

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外部機器で発生した電磁ノイズが含まれる第 1 参照信号に基づいてゲート信号を生成するゲート信号生成手段と、

前記ゲート信号に基づくノイズキャンセル期間において、超音波の送受波によって得られた受信信号に対して、前記第 1 参照信号と同一又は異なる信号であって前記外部機器で発生した電磁ノイズが含まれる第 2 参照信号を用いて、ノイズキャンセル処理を施すノイズキャンセル手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

請求項 1 記載の装置において、

超音波振動子を備え体腔内に挿入される挿入管を有する体腔内挿入型プローブを含み、前記挿入管は、送受用電気信号を伝送せずに前記電磁ノイズを伝送する電磁ノイズ伝送用信号線を含み、

前記第 2 参照信号は前記電磁ノイズ伝送用信号線から伝送された信号である、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記第 1 参照信号は心電信号であり、

前記ゲート信号生成手段は、前記心電信号の振幅が所定の閾値を連続して超えたことを判定することにより前記ゲート信号を生成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記第 1 参照信号及び前記第 2 参照信号はともに心電信号であり、

前記心電信号に基づいて、前記ゲート信号が生成され、かつ、前記ノイズキャンセル処理が実行される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

手術中に使用される電気メスからの電磁ノイズが含まれる心電信号に基づいてゲート信号を生成するゲート信号生成手段と、

30

前記ゲート信号に基づくノイズキャンセル期間において、超音波の送受波によって得られた複数の受信信号に対して、前記外部機器からの電磁ノイズが含まれるダミー受信信号を用いて、ノイズキャンセル処理を施すノイズキャンセル手段と、

前記ノイズキャンセル処理が個別的に施された複数の受信信号を加算してビームデータを出力する加算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【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し、特に、電気メス等に起因する電磁ノイズのキャンセル処理に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

超音波診断時に外部機器からの電磁ノイズが混入することがある。例えば、手術中において、経食プローブを使って食道から心臓の超音波診断を行う場合において、電気メスが使用されると、大きな電磁ノイズが超音波画像に混入することが知られている。かかる電磁ノイズは、主に経食プローブの先端部から混入すると考えられ、また、先端部に連なる挿入管内の複数の信号線から混入すると考えられる。更に、それ以外の部分において電磁ノイズが入り込むこともありうる。

【0003】

50

このような電磁ノイズが複数の振動素子からの複数の受信信号に入り込むと、それが超音波画像上に顕著な縞模様等を生じさせる。図4にはその例が示されており、断層画像70上には画像ノイズ72が現れている。超音波画像上における画像ノイズの出方は電気メスに供給する駆動信号の形態や周期に依存する。経食プローブにおいては、先端部を含めて挿入管の全体が細径化されているので、どうしても電磁ノイズに対してシールド効果が低下しやすい。このため通常の体表用プローブを使用して超音波診断を行う場合よりも電磁ノイズの影響を受けやすい。しかも、手術場には、様々な機器（手術機器、診断機器）が設置されているため大きな電磁ノイズが生じやすい。

【0004】

【特許文献1】特開平6-63044号公報

【特許文献2】特開平2-286142号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

以上のような電磁ノイズは超音波画像の画質を大きく劣化させ、超音波画像の観察上大きな障害となる。そこで、電磁ノイズが超音波画像上に現れないあるいは現れてもあまり目立たないようにすることが要望されている。ちなみに、上記の電磁ノイズの問題は、手術中の特に電気メス使用時において顕著となるが、もちろん手術中以外の場合においても、そして体腔内プローブ以外のプローブを使用している場合においても生じうる問題である。上記特許文献1には、ダミー振動子及びダミーケーブルによって電磁ノイズを観測し、その観測された電磁ノイズを使って受信信号に混入したノイズをキャンセルすることが記載されている。しかし、常時その処理が行われていると、ノイズ発生部位以外で画質を低下させてしまうおそれがある。特許文献2についても同様の問題を指摘できる。

【0006】

本発明の目的は、外部機器から入り込んだ電磁ノイズを局所的に処理し、画像ノイズ発生部分以外の画像部分が必要以上に劣化しないようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、外部機器で発生した電磁ノイズが含まれる第1参照信号に基づいてゲート信号を生成するゲート信号生成手段と、前記ゲート信号に基づくノイズキャンセル期間において、超音波の送受波によって得られた受信信号に対して、前記第1参照信号と同一又は異なる信号であって前記外部機器で発生した電磁ノイズが含まれる第2参照信号を用いて、ノイズキャンセル処理を施すノイズキャンセル手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置に関する。

【0008】

上記構成によれば、第1参照信号に基づいてゲート信号が生成される。そのゲート信号はノイズ発生期間を表すものである。時間軸上において電磁ノイズの全部を包含する期間としてノイズ発生期間が特定されてもよいし、電磁ノイズの主要部を包含する期間としてノイズ発生期間が特定されてもよい。このようなゲート信号に基づいてノイズキャンセル期間が定められる。ノイズキャンセル期間は上記のノイズ発生期間と同一であってもよいし、ノイズ発生期間に基づいて別途定められてもよい。いずれにしても、常時ノイズキャンセル動作を継続させるのではなく、電磁ノイズが発生している期間を特定してそれに応じてノイズキャンセル処理を局所的に行わせるのが望ましい。ノイズキャンセル手段は、受信信号に対して、電磁ノイズを表す第2参照信号に基づくノイズキャンセル処理を実行するものであり、例えば、受信信号から第2参照信号を減算するものである。上記のようにゲート信号に従ってノイズキャンセル期間が定められ、その期間内においてだけノイズキャンセル処理が実行されるので、ノイズ発生部位以外における画質の劣化を解消又は軽減できる。例えば、電気メスからの電磁ノイズは超音波画像に固有の縞模様を生じさせるが、そのような縞模様の出方に応じて適応的にノイズキャンセル処理を施すことが可能となる。

10

20

30

40

50

【0009】

望ましくは、超音波振動子を備え体腔内に挿入される挿入管を有する体腔内挿入型プローブを含み、前記挿入管は、送受用電気信号を伝送せずに前記電磁ノイズを伝送する電磁ノイズ伝送用信号線を含み、前記第2参照信号は前記電磁ノイズ伝送用信号線から伝送された信号である。この構成によれば、受信信号に混入する電磁ノイズと同じものを別途計測して、それを用いて電磁ノイズ同士を相殺させることができる。

【0010】

望ましくは、前記ゲート信号生成手段は、前記心電信信号の振幅が所定の閾値を連続して超えたことを判定することにより前記ゲート信号を生成する。この構成によれば、心電信信号に基づいてゲート信号を生成することができ、その場合に、連続性の条件が付加されているので、心電信信号に含まれるR波を電磁ノイズと誤認してしまう問題を防止できる。

10

【0011】

望ましくは、前記第1参照信号及び前記第2参照信号はともに心電信信号であり、前記心電信信号に基づいて、前記ゲート信号が生成され、かつ、前記ノイズキャンセル処理が実行される。この構成によれば、ダミー信号線のようなものを別途設けることなく、既存の心電信信号を利用して簡便に電磁ノイズのキャンセル処理を行える。

【0012】

本発明は、手術中に使用される電気メスからの電磁ノイズが含まれる心電信信号に基づいてゲート信号を生成するゲート信号生成手段と、前記ゲート信号に基づくノイズキャンセル期間において、超音波の送受波によって得られた複数の受信信号に対して、前記外部機器からの電磁ノイズが含まれるダミー受信信号を用いて、ノイズキャンセル処理を施すノイズキャンセル手段と、前記ノイズキャンセル処理が個別的に施された複数の受信信号を加算してビームデータを出力する加算手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置に関する。

20

【0013】

手術中の超音波診断においては、体腔内挿入型プローブ、特に経食プローブによる超音波診断においては、電気メスからの電磁ノイズが混入しやすく、それが超音波画像上に目障りな画像ノイズを生じさせる。上記構成によればそのような画像ノイズを効果的に低減することができるので、手術中の超音波診断を適正に行える。

【発明の効果】

30

【0014】

以上説明したように、本発明によれば、電磁ノイズに起因する画像ノイズを効果的に低減して超音波画像の画質を高められる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0016】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の要部構成がブロック図として示されている。この超音波診断装置は、経食プローブを有し、食道において超音波の送受波を行って心臓に対する超音波診断を行う装置である。もちろん、本発明は他のタイプの超音波診断装置に対しても適用可能である。

40

【0017】

プローブ10は、上記の経食プローブであり、その挿入管内には複数の信号線12、14が設けられている。図示される各信号線12は送信信号及び受信信号を伝送するための本来の信号線であり、信号線14は電磁ノイズを伝送するためのダミー信号線である。挿入管の先端にはプローブヘッドが設けられ、そのプローブヘッド内には1Dアレイ振動子が設けられている。1Dアレイ振動子は複数の振動素子16により構成される。1Dアレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。電子走査方式としては、電子セクタ走査等が知られている。

【0018】

50

複数の振動素子 16 にはそれぞれ信号線 12 が接続されている。一方、ダミー信号線 14 の先端には、振動素子 16 と電氣的に等価な（同様の電氣的インピーダンスを有する）キャパシタ 18 が接続されている。このキャパシタ 18 は、プローブヘッド内において外部機器、特に電気メスからの電磁ノイズを受信するセンサとして機能する。同様に、ダミー信号線 14 も電磁ノイズを受信するセンサとして機能する。本実施形態においては、このようにダミー振動素子であるキャパシタ 18 及びダミー信号線 14 によって体内において外部からの電磁ノイズが観測されている。ただし、後に説明するように心電信号に含まれる電磁ノイズを利用してノイズキャンセル処理を行うことも可能である。

【0019】

複数の送信器 22 はそれぞれ波形発生器であり、そこから出力された送信信号がアンプ 24 を介して、さらにスイッチ 20 を介して、対応する信号線 12 へ送られる。各アンプ 24 は送信アンプであり、それは電力増幅を行うものである。各スイッチ 20 は送信時において信号線 12 を送信器に接続し、受信時において信号線 12 を受信器へ接続する回路である。複数の送信器 22 及び複数の送信アンプ 24 はそれら全体として送信ビームフォーマを構成するものである。

【0020】

一方、受信ビームフォーマの構成について説明すると、各信号線 12 からの受信信号は各スイッチ 20 を介して、さらに各差動アンプ 26 を介して、対応する A/D 変換器 30 に送られている。各 A/D 変換器 30 の後段には図示されていないメモリ等が設けられており、メモリから読み出された複数の受信信号が加算器 32 において加算される。すなわち、そのような整相加算処理によって受信ビームが構成され、加算器 32 からビームデータとしての整相加算後の受信信号が出力される。

【0021】

本実施形態においては、各チャンネルごとにすなわち各信号線 12 ごとに図示されるように差動アンプ 26 が設けられている。この差動アンプ 26 はノイズキャンセル処理を実行するものであり、以下に説明するように、特定のキャンセル期間内において生成されるキャンセル信号 106 を用いて、受信信号に含まれるノイズ成分を除去するものである。具体的には、キャンセル信号 106 は電磁ノイズそのものにより構成され、受信信号中に含まれる電磁ノイズが、キャンセル信号 106 によって打ち消される。

【0022】

心電計 46 から出力される心電信号 100 は、超音波画像とともに心電波形を表示するために図示されていない画像処理部へ送られており、またその心電信号 100 はノイズキャンセル制御部 44 へ入力されている。ノイズキャンセル制御部 44 の具体的な構成例については後に図 2 を用いて説明するが、このノイズキャンセル制御部 44 は心電信号 100 に含まれる電磁ノイズの期間を特定することによりノイズ発生期間を表すゲート信号 102 を生成する。そのゲート信号 102 はスイッチ部 33 に供給されている。

【0023】

スイッチ部 33 は、図示されるように 2 つのスイッチ回路 34, 36 とアンプ 42 とを含むものである。アンプ 42 はインピーダンス変換を行うための回路である。スイッチ回路 34, 36 はゲート信号 102 がノイズ発生期間を表す場合においてオン動作し、ダミー信号線 14 から出力される受信信号 104 をアンプ 42 の入力側へ接続する。これによりその受信信号 104 がキャンセル信号 106 として各差動アンプ 26 へ送られることになる。一方、ゲート信号 102 がノイズ発生期間外を表している場合、スイッチ回路 34, 36 は信号線 104 及びアンプ 42 の入力側をグランドに接続し、ノイズキャンセル処理が行われなようにする。すなわち、キャンセル信号 106 は実質的に出力されず、これによってノイズ発生部位以外において不必要に受信信号のキャンセル処理が行われてしまう問題が効果的に防止されている。すなわち、本実施形態においては、ノイズキャンセル処理を常時行うことによる問題を解消するために、参照信号に基づいてノイズ発生期間を表すゲート信号を生成しており、そのノイズ発生期間内においてだけ局所的にノイズキャンセル処理が行われている。

10

20

30

40

50

【0024】

図2には、図1に示したノイズキャンセル制御部44の具体的な構成例が示されている。このノイズキャンセル制御部44はゲート信号発生部として機能するものである。心電計46から出力された心電信信号100はローパスフィルタ(LPF)50を通過し、さらにアンプ52において増幅された後にA/D変換器54に入力される。これによってデジタルデータとしての心電信信号が得られる。そのデジタルデータは図示されていない画像表示部へ出力される。一方、心電信信号100はハイパスフィルタ(HPF)56に入力されている。HPF56は心電信信号に含まれる高周波成分だけを通過させる回路であり、これによって電磁ノイズを中心とした成分だけがHPF56から出力される。その成分にはR波も含まれる。コンパレータ58は、HPF56から出力された信号と所定の閾値信号とを比較し、所定の閾値信号よりも心電信信号の振幅が大きい場合に出力パルスを生成する。ここで所定の閾値信号は閾値 α を表すものであり、すなわち、振幅軸方向において電磁ノイズを特定するための閾値処理が行われている。カウンタ60は、所定のクロックに同期して動作するものであり、その入力端子に入力されるパルスのカウントを行う。ただし、送信トリガに同期したリセット信号によって定期的のリセットされる。カウンタ60の出力は比較器62に与えられており、比較器62においては所定の値 n よりも大きなカウント値が入力されている場合にHIの信号を出力する。それが上述したゲート信号102である。

10

【0025】

図2に示した回路の動作を図3に基づいて説明する。(A)には心電信信号が表されている。この心電信信号にはR波100Bが含まれる。さらに電気メスの駆動に起因する電磁ノイズ100Aが含まれる。図2に示したコンパレータ58は、閾値 α を越える振幅が観測された場合に、パルスを出力するものである。その出力パルスが(B)で表されている。(C)にはカウンタ60に入力されるクロックが表されており、(D)には送信繰り返し周期をもったリセットパルスが表されている。さらに、(E)にはカウンタの出力が表されている。(B)で示されるパルスが入力されると、カウンタにおいてそのパルスの個数が計数されるが、(D)に示されるリセットパルスの入力によりカウンタの値がクリアされる。カウンタの出力が(F)に示されている。上述したように、比較器62では n 以上のカウント値が得られた場合にHIの信号が出力されており、ここで n は例えば2である。つまり、(E)で示されるように、カウンタの出力が0または1の場合にはゲート信号102は変化せず、その一方、カウンタの出力が2以上である場合にゲート信号102がHIの状態となる。そのHI状態がノイズ発生期間を表す。

20

30

【0026】

このような回路構成によれば、R波を電磁ノイズとして誤認し、それによって不必要にノイズキャンセル除去の動作が行われてしまう問題を未然に防止できる。その一方において、電磁ノイズの実際の発生期間のうちで初期の数 μs についてはノイズ発生期間外として認識されてしまうことになるが、そのような期間は極めて短い期間であるため、その程度の期間内であればノイズ成分が画像に現れてもほとんど問題にならない。もちろん、R波と電磁ノイズとをより精度よく分離し、電磁ノイズだけを特定する回路構成を採用すれば、電磁ノイズの全体を完全にキャンセルすることも可能である。

40

【0027】

本実施形態においては、心電信信号における振幅軸方向の閾値条件と時間軸方向の回数条件とが組み合わされてゲート信号が生成されていたが、それらの条件に代えて他の条件を採用してもよく、またそれらの条件とともに他の条件を付加するようにしてもよい。例えばR波と電磁ノイズとが周波数軸上において顕著に相違するのであれば、バンドパスフィルタ等を利用して電磁ノイズ成分だけを抽出し、それが発生する期間を特定してゲート信号を生成するようにしてもよい。

【0028】

上述した実施形態においては、第1参照信号として心電信信号が用いられ、第2参照信号としてダミー信号線からの受信信号が利用されていたが、心電信信号だけを第1参照信号及

50

び第2参照信号として利用し、ゲート信号及びキャンセル信号を生成するようにしてもよい。すなわち、図3の(A)に示したように心電信号に顕著に電磁ノイズが現れるのであれば心電信号上において当該電磁ノイズを特定し、それに基づいてゲート信号を生成するとともに、特定された電磁ノイズをキャンセル信号として利用し、それぞれの受信信号に含まれる電磁ノイズを打ち消す処理を行うようにしてもよい。上述した実施形態においては、複数の受信信号に対して個別的にノイズキャンセル処理が行われた上で、受信信号が整相加算処理されていたので、よりノイズ低減効果を図れるという利点がある。すなわち、各受信信号の遅延処理前においてノイズキャンセル処理を行えば電磁ノイズ成分の同時性を確保できるため、その打ち消し効果を高めることが可能である。

【図面の簡単な説明】

10

【0029】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】 図1に示すノイズキャンセル制御部の構成例を示すブロック図である。

【図3】 図2に示した回路の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図4】 超音波画像上に現れる電磁ノイズを説明するための概念図である。

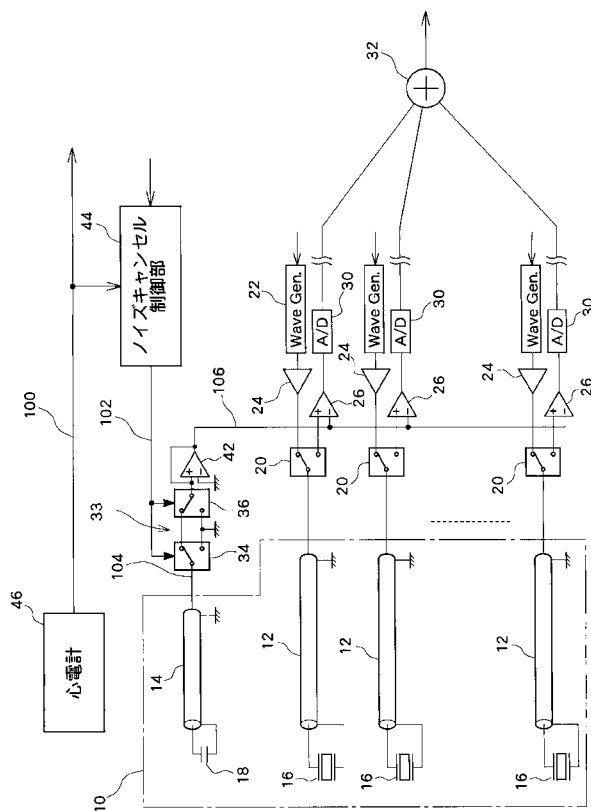
【符号の説明】

【0030】

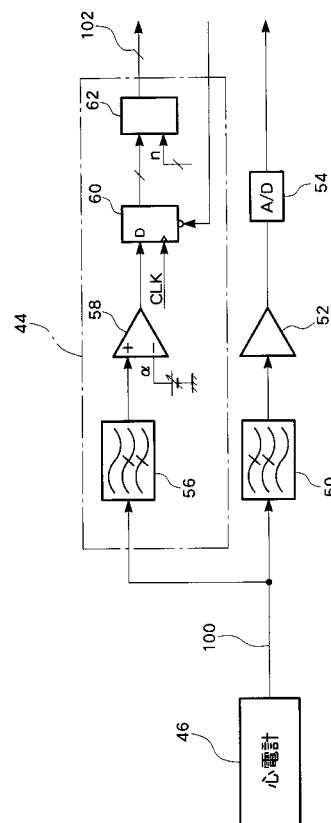
10 プローブ（経食プローブ）、12 信号線、14 ダミー信号線、16 振動素子、18 ダミー振動素子（キャパシタ）、26 ノイズキャンセル回路（差動アンプ）、44 ノイズキャンセル制御部、46 心電計、100 心電信号、102 ゲート信号、106 キャンセル信号。

20

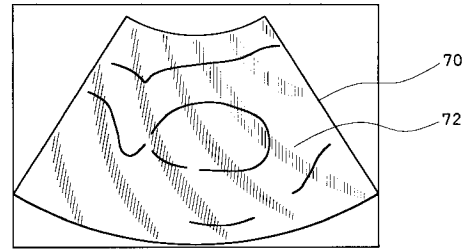
【図1】



【図2】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009261441A	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2008111062	申请日	2008-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE02 4C601/FE01 4C601/FF11 4C601/GB03 4C601/GD09 4C601/JB16 4C601/JB31 4C601/JB45		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP5459975B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波诊断中有效地从接收信号中除去电烙术等电磁噪声。解决方案：探头10设置有虚设信号线14和作为虚设振动元件的电容器18。噪声消除控制部分44基于心电信号100产生指示电磁噪声产生时段的门信号102。在由门信号102指示的噪声产生时段中执行噪声消除处理。具体地说，来自虚设的信号。信号线14用作消除信号106，并且从各个差分放大器26中的接收信号中减去消除信号106

