

(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2014-83155

(P2014-83155A)

(43) 公開日 平成26年5月12日(2014.5.12)

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

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2012-233130 (P2012-233130)
(22) 出願日 平成24年10月22日(2012.10.22)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久

最終頁に続く

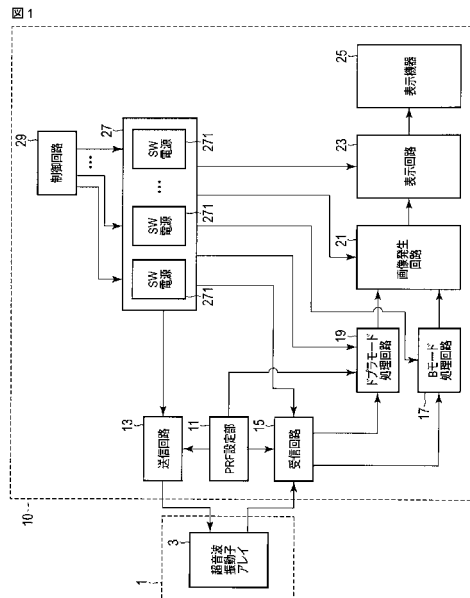
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】複数のスイッチング電源を有する超音波診断装置において、スイッチング周波数の重畳に起因するノイズを低減すること。

【解決手段】複数のスイッチング電源(SW電源)271はそれぞれ、装置本体10に含まれる複数のデバイスに電力を供給する。制御回路29は、複数のSW電源271を互いに異なるスイッチング周波数で動作するように複数のSW電源271を制御する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受波する超音波プローブと前記超音波プローブとの間で信号を送受信する装置本体とを具備する超音波診断装置であって、

前記装置本体は、

前記超音波プローブ及び前記装置本体の少なくとも一方に含まれる複数のデバイスに電力を供給する複数のスイッチング電源と、

前記複数のスイッチング電源を互いに異なるスイッチング周波数で動作するように前記複数のスイッチング電源を制御する制御回路と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御回路は、前記複数のスイッチング電源に複数のスイッチング周波数をそれぞれ設定し、

前記複数のスイッチング周波数は、前記複数のスイッチング周波数の基本波成分及び高調波成分を超音波の送信周波数帯域において異ならせるように設定される、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波振動子への送信駆動信号を発生する送信回路と、

前記超音波振動子からのエコー信号を信号処理して受信信号を発生する受信回路と、

前記受信信号に基づいて超音波画像を発生する画像発生回路と、

20

前記超音波画像を表示機器に表示する表示回路と、をさらに備え、

前記複数のデバイスは、前記送信回路、前記受信回路、前記画像発生回路、及び前記表示回路のうちの少なくとも 2 つを含む、

請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受信信号にドブラ処理を施してパルス繰り返し周波数に応じた画像表示帯域に属するドブラ信号を発生するドブラ処理回路をさらに備え、

前記複数のデバイスは、前記送信回路、前記受信回路、前記画像発生回路、前記表示回路、及び前記ドブラ処理回路のうちの少なくとも 2 つを含む、

前記複数のスイッチング周波数は、前記複数のスイッチング周波数の基本波成分及び高調波成分が前記画像表示帯域において互いに重畳しないように設定される、

30

請求項 2 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、スイッチング電源を装備している。スイッチング電源のスイッチング周波数の高調波成分が送信周波数帯域に含まれる場合、線状のノイズ（以下、レールノイズと呼ぶ）が表示される。レールノイズは、特に PWD（pulse wave doppler）モードにおいて顕著になる。一般的には、超音波診断装置には複数のスイッチング電源が設けられている。複数のスイッチング電源は同一のスイッチング周波数で動作している。従って、複数のスイッチング電源のスイッチング周波数の高調波成分が重なり合いレールノイズの強度が増してしまう。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開平 05 - 130992 号公報

【特許文献 2】特開 2010 - 213787 号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

図3は、従来例に係る送信周波数帯域と画像表示帯域とにおけるスイッチング周波数の高調波成分の分布を示す図である。図3において3つのSW電源のスイッチング周波数は、全て278kHzに設定されているものとし、画像表示帯域は、送信周波数を0Hzとして \pm PRFの範囲に設定されているものとする。

【0005】

図3の(a)に示すように、送信超音波に由来する周波数成分は、送信周波数 F_c を頂点として、送信周波数 F_c からPRFだけシフトする毎に強度を弱めて離散的に立ち上がる。上述の周波数設定条件の場合、スイッチング周波数の9次の高調波成分 f_h が送信周波数帯域に混入する。すなわち、図3の(b)に示すように、画像表示帯域において、スイッチング周波数278kHzの9次の高調波成分 f_h が2kHzに現れる。この際、3つのスイッチング周波数が同一であるので、3つのスイッチング周波数の9次の高調波成分 f_h が重なり合い、レールノイズとして強い強度で超音波画像に表示されてしまう。

10

【0006】

実施形態の目的は、複数のスイッチング電源を有する超音波診断装置において、スイッチング周波数の重畳に起因するノイズを低減することを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波プローブと前記超音波プローブとの間で信号を送受信する装置本体とを具備する超音波診断装置であって、前記装置本体は、前記超音波プローブ及び前記装置本体の少なくとも一方に含まれる複数のデバイスに電力を供給する複数のスイッチング電源と、前記複数のスイッチング電源を互いに異なるスイッチング周波数で動作するように前記複数のスイッチング電源を制御する制御回路と、を具備する。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】本実施形態に係る送信周波数帯域と画像表示帯域とにおけるスイッチング周波数の高調波成分の分布を示す図。

30

【図3】従来例に係る送信周波数帯域と画像表示帯域とにおけるスイッチング周波数の高調波成分の分布を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る超音波診断装置を説明する。本実施形態に係る超音波は、連続波とパルス波との何れにも対応可能である。しかしながら、本実施形態に係る動作を具体的に説明するため、超音波はパルス波であるものとする。

【0010】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置は、超音波プローブ1と装置本体10とを有している。超音波プローブ1は、超音波を送受信する。装置本体10は、超音波プローブ1との間で種々の電気信号を送受信する。

40

【0011】

図1に示すように、超音波プローブ1は、超音波振動子アレイ3を有している。超音波振動子アレイ3は、一次元状または二次元状に配列された複数の振動子を有している。超音波振動子アレイ3は、送信回路13からの送信駆動信号を受け、超音波を発生する。超音波振動子アレイ3は、パルス繰り返し周波数(pulse repetition frequency: 以下PRFと呼ぶことにする)に対応する時間間隔で繰り返し発生される。超音波は、被検体の体内組織の音響インピーダンスの不連続点(エコー源)で次々と反射される。超音波が被検

50

体内の血流により反射されると、超音波は、ドプラ偏移を受ける。反射された超音波は、超音波振動子アレイ 3 により受波される。超音波振動子アレイ 3 は、超音波を受波すると、受波された超音波に由来するエコー信号（電気信号）に変換し、このエコー信号を出力する。エコー信号は、装置本体 10 に供給される。

【0012】

図 1 に示すように、装置本体 10 は、PRF 設定部 11、送信回路 13、受信回路 15、B モード処理回路 17、ドプラモード処理回路 19、画像発生回路 21、表示回路 23、表示機器 25、スイッチング電源部 27、及び制御回路 29 を有する。

【0013】

PRF 設定部 11 は、図示しない入力機器を介したユーザからの指示に従って、PRF を設定する。入力機器としては、キーボードやマウス、各種のスイッチ等が挙げられる。PRF のデータは、送信回路 13、受信回路 15、及びドプラモード処理回路 19 に供給される。

10

【0014】

送信回路 13 は、スイッチング電源部 27 からの電力の供給を受けて作動する。送信回路 13 は、PRF 設定部 11 により設定された PRF に従って、超音波振動子アレイ 3 に送信駆動信号を繰り返し送信する。送信回路 13 の詳細な動作を説明する。まず、送信回路 13 は、PRF に従ってレートパルスチャンネル毎に繰り返し発生する。送信回路 13 は、発生された各レートパルスに対して、既定の送信方向と送信フォーカスとに関する超音波ビームを形成するのに必要な遅延時間を与える。この遅延時間は、例えば、送信方向と送信フォーカス位置とに応じて超音波振動子毎に決定される。そして送信回路 13 は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで送信駆動信号を発生し、発生された送信駆動信号を各超音波振動子に供給する。送信駆動信号の供給を受けた各超音波振動子は、超音波を即時的に発生する。これにより超音波振動子アレイ 3 は、既定の送信方向に向けて、送信フォーカス位置に焦点を有するビーム状の超音波を発生する。送信された超音波の周波数帯域は、送信周波数帯域と呼ばれ、送信周波数帯域の中心は送信周波数と呼ばれている。

20

【0015】

受信回路 15 は、スイッチング電源部 27 からの電力の供給を受けて作動する。受信回路 15 は、PRF 設定部 11 により設定された PRF に従って、被検体により反射された超音波に由来するエコー信号を超音波振動子アレイ 3 を介して繰り返し受信する。エコー信号が受信されると受信回路 15 は、超音波ビームに関する受信信号を生成する。より詳細には受信回路 15 は、超音波振動子アレイ 3 からエコー信号を受信し、受信されたエコー信号を増幅し、増幅されたエコー信号をアナログからデジタルに変換する。次に受信回路 15 は、デジタルに変換されたエコー信号をデジタルメモリに記憶する。デジタルメモリは、超音波振動子毎に設けられている。エコー信号は、当該エコー信号を受信した超音波振動子に対応するデジタルメモリ上の、当該エコー信号の受信時刻に応じたアドレスに記憶される。受信回路 15 は、既定の受信フォーカス位置に対応するアドレスからエコー信号を読み出して加算する。受信フォーカス位置を超音波送信ビーム上に沿って変更しながらこの加算処理を繰り返すことにより受信回路 15 は、既定の受信方向に沿う超音波受信ビームに対応する電気信号（以下、受信信号と呼ぶことにする）を生成する。生成された受信信号は、B モード処理回路 17 とドプラモード処理回路 19 とに供給される。受信信号処理対象の超音波（換言すれば、エコー信号）の周波数帯域は、受信周波数帯域と呼ばれている。

30

40

【0016】

B モード処理回路 17 は、スイッチング電源部 27 からの電力の供給を受けて作動する。B モード処理回路 17 は、受信回路 15 からの受信信号に B モード処理を施す。具体的には、B モード処理回路 17 は、受信信号に対数圧縮や包絡線検波処理を施す。対数圧縮や包絡線検波処理が施された受信信号は、B モード信号と呼ばれている。B モード信号は、画像発生回路 21 に供給される。

50

【 0 0 1 7 】

ドブラモード処理回路 19 は、スイッチング電源部 27 からの電力の供給を受けて作動する。ドブラモード処理回路 19 は、受信回路 15 からの受信信号にドブラモード処理を施し、血流情報に関する電気信号（以下、ドブラ信号と呼ぶ）を発生する。ドブラ信号は、受信信号に含まれるドブラ偏移に由来する信号成分である。血流情報としては、血流の速度、分散、パワー等が計算される。血流情報は、PRF 設定部 11 により設定された PRF に応じた画像表示帯域に制限して計算される。画像表示帯域は、表示対象の周波数帯域である。例えば、画像表示帯域は、送信周波数を中心とした \pm PRF の範囲に設定される。ドブラ信号は、画像発生回路 21 に供給される。

【 0 0 1 8 】

画像発生回路 21 は、スイッチング電源部 27 からの電力の供給を受けて作動する。画像発生回路 21 は、B モード処理回路 17 からの B モード信号に基づいて B モード画像を発生する。また、画像発生回路 21 は、ドブラモード処理回路 19 からのドブラ信号に基づいてドブラ画像を発生する。B モード画像とドブラ画像とは表示回路 23 に供給される。

【 0 0 1 9 】

表示回路 23 は、スイッチング電源部 27 からの電力の供給を受けて作動する。表示回路 23 は、B モード画像やドブラ画像等の超音波画像を表示機器 25 に表示する。表示機器 25 としては、例えば、例えば CRT ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ等が挙げられる。

【 0 0 2 0 】

スイッチング電源部 27 は、複数のスイッチング電源（以下、SW 電源と呼ぶ）271 を搭載している。各 SW 電源 271 は、制御回路 29 からの指示に従って、装置本体 10 内の当該 SW 電源 271 の接続先のデバイスに電力を発生する。発生された電力は、当該接続先のデバイスに供給される。装置本体 10 内のデバイスとしては、例えば、送信回路 13、受信回路 15、B モード処理回路 17、ドブラモード処理回路 19、画像発生回路 21、及び表示回路 23 等の装置本体 10 内に搭載可能な全てのデバイスが該当する。典型的には、一つのデバイスに一つの SW 電源 271 が接続されている。すなわち、図面の簡便化のため図示を省略しているが、本実施形態の場合、スイッチング電源部 27 は、送信回路 13 のための SW 電源 271、受信回路 15 のための SW 電源 271、B モード処理回路 17 のための SW 電源 271、ドブラモード処理回路 19 のための SW 電源 271、画像発生回路 21 のための SW 電源 271、及び表示回路 23 のための SW 電源 271 を有している。なお、本実施形態において SW 電源 271 の個数は、2 個以上であれば何個でも良い。すなわち、スイッチング電源部 27 は、送信回路 13 のための SW 電源 271、受信回路 15 のための SW 電源 271、B モード処理回路 17 のための SW 電源 271、ドブラモード処理回路 19 のための SW 電源 271、画像発生回路 21 のための SW 電源 271、及び表示回路 23 のための SW 電源 271 のうちの少なくとも 2 つを含めばよい。なお、SW 電源 271 により発生された電力の供給先のデバイスは、装置本体 10 内のデバイスに限定されず、超音波プローブ 1 内のデバイスであっても良い。

【 0 0 2 1 】

制御回路 29 は、スイッチング電源部 27 に含まれる複数の SW 電源 271 のスイッチング動作を制御する。また、制御回路 29 は、超音波診断装置内の各デバイスを統括的に制御する。

【 0 0 2 2 】

上記の説明において送信回路 13 と受信回路 15 とは装置本体 10 に装備されるものとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、送信回路 13 と受信回路 15 とは超音波プローブ 1 に内蔵されていても良い。

【 0 0 2 3 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の動作例について説明する。本実施形態は、B モードやドブラモード等の何れの超音波走査方式にも適用可能であるが、本実施形態に係

10

20

30

40

50

るスイッチング周波数制御が特に有効な P W D モードを例に挙げて説明する。

【 0 0 2 4 】

なお以下の説明において送信周波数は 2 . 5 M H z であり、 P R F は 3 0 k H z であるとする。また、スイッチング電源部 2 7 は、説明の簡便のため、3つの S W 電源 2 7 1 を有するものとする。

【 0 0 2 5 】

各 S W 電源 2 7 1 は、トランジスタ等により実現されるスイッチング素子を有している。各 S W 電源 2 7 1 は、制御回路 2 9 からの制御信号に従うタイミングで、スイッチング素子の O N と O F F とを切り替えることにより、供給先のデバイスを作動するための電力を発生する。O N 状態の周期の逆数はスイッチング周波数と呼ばれている。

10

【 0 0 2 6 】

スイッチング周波数の基本波成分及び高調波成分は、超音波診断装置内を流れるエコー信号、受信信号、Bモード信号、ドプラ信号、Bモード画像、ドプラ画像等の電気信号に混入する。複数の S W 電源 2 7 1 のスイッチング周波数が全て同一の場合、当該スイッチング周波数の基本波成分及び高調波成分が S W 電源 2 7 1 の個数分だけ増強される。これら S W 電源 2 7 1 のスイッチング周波数が画像表示帯域に含まれる場合、超音波画像に激しいレールノイズを発生させてしまう。

【 0 0 2 7 】

本実施形態に係る制御回路 2 9 は、スイッチング周波数の重畳に起因するレールノイズを低減するため、複数の S W 電源 2 7 1 を互いに異なるスイッチング周波数で動作するように複数の S W 電源 2 7 1 を制御する。具体的には、複数の S W 電源 2 7 1 に複数のスイッチング周波数を設定する。制御回路 2 9 は、各スイッチング周波数と同一周期の制御信号をクロック信号に基づいて発生する。発生された制御信号は、当該スイッチング周波数の設定対象の S W 電源 2 7 1 に供給される。S W 電源 2 7 1 は、供給された制御信号のスイッチング周波数に従ってスイッチング素子の O N と O F F とを切り替えて電力を発生する。発生された電力は、接続先のデバイスに供給される。

20

【 0 0 2 8 】

次に、スイッチング周波数の分散に伴うレールノイズの低減について図面を参照しながら説明する。なお、本実施形態に係る周波数条件は以下の通りとする。すなわち、送信周波数 F c は 2 . 5 M H z であり、P R F は 3 0 k H z であるとする。また、スイッチング電源部 2 7 は、3つの S W 電源 2 7 1 を有し、第 1 の S W 電源 2 7 1 にはスイッチング周波数 2 7 8 k H z が設定され、第 2 の S W 電源 2 7 1 にはスイッチング周波数 2 8 2 k H z が設定され、第 3 の S W 電源 2 7 1 にはスイッチング周波数 2 8 6 k H z が設定されているものとする。なお、スイッチング周波数は、図示しない入力機器を介してユーザにより任意に設定可能である。また、制御回路 2 9 は、送信周波数と P R F とに基づいて、複数の S W 電源 2 7 1 のための複数のスイッチング周波数を算出し、算出された複数のスイッチング周波数を複数の S W 電源 2 7 1 に自動的に設定しても良い。

30

【 0 0 2 9 】

図 2 は、本実施形態に係る送信周波数帯域と画像表示帯域とにおけるスイッチング周波数の高調波成分の分布を示す図である。図 2 の (a) は送信周波数帯域を示し、図 2 の (b) は画像表示帯域を示している。図 2 の (a) 及び (b) の横軸は周波数に規定され、縦軸は周波数成分の強度に規定されている。送信周波数帯域は、送信周波数 F c を中心とした所定範囲内に設定される。上述の周波数設定条件のもとにおいて送信周波数帯域は、スイッチング周波数の高調波成分の周波数帯域に属する。画像表示帯域は、超音波画像に関する表示対象の周波数帯域である。例えば、画像表示帯域は、送信周波数を 0 H z とし $\pm P R F$ の範囲に設定される。送信周波数から P R F よりも離れている周波数成分は、折り返して表示される。画像表示帯域は、受信周波数帯域に応じて設定される。受信周波数帯域は、送信周波数帯域の内部に含まれる。なお受信周波数帯域は、受信回路 1 5 に設けられたフィルタ等により十分に狭められているものとする。

40

【 0 0 3 0 】

50

図2の(a)に示すように、送信超音波に由来する周波数成分は、送信周波数 F_c を頂点として、送信周波数 F_c からPRFだけシフトする毎に強度を弱めて離散的に現れる。この送信周波数帯域には、上述の周波数設定条件の場合、各スイッチング周波数の9次の高調波成分が混入する。しかしながら、本実施形態においては、3つのSW電源271のスイッチング周波数が分散されているので、当該3つのSW電源271のスイッチング周波数の高調波も送信周波数帯域において分散する。具体的には、スイッチング周波数278kHzの9次の高調波成分 f_{h1} が、2.502MHzに現れ、スイッチング周波数282kHzの9次の高調波成分 f_{h2} が、2.538MHzに現れ、スイッチング周波数286kHzの9次の高調波成分 f_{h3} が、2.574MHzに現れる。

【0031】

上述の周波数設定条件のもとではスイッチング周波数の9次の高調波成分が超音波画像に含まれる。具体的には、スイッチング周波数278kHzの9次の高調波成分 f_{h1} が、2kHzに現れ、スイッチング周波数282kHzの9次の高調波成分 f_{h2} が、折り返し現象により8kHzに現れ、スイッチング周波数286kHzの9次の高調波成分 f_{h3} が、折り返し現象により14kHzに現れる。このように、本実施形態においては、図2の(b)に示すように、3つのSW電源271のスイッチング周波数が分散されているので、画像表示帯域においても3つのスイッチング周波数に由来するノイズ成分(スプリアス)が分散する。従って、図3に示すような3つのスイッチング周波数が同一値を有する場合に比して、3つのスイッチング周波数が異なる値を有する本実施形態の方が各ノイズ成分の強度が小さくなる。

【0032】

上記の説明において本実施形態に係る超音波走査方式は、PWDモードであるとした。しかしながら、本実施形態に係る超音波走査方式は、既存の如何なるものにも適用可能である。例えば、本実施形態に好適な他の超音波走査方式としては、THI(tissue harmonic imaging)モード等の狭帯域モードが挙げられる。狭帯域モードにおいて、Bモード処理回路17は、受信信号から高調波成分を抽出し、抽出された高調波成分にBモード処理を実行してBモード信号を発生する。画像発生回路21は、高調波成分に関するBモード信号に基づいて高調波成分に関するBモード画像を発生する。表示回路23は、発生された高調波成分に関するBモードを表示機器25に表示する。本実施形態においては、複数のSW電源271のスイッチング周波数が分散されているので、上述のように、高調波成分に関するBモード画像に含まれるノイズが低減されている。

【0033】

以上で本実施形態に係る具体例の説明を終了する。なお、上記の説明においては、スイッチング周波数の高調波成分が送信周波数帯域に含まれるものとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、送信周波数帯域にはスイッチング周波数の基本波成分が含まれても良い。

【0034】

また、さらにレールノイズを低減するため、制御回路29は、複数のスイッチング周波数の基本波成分及び高調波成分が受信周波数帯域及び画像表示帯域外に現れるように、複数のスイッチング周波数を設定しても良い。この場合、複数のスイッチング周波数の基本波成分及び高調波成分が画像表示帯域に含まれなくなるので、スイッチング周波数に起因するレールノイズをさらに低減することができる。

【0035】

上記の説明の通り、本実施形態に係る超音波診断装置は、複数のSW電源271と制御回路29とを有している。複数のスイッチング電源271は、超音波プローブ1及び装置本体10の少なくとも一方に含まれる複数のデバイスに電力を供給する。制御回路29は、複数のSW電源271を互いに異なるスイッチング周波数で動作するように複数のSW電源271を制御する。

【0036】

上記の構成により、複数のSW電源271のスイッチング周波数の基本波成分及び高調

10

20

30

40

50

波成分が送信周波数帯域において重ならず分散されるので、全て同一のスイッチング周波数でSW電源を動作する場合に比して、レールノイズを低減することができる。

【0037】

かくして本実施形態によれば、複数のスイッチング電源271を有する超音波診断装置において、スイッチング周波数の重畳に起因するノイズを低減することが可能となる。

【0038】

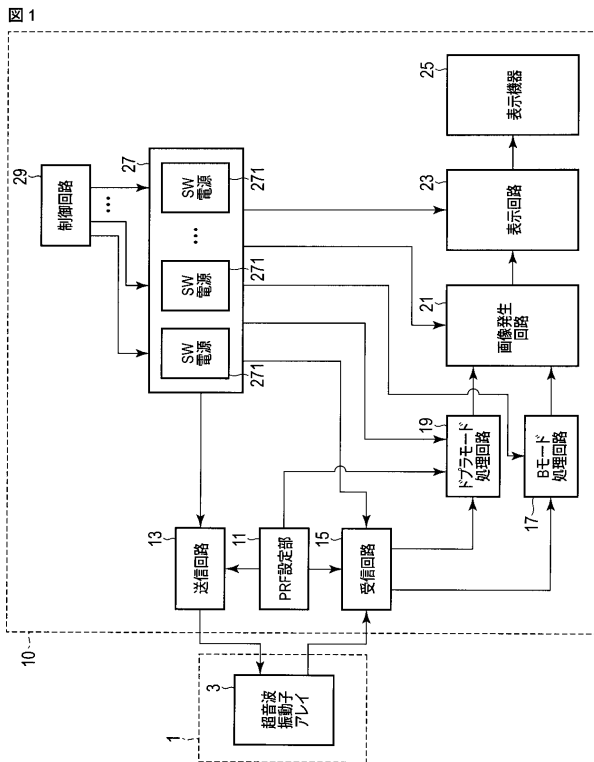
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

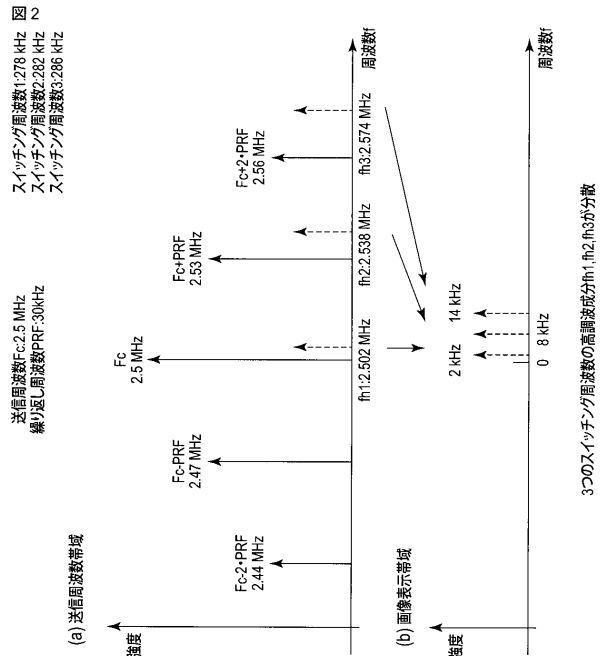
【0039】

1...超音波プローブ、3...超音波振動子アレイ、10...装置本体、11...PRF設定部、13...送信回路、15...受信回路、17...Bモード処理回路、19...ドプラモード処理回路、21...画像発生回路、23...表示回路、25...表示機器、27...スイッチング電源部、29...制御回路、271...SW電源(スイッチング電源)

【図1】



【図2】



【 図 3 】

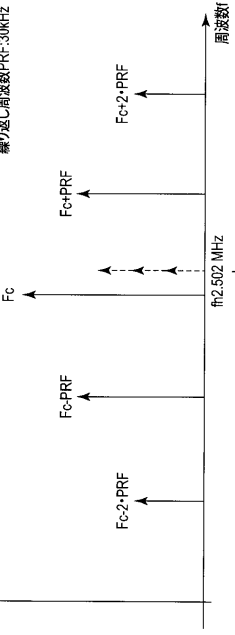
図 3

スイッチング周波数278 MHz

送信周波数 f_c : 2.5 MHz
繰り返し周波数PRF: 30kHz

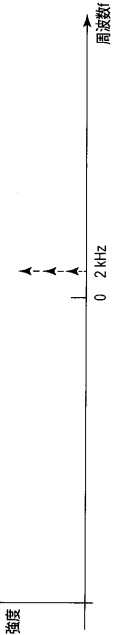
(a) 送信周波数帯域

強度



(b) 画像表示帯域

強度



従来例

スイッチング周波数の周波数成分が重なっている

フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 神山 聡
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
- (72)発明者 亀石 涉
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
- (72)発明者 芝沼 浩幸
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
- (72)発明者 藤田 大広
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
- (72)発明者 藤原 周太
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
- (72)発明者 椎名 孝行
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
- (72)発明者 石塚 正明
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
- Fターム(参考) 4C601 EE02 JB60

