40

なお、一のコイルLと複数のコイルLとの間で磁界が打ち消される態様に代えて、複数のコイルLと複数のコイルLとの間で互いに磁界が打ち消される態様であっても良い。

【0048】

図7は、超音波診断装置1内の基板S上における電圧変換回路111の具体的な配置の例を示す図である。

50

本実施形態の超音波診断装置 1 では、パッケージ部品としてそれぞれ構成された 7 つの電圧変換回路 1 1 1 (電圧変換回路 1 1 1 a ~ 1 1 1 g) が基板 S 上に実装され、当該 7 つの電圧変換回路 1 1 1 を用いて電源部 1 1 が構成されている。基板 S は、一辺の長さが 20 ~ 30 [cm] 程度の矩形の板状部材からなる回路基板である。各電圧変換回路 1 1 1 では、コイル L 内に生じる磁界の向き M が基板 S と平行となるように (即ち、コイル L の長さ方向が基板 S と平行となるように) コイル L が設けられている。また、電圧変換回路 1 1 1 a, 1 1 1 b は、コイル L により生じる磁界の向き M が互いに逆向きとなるように隣り合って配置され、電圧変換回路 1 1 1 c, 1 1 1 d は、コイル L により生じる磁界の向き M が互いに逆向きとなるように隣り合って配置されている。また、電圧変換回路 1 1 1 e, 1 1 1 f, 1 1 1 g は、電圧変換回路 1 1 1 e と、電圧変換回路 1 1 1 f, 1 1 1 g とでコイル L により生じる磁界の向き M が逆向きとなるように隣り合って配置されている。

また、基板 S 上には、FPGA によりそれぞれ構成された送信部 1 2、受信部 1 3、及び画像処理部 1 5 と、DSP により構成された画像変換部 1 7 とが実装されている。

また、基板 S の端部には、ケーブル 3 0 のコネクタ 3 0 a と接続するためのプローブコネクタ 3 1 が設けられており、プローブコネクタ 3 1 は、送信部 1 2 及び受信部 1 3 とそれぞれ配線を介して接続されている。このうち、受信部 1 3 とプローブコネクタ 3 1 との間の配線 1 3 a は、超音波探触子 2 0 により受信された超音波のアナログ受信信号の伝送経路を構成する。

なお、図 7 では、電源部 1 1 が備える 7 つの電圧変換回路 1 1 1 の各々が、他の少なくとも一つの電圧変換回路 1 1 1 との間でコイル L からの漏洩磁界が打ち消される位置に設けられているが、これに限られず、一部の電圧変換回路 1 1 1 が、超音波の受信信号に対してノイズを生じさせにくい位置に他の電圧変換回路 1 1 1 とは独立に (即ち、他の電圧変換回路 1 1 1 との間でコイル L からの漏洩磁界がほとんど打ち消されない位置に) 配置されていても良い。

【0049】

また、電圧変換回路 1 1 1 a (第 1 の電圧変換回路) は、受信部 1 3 に対して電源電圧を供給し、電圧変換回路 1 1 1 b (第 2 の電圧変換回路) は、送信部 1 2 に対して電源電圧を供給する。ここで、送信部 1 2 と受信部 1 3 とは、図 1 に示される超音波診断装置 1 の各構成要素の中で比較的消費電力が大きく、かつ動作時に略同等の電力を消費する。よって、電圧変換回路 1 1 1 a のコイル L (第 1 のコイル) 及び電圧変換回路 1 1 1 b のコイル L (第 2 のコイル) には略同等の大きさの電流が流れ、発生する漏洩磁界の大きさがほぼ等しくなるため、これらの各コイル L が対向する配置となっている図 7 の構成により、電圧変換回路 1 1 1 a, 1 1 1 b の間で漏洩磁界を効果的に打ち消し合うことができる。

また、電圧変換回路 1 1 1 c (第 3 の電圧変換回路) は、画像処理部 1 5 に対して電源電圧を供給し、電圧変換回路 1 1 1 d (第 4 の電圧変換回路) は、画像変換部 1 7 に対して電源電圧を供給する。ここで、画像処理部 1 5 と画像変換部 1 7 とは、超音波診断装置 1 の各構成要素の中で比較的消費電力が大きく、かつ動作時に略同等の電力を消費する。よって、電圧変換回路 1 1 1 c のコイル L (第 3 のコイル) 及び電圧変換回路 1 1 1 d のコイル L (第 4 のコイル) には略同等の大きさの電流が流れ、発生する漏洩磁界の大きさがほぼ等しくなるため、これらの各コイル L が対向する配置となっている図 7 の構成により、電圧変換回路 1 1 1 c, 1 1 1 d の間で漏洩磁界を効果的に打ち消し合うことができる。

なお、漏洩磁界の一部を打ち消し合う関係の電圧変換回路 1 1 1 から電源電圧の供給を受ける構成要素の組み合わせは、送信部 1 2 及び受信部 1 3、並びに画像処理部 1 5 及び画像変換部 1 7 に限られず、消費電力が略同等、又は近い値である任意の構成要素の組み合わせとすることができる。例えば、受信部 1 3 及び画像処理部 1 5 が単一の FPGA を用いて構成されている場合において、当該 FPGA と送信部 1 2 の FPGA との消費電力が略同等である場合に、これらの 2 つの FPGA に対して、漏洩磁界の一部を打ち消し合

う関係の2つの電圧変換回路111から電源電圧を供給しても良い。

【0050】

また、図7では、電圧変換回路111a～111gの各コイルLにおいて生じる磁界の向きMと、配線13aの延在方向とが平行となっている。これにより、電圧変換回路111a～111gの各コイルLからの漏洩磁界の変動により生じる主要な誘導電界の向きが配線13aの延在方向と直交するため、この誘導電界の誘導起電力によって配線13a内に生じる誘導電流が小さく抑えられる。これにより、超音波の受信信号における漏洩磁界に起因するノイズの発生が抑制されるようになっている。

また、配線13aは、基板Sの中心（ここでは、基板Sをなす矩形の重心）を通る中心線CLから最も遠い端部の近傍を含む範囲に設けられ、電圧変換回路111a～111gに設けられた各コイルLは、中心線CLに対して配線13aが設けられた側とは反対側に、可能な限り配線13aとの距離が大きくなる位置に設けられている。これにより、配線13aの位置に生じる誘導電界が小さく抑えられている。

なお、図7では、全ての電圧変換回路111のコイルLにおける磁界の向きMが配線13aの延在方向と平行となっているが、一部の電圧変換回路111に係る磁界の向きMが配線13aの延在方向と非平行となっても良く、このような構成であっても一定のノイズ抑制効果が奏される。また、図7では、配線13aの全体が各電圧変換回路111に係る磁界の向きMと平行となっているが、配線13aの一部が磁界の向きMと非平行となっても良く、このような構成であっても一定のノイズ抑制効果が奏される。

【0051】

なお、本実施形態では、超音波診断装置本体10に設けられた電源部11におけるコイルLの配置について説明したが、超音波探触子20の内部に電圧変換回路を有する電源部が設けられている構成（即ち、超音波探触子20と一体的に複数のコイルLが設けられている構成）において、この電源部内で漏洩磁界の一部が打ち消されるように複数のコイルLを配置しても良い。

【0052】

（変形例）

次に、上記実施形態の変形例について説明する。本変形例は、一つの電圧変換回路111内に2以上のコイルLが設けられている点で上記実施形態と異なる。以下では、上記実施形態との差異点について説明する。

【0053】

図8は、本変形例に係る電圧変換回路111の構成及び動作を説明する図である。

本変形例の電圧変換回路111は、上記実施形態の電圧変換回路111（図3）のコイルLを、直列に接続されかつ開口部同士が対向するように配置されたコイルL1及びコイルL2に置き換えたものに相当する。

ここで、コイルL1の巻き方向は、コイルL2の巻き方向とは逆になっている。このため、コイルL1及びコイルL2に電流が流れるときにコイルL1において生じる磁界の向きMは、コイルL2において生じる磁界の向きMとは逆向きとなり、コイルL1及びコイルL2からの漏洩磁界の一部が互いに打ち消される。このような構成により、本変形例の電圧変換回路111では、電圧変換回路111内において漏洩磁界が打ち消されて超音波の受信信号におけるノイズの発生が抑制される。

なお、第1コイルL1及び第2コイルL2の少なくとも一方からの漏洩磁界の一部が、さらに他の電圧変換回路111に設けられたコイルLからの漏洩磁界により打ち消されるように複数の電圧変換回路111が配置されていても良い。

【0054】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波探触子20から送信され被検体内で反射された超音波の超音波探触子20による受信信号に基づいて超音波画像を表示部19aに表示させ、入力電圧を所定の電源電圧に変換して出力する電圧変換回路111が少なくとも一つ設けられた電源部11を備え、電圧変換回路111は、コイルLと、所定の切替制御信号に応じてコイルLに流れる電流の経路を切り替える切替動作を行う

トランジスタ T_r とを有し、入力電圧が供給された状態で上記切替動作が繰り返し行われることで電源電圧を出力し、電源部11には、複数のコイルLが設けられ、複数のコイルLは、当該複数のコイルLのうち少なくとも一のコイルLの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルLからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている。

このような構成によれば、電源部11内でコイルLからの漏洩磁界の一部が打ち消されるため、超音波の受信信号における漏洩磁界に起因するノイズの発生を抑制することができる。これにより、超音波診断装置1が表示する超音波画像の画質の低下を抑制することができる。また、コイルLからの漏洩磁界のうち、磁束密度が大きいコイルLの開口部近傍において磁界が打ち消されるように複数のコイルLが配置されるため、効果的に漏洩磁界を低減させることができる。また、電圧変換回路111の切替周波数の制御といった電源部11の複雑な制御を行うことなく漏洩磁界を低減させることができるため、より容易に超音波画像の画質の低下を抑制することができる。また、電圧変換回路111の切替周波数によらず漏洩磁界の低減効果が得られるため、高効率の電力変換が可能な周波数で電圧変換回路111を動作させることができ、電源部11の効率低下を抑えつつ超音波画像の画質の低下を抑制することができる。また、電源部11からの漏洩磁界を遮蔽するシールドを設けなくても漏洩磁界の低減効果が得られるため、超音波診断装置1の生産コストの上昇を抑制することができる。

10

【0055】

また、複数のコイルLは、少なくとも一のコイルLの開口部と、当該開口部近傍における漏洩磁界の一部を打ち消す漏洩磁界を生じさせる他の一以上のコイルLの開口部とが対向する位置関係で配置されている。このような構成によれば、磁束密度が大きいコイルLの開口部近傍においてより多くの漏洩磁界を打ち消すことができるため、より効果的に漏洩磁界を低減させることができる。

20

【0056】

また、電源部11は、一のコイルLが各々設けられた複数の電圧変換回路111を有する。このような構成によれば、複数の電圧変換回路111におけるコイルLの配置の調整によって容易に漏洩磁界を低減させて超音波画像の画質の低下を抑制することができる。例えば、各電圧変換回路111が単一のパッケージ部品として構成されている場合に、当該パッケージ部品の配置を調整することで容易に漏洩磁界を低減させることができる。

30

【0057】

また、超音波診断装置1の制御部100、発振回路112及びコンパレータCは、複数の電圧変換回路111の各々に対してトランジスタ T_r により同一の周波数で切替動作を行わせる切替制御信号を供給する(電源制御部)。このような構成によれば、各電圧変換回路111の回路の切り替えに係る周波数や位相が揃うことから、各コイルLからの漏洩磁界が大きくなるタイミングが重なるため、効果的に漏洩磁界を打ち消し合うことができる。

【0058】

また、上記変形例の電圧変換回路111は、二以上の複数のコイルLを有し、当該二以上のコイルLは、一のコイルLの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の一以上のコイルLからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている。このような構成によれば、電圧変換回路111内において漏洩磁界を打ち消すことができるため、電圧変換回路111同士の位置関係の自由度を高めることができる。

40

【0059】

また、複数のコイルLは、少なくとも一のコイルLの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、他の二以上のコイルLからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている。これにより、各コイルLからの漏洩磁界の大きさに差がある場合においても、3つ以上のコイルLを組み合わせることで効果的に漏洩磁界を低減させることができる。

【0060】

また、超音波診断装置1は、超音波探触子20による超音波の受信信号を取得する受信

50

部 1 3 と、超音波探触子 2 0 から超音波を送信させるための駆動信号を出力する送信部 1 2 と、を備え、受信部 1 3 は、電圧変換回路 1 1 1 a (第 1 の電圧変換回路) から出力された電源電圧で動作し、送信部 1 2 は、電圧変換回路 1 1 1 b (第 2 の電圧変換回路) から出力された電源電圧で動作し、電圧変換回路 1 1 1 a に設けられた第 1 のコイル及び電圧変換回路 1 1 1 b に設けられた第 2 のコイルは、第 1 のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、第 2 のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている。動作時に略同等の電力を消費する受信部 1 3 及び送信部 1 2 に対してそれぞれ電源電圧を出力する電圧変換回路 1 1 1 a , 1 1 1 b では、コイル L に流れる電流の大きさ、ひいてはコイル L からの漏洩磁界の大きさが略等しくなる。よって、上記構成のように、これらの電圧変換回路 1 1 1 a , 1 1 1 b の間で漏洩磁界が打ち消されるように各コイル L を配置することによって、より効果的に漏洩磁界を低減させることができる。

10

【 0 0 6 1 】

また、超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 0 による超音波の受信信号に基づいて超音波画像に係る画像データを生成する画像処理部 1 5 と、画像データを表示部 1 9 a における表示方式に適合した画像データに変換する画像変換部と、を備え、画像処理部 1 5 は、電圧変換回路 1 1 1 c (第 3 の電圧変換回路) から出力された電源電圧で動作し、画像変換部は、電圧変換回路 1 1 1 d (第 4 の電圧変換回路) から出力された電源電圧で動作し、電圧変換回路 1 1 1 c に設けられた第 3 のコイル及び電圧変換回路 1 1 1 d に設けられた第 4 のコイルは、第 3 のコイルの開口部近傍における漏洩磁界の一部が、第 4 のコイルからの漏洩磁界により打ち消される位置関係で配置されている。動作時に略同等の電力を消費する画像処理部 1 5 及び画像変換部 1 7 に対してそれぞれ電源電圧を出力する電圧変換回路 1 1 1 c , 1 1 1 d では、コイル L に流れる電流の大きさ、ひいてはコイル L からの漏洩磁界の大きさが略等しくなる。よって、上記構成のように、これらの電圧変換回路 1 1 1 c , 1 1 1 d の間で漏洩磁界が打ち消されるように各コイル L を配置することによって、より効果的に漏洩磁界を低減させることができる。

20

【 0 0 6 2 】

また、受信部 1 3 に供給される受信信号が伝送される配線 1 3 a の少なくとも一部は、複数のコイル L の少なくとも一部の内部において生じる磁界の向き M と平行となるように設けられている。このような構成により、コイル L からの漏洩磁界の変動により生じる主要な誘導電界の向きと、配線 1 3 a の延在方向とを直交させることができるため、この誘導電界の誘導起電力によって配線 1 3 a 内に生じる誘導電流を小さく抑えることができる。この結果、超音波の受信信号における漏洩磁界に起因するノイズの発生を効果的に抑制することができる。超音波画像の画質の低下をより確実に抑制することができる。

30

【 0 0 6 3 】

また、少なくとも一つの電圧変換回路 1 1 1 は、基板 S 上に設けられ、複数のコイル L は、コイル L の内部において生じる磁界の向き M が基板 S と平行となるように設けられている。このような構成により、各コイル L の開口部から漏出する主要な磁界の向きを基板 S と平行な向きに揃えることができるため、各コイル L からの漏洩磁界同士を打ち消しやすい構成とすることができる。

40

【 0 0 6 4 】

また、少なくとも一つの電圧変換回路 1 1 1 及び受信部 1 3 は、基板 S 上に設けられ、受信部 1 3 に供給される受信信号が伝送される基板 S 上の配線 1 3 a は、基板 S の中心を通る中心線 C L から最も遠い端部の近傍を含む範囲に設けられ、複数のコイル L は、中心線 C L に対して配線 1 3 a が設けられた側とは反対側に設けられている。これにより、コイル L からの漏洩磁界に起因して配線 1 3 a の位置に生じる誘導電界を小さく抑えることができ、超音波の受信信号におけるノイズの発生をさらに抑制することができる。

【 0 0 6 5 】

また、超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 0 を備え、複数のコイル L は、超音波探触子 2 0 と一体的に設けられている。このような構成によれば、超音波探触子 2 0 において生じる漏洩磁界を低減させることができる。

50

【 0 0 6 6 】

なお、本発明は、上記実施形態及び変形例に限られるものではなく、様々な変更が可能である。

例えば、電圧変換回路 1 1 1 の構成は、図 3 や図 8 に示されるものに限られず、コイル L に流れる電流の経路を繰り返し切り替えることにより電圧を変換する任意の電圧変換回路を用いることができる。よって、入力電圧を当該入力電圧よりも大きい電圧に変換する昇圧型の電圧変換回路が用いられても良い。

【 0 0 6 7 】

また、上記実施形態及び各変形例では、複数の電圧変換回路 1 1 1 が共通の発振回路 1 1 2 からの信号に基づいて同一周波数で動作する例を用いて説明したが、各電圧変換回路 1 1 1 は、別個の周波数で独立して動作が制御されても良い。

10

【 0 0 6 8 】

また、上記実施形態及び各変形例では、電圧変換回路 1 1 1 のトランジスタ T r のゲートに入力される切替制御信号のデューティ比を、発振回路 1 1 2 及びコンパレータ C を用いて所定の値に収束させる例を用いて説明したが、これに限られない。例えば、入力電圧の大きさ、及び出力されるべき電源電圧の大きさに応じて予め定められたデューティ比の切替制御信号を制御部 1 0 0 により直接トランジスタ T r に対して供給しても良い。この場合は、制御部 1 0 0 により電源制御部が構成される。

【 0 0 6 9 】

また、上記実施形態及び変形例では、コイル L 内に生じる磁界の向き M が基板 S と平行となるようにコイル L が設けられる例を用いて説明したが、これに限られず、磁界の向き M が基板 S に対して交差するように（典型的には、垂直となるように）コイルが設けられていても良い。例えば、シートコイルが基板 S 上において積層される構成や、基板 S の表裏に平面視で重なる位置にそれぞれコイルが設けられる構成とすることで、コイルからの漏洩磁界の一部が互いに打ち消されるようにしても良い。

20

【 0 0 7 0 】

また、上記実施形態及び各変形例では、超音波探触子 2 0 を備える超音波診断装置 1 に本発明を適用する例を用いて説明したが、これに限られず、超音波探触子 2 0 が超音波診断装置本体 1 0 に対して着脱可能である構成において、超音波診断装置本体 1 0 に対して本発明を適用しても良い。

30

【 0 0 7 1 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、本発明の範囲は、上述の実施の形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された発明の範囲とその均等の範囲を含む。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

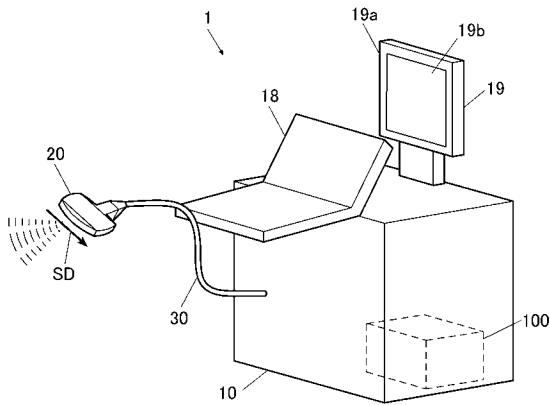
- 1 超音波診断装置
- 1 0 超音波診断装置本体
- 1 1 電源部
- 1 1 1 , 1 1 1 a ~ 1 1 1 g 電圧変換回路
- 1 1 2 発振回路
- 1 2 送信部
- 1 3 受信部
- 1 3 a 配線（伝送経路）
- 1 4 送受信切替部
- 1 5 画像処理部
- 1 6 記憶部
- 1 7 画像変換部
- 1 8 操作入力部
- 1 9 出力表示部
- 1 9 a 表示部

40

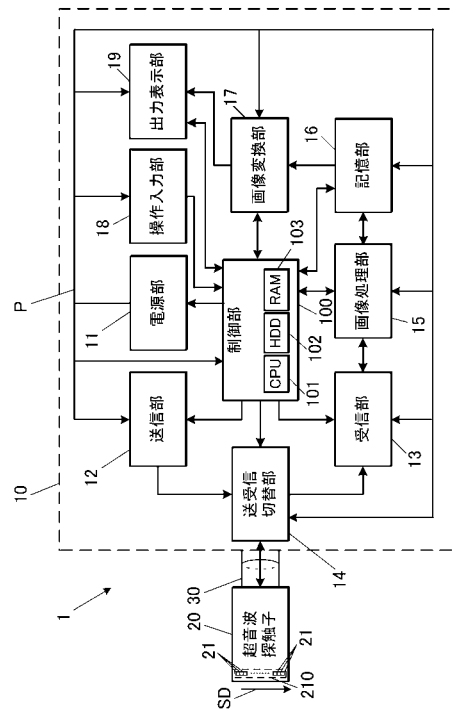
50

- 19b タッチパネル
- 20 超音波探触子
- 21 振動子
- 30 ケーブル
- 31 プローブコネクター
- 100 制御部
- L コイル
- La 開口部
- m 漏洩磁界
- S 基板
- Tr トランジスター（スイッチング素子）

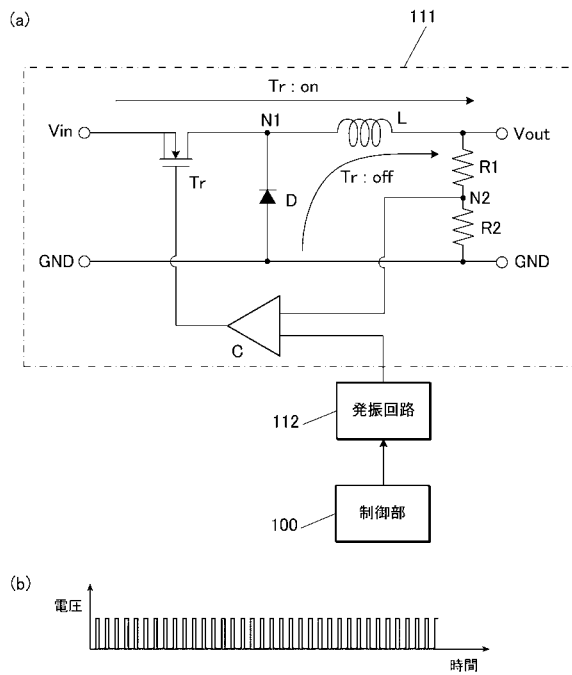
【 図 1 】



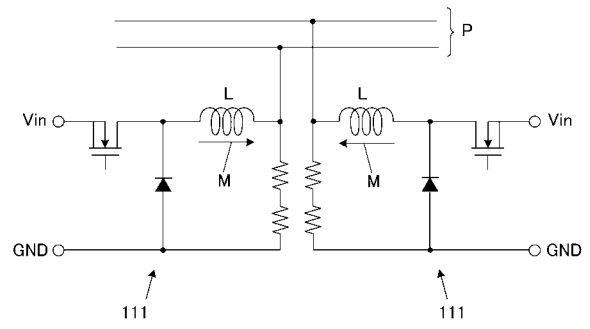
【 図 2 】



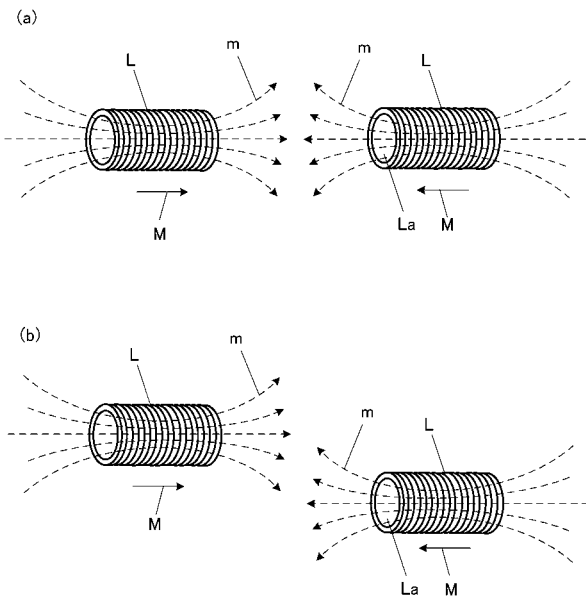
【 図 3 】



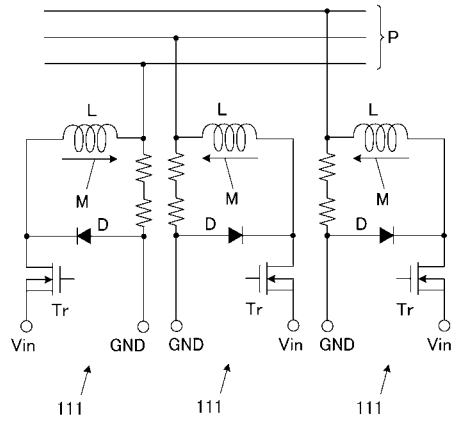
【 図 4 】



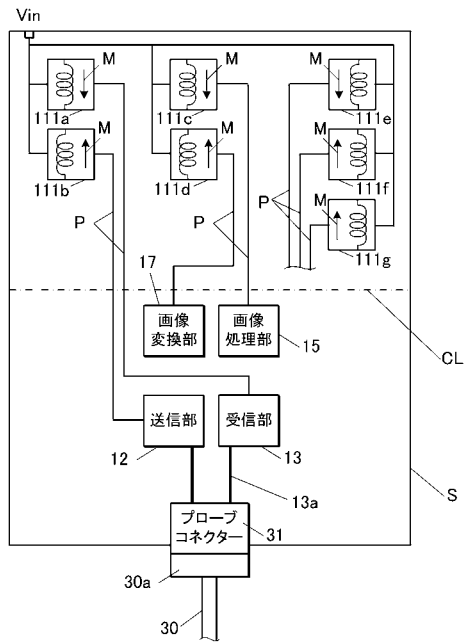
【 図 5 】



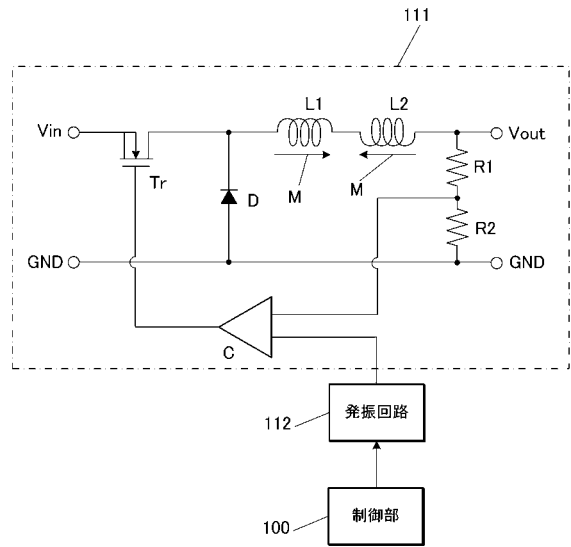
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018068851A	公开(公告)日	2018-05-10
申请号	JP2016214791	申请日	2016-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	村松祐希 中村恭大 木村洋介		
发明人	村松 祐希 中村 恭大 木村 洋介		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/56 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5269		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE15 4C601/LL31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在抑制电源部的效率降低的同时更容易抑制超声图像的图像质量降低的超声波诊断装置。解决方案：显示超声波图像的超声波诊断装置（1）基于超声探头关于在对象内反射的超声波的接收信号，包括：电源部分（11），其包括至少一个电压转换电路（111），用于将输入电压转换为电源电压和然后输出它。电压转换电路具有线圈（L），具有用于根据规定的开关控制信号切换流过线圈的电流的开关元件（Tr），并通过重复开关操作来输出电源电压。提供输入电压的状态。电源部分设置有多个线圈，并且线圈布置在这样的位置：线圈的至少一个线圈的开口附近的漏磁场被来自一个或多个其他线圈的漏磁场部分抵消。SELECTED图：图4

