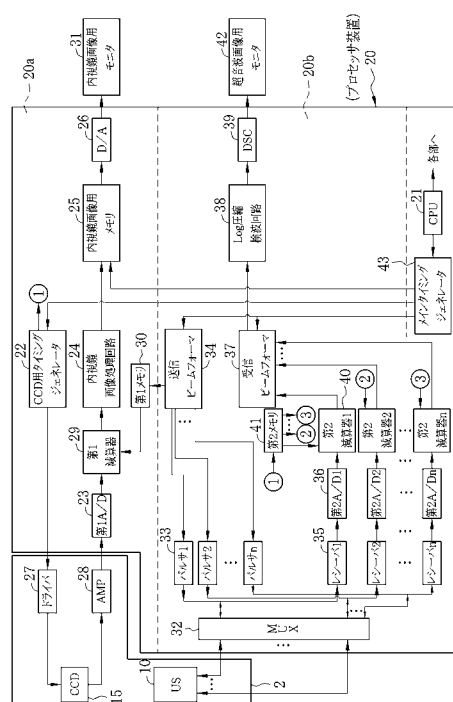




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内の被観察部位の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号を受信して検出信号を出力する超音波トランスデューサとが先端に配された超音波内視鏡を用いた超音波内視鏡システムにおいて、

前記超音波を発生させるための励振パルスによる前記撮像信号への第 1 の干渉ノイズ、および前記撮像信号の取り込みタイミングを制御する駆動制御信号による前記検出信号への第 2 の干渉ノイズをそれぞれ取得する第 1、第 2 ノイズ取得手段と、

前記第 1、第 2 ノイズ取得手段で取得された前記第 1、第 2 の干渉ノイズを、前記撮像信号、および前記検出信号からそれぞれ除去する第 1、第 2 ノイズ除去手段とを備えることを特徴とする超音波内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の干渉ノイズを表す第 1 のノイズ信号を予め記憶する第 1 メモリを有し、

前記第 1 ノイズ取得手段は、前記第 1 メモリから前記第 1 のノイズ信号を取得し、

前記第 1 ノイズ除去手段は、前記第 1 メモリから読み出した前記第 1 のノイズ信号を、前記撮像信号から減算する第 1 減算器であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像信号をデジタル化する第 1 A / D 変換器をさらに備え、

前記第 1 メモリには、デジタルの前記第 1 のノイズ信号が記憶されており、

前記第 1 減算器は、前記第 1 A / D 変換器の後段に設けられ、デジタルの前記第 1 のノイズ信号を、前記第 1 A / D 変換器でデジタル化された前記撮像信号から減算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記撮像信号をデジタル化する第 1 A / D 変換器をさらに備え、

前記第 1 メモリには、デジタルの前記第 1 のノイズ信号が記憶されており、

前記第 1 減算器は、前記第 1 A / D 変換器の前段に設けられ、前記第 1 メモリと前記第 1 減算器の間に介挿された D / A 変換器でアナログ化された前記第 1 のノイズ信号を、前記第 1 A / D 変換器でデジタル化される前のアナログの前記撮像信号から減算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記第 2 の干渉ノイズを表す第 2 のノイズ信号を予め記憶する第 2 メモリを有し、

前記第 2 ノイズ取得手段は、前記第 2 メモリから前記第 2 のノイズ信号を取得し、

前記第 2 ノイズ除去手段は、前記第 2 メモリから読み出した前記第 2 のノイズ信号を、前記検出信号から減算する第 2 減算器であり、

前記検出信号をデジタル化する第 2 A / D 変換器をさらに備え、

前記第 2 メモリには、デジタルの前記第 2 のノイズ信号が記憶されており、

前記第 2 減算器は、前記第 2 A / D 変換器の後段に設けられ、デジタルの前記第 2 のノイズ信号を、前記第 2 A / D 変換器でデジタル化された前記検出信号から減算することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波内視鏡システム。

40

【請求項 6】

前記第 2 ノイズ取得手段は、前記超音波および前記エコー信号の送受信を行っていない前記超音波トランスデューサに接続された信号線であり、

前記第 2 ノイズ除去手段は、前記信号線で拾われた前記第 2 の干渉ノイズを表す第 2 のノイズ信号を、前記検出信号から減算する第 2 減算器であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 7】

前記検出信号をデジタル化する第 2 A / D 変換器をさらに備え、

前記第 2 減算器は、前記第 2 A / D 変換器の後段に設けられ、デジタルの前記第 2 のノイズ信号を、前記第 2 A / D 変換器でデジタル化された前記検出信号から減算することを

50

特徴とする請求項 6 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 8】

前記検出信号をデジタル化する第 2 A / D 変換器をさらに備え、

前記第 2 減算器は、前記第 2 A / D 変換器の前段に設けられ、アナログの前記第 2 のノイズ信号を、前記第 2 A / D 変換器でデジタル化される前のアナログの前記検出信号から減算することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像素子、および超音波トランスデューサが先端に配された超音波内視鏡を用いた超音波内視鏡システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、内視鏡を利用した医療診断が実用化されている。内視鏡の先端には、体腔内の被観察部位の像光を撮像して内視鏡画像を得るための CCD などの撮像素子が配されている。このような内視鏡には、撮像素子だけでなく、被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号を受信して検出信号を出力する超音波トランスデューサが先端に配された、いわゆる超音波内視鏡がある。

【0003】

超音波内視鏡では、撮像素子と超音波トランスデューサとが近接して設けられ、これらに接続される配線も近接して引き回されているため、撮像素子から出力される撮像信号が超音波トランスデューサを励振させるための励振パルスによりノイズを受け易く、また、撮像素子の駆動を制御する駆動制御信号が超音波トランスデューサで出力された検出信号にノイズを与えるという相互干渉によって、内視鏡画像または超音波画像にノイズが発生するという問題があった。

20

【0004】

上記問題を解決するために、ダミーの超音波トランスデューサおよびダミー同軸ケーブルを設け、本物の超音波トランスデューサおよび同軸ケーブルとの双方に発生したノイズ成分を差動アンプにより相殺または低減することで、検出信号の S / N 比を向上させた体腔内超音波診断装置が提案されている（特許文献 1 参照）。

30

【0005】

また、フットスイッチの操作に応じて内視鏡画像および超音波画像の取得を選択し、選択されていない側の駆動を止めるようにしてノイズの発生を防ぎ、駆動を止めた側の画像は駆動を止める直前の画像を表示するようにした電子内視鏡装置が提案されている（特許文献 2 参照）。この特許文献 2 では、内視鏡画像または超音波画像のフレーム、フィールド、あるいは水平走査線を単位として、これらの比率を観察の中心となる画像に応じて変化させることも述べられている。

【特許文献 1】特開平 6 - 63044 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 169888 号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献 1 に記載の技術では、本物の超音波トランスデューサと抵抗成分が同じダミーの超音波トランスデューサを配置するか、超音波トランスデューサの一部を遮音部材で音響的に遮断してダミーの超音波トランスデューサとして用いるかしなければならず、超音波トランスデューサを複数配列したアレイタイプの超音波内視鏡に採用しようとした場合、新たに部品を追加するスペースがないため、実現性に乏しいという問題があった。

【0007】

また、特許文献 2 に記載の技術では、フットスイッチで選択されなかった方の画像は静止画だけとなる。また、内視鏡画像または超音波画像のフレーム、フィールド、あるいは

50

水平走査線を単位として、これらの比率を観察の中心となる画像に応じて変化させた場合は、どちらの画像も動画像が出力されるが、然程重要視されない画像についても通常と同様の画像処理を施しているため、その分の処理に掛かる電力を無駄に消費していた。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、正確な医療診断に供する高品質な内視鏡画像および超音波画像を、低コスト且つ画像の更新レートを損ねることなく得ることができる超音波内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明は、体腔内の被観察部位の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号を受信して検出信号を出力する超音波トランスデューサとが先端に配された超音波内視鏡を用いた超音波内視鏡システムにおいて、前記超音波を発生させるための励振パルスによる前記撮像信号への第1の干渉ノイズ、および前記撮像信号の取り込みタイミングを制御する駆動制御信号による前記検出信号への第2の干渉ノイズをそれぞれ取得する第1、第2ノイズ取得手段と、前記第1、第2ノイズ取得手段で取得された前記第1、第2の干渉ノイズを、前記撮像信号、および前記検出信号からそれぞれ除去する第1、第2ノイズ除去手段とを備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 0 】

前記第1の干渉ノイズを表す第1のノイズ信号を予め記憶する第1メモリを有し、前記第1ノイズ取得手段は、前記第1メモリから前記第1のノイズ信号を取得し、前記第1ノイズ除去手段は、前記第1メモリから読み出した前記第1のノイズ信号を、前記撮像信号から減算する第1減算器であることが好ましい。

20

【 0 0 1 1 】

上記の場合、前記撮像信号をデジタル化する第1A/D変換器をさらに備え、前記第1メモリには、デジタルの前記第1のノイズ信号が記憶されており、前記第1減算器は、前記第1A/D変換器の後段に設けられ、デジタルの前記第1のノイズ信号を、前記第1A/D変換器でデジタル化された前記撮像信号から減算することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

あるいは、前記撮像信号をデジタル化する第1A/D変換器をさらに備え、前記第1メモリには、デジタルの前記第1のノイズ信号が記憶されており、前記第1減算器は、前記第1A/D変換器の前段に設けられ、前記第1メモリと前記第1減算器の間に介挿されたD/A変換器でアナログ化された前記第1のノイズ信号を、前記第1A/D変換器でデジタル化される前のアナログの前記撮像信号から減算することが好ましい。

30

【 0 0 1 3 】

前記第2の干渉ノイズを表す第2のノイズ信号を予め記憶する第2メモリを有し、前記第2ノイズ取得手段は、前記第2メモリから前記第2のノイズ信号を取得し、前記第2ノイズ除去手段は、前記第2メモリから読み出した前記第2のノイズ信号を、前記検出信号から減算する第2減算器であり、前記検出信号をデジタル化する第2A/D変換器をさらに備え、前記第2メモリには、デジタルの前記第2のノイズ信号が記憶されており、前記第2減算器は、前記第2A/D変換器の後段に設けられ、デジタルの前記第2のノイズ信号を、前記第2A/D変換器でデジタル化された前記検出信号から減算することが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

あるいは、前記第2ノイズ取得手段は、前記超音波および前記エコー信号の送受信を行っていない前記超音波トランスデューサに接続された信号線であり、前記第2ノイズ除去手段は、前記信号線で拾われた前記第2の干渉ノイズを表す第2のノイズ信号を、前記検出信号から減算する第2減算器であることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

上記の場合、前記検出信号をデジタル化する第2A/D変換器をさらに備え、前記第2

50

減算器は、前記第 2 A / D 変換器の後段に設けられ、デジタルの前記第 2 のノイズ信号を、前記第 2 A / D 変換器でデジタル化された前記検出信号から減算することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

あるいは、前記検出信号をデジタル化する第 2 A / D 変換器をさらに備え、前記第 2 減算器は、前記第 2 A / D 変換器の前段に設けられ、アナログの前記第 2 のノイズ信号を、前記第 2 A / D 変換器でデジタル化される前のアナログの前記検出信号から減算することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

本発明の超音波内視鏡システムによれば、超音波を発生させるための励振パルスによる撮像信号への第 1 の干渉ノイズ、および撮像信号の取り込みタイミングを制御する駆動制御信号による検出信号への第 2 の干渉ノイズをそれぞれ取得する第 1、第 2 ノイズ取得手段と、第 1、第 2 ノイズ取得手段で取得された第 1、第 2 の干渉ノイズを、撮像信号、および検出信号からそれぞれ除去する第 1、第 2 ノイズ除去手段とを備えるので、配線の本数を多くすることなく、内視鏡画像および超音波画像へのノイズの発生を抑制することができる。したがって、正確な医療診断に供する高品質な内視鏡画像および超音波画像を、低コスト且つ画像の更新レートを損ねることなく得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 8 】

図 1 および図 2 において、超音波内視鏡 2 の先端 2 a には、超音波トランスデューサアレイ（U S と表現する場合がある。図 3 参照）1 0 が配設されている。超音波トランスデューサアレイ 1 0 は、凸状に形成された台座 1 1 上に、複数の超音波トランスデューサ 1 2 が二次元アレイ状に配列されてなる。

【 0 0 1 9 】

超音波トランスデューサ 1 2 は、例えば、P Z T（Pb(lead) zirconate titanate；チタン酸ジルコン酸鉛）や、P V D F（polyvinylidene difluoride；ポリフッ化ビニリデン）などの圧電体厚膜の両面に電極を形成してなる。両電極に電圧が印加されると、圧電体が振動して超音波を発生し、これにより被検体の被観察部位に超音波が照射される。そして、後述するマルチプレクサ（以下、M U X と略す。図 3 参照）3 2 で、複数の超音波トランスデューサ 1 2 を順次駆動させることで、被観察部位に超音波が走査される。また、被観察部位からのエコー信号を受信すると、圧電体が振動して電圧を発生し、この電圧が検出信号として出力される。

【 0 0 2 0 】

先端 2 a に接続されたシース 1 3 の上部には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 1 4 と、像光を撮像して撮像信号を出力する C C D 1 5 とが搭載され、中央部には、穿刺針 1 6 が挿通される穿刺針用チャンネル 1 7 が設けられている。

【 0 0 2 1 】

また、シース 1 3 の上部および下部には、プロセッサ装置 2 0（図 3 参照）と、超音波トランスデューサアレイ 1 0 および C C D 1 5 とを電氣的に接続するアレイ用配線ケーブル 1 8 および C C D 用配線ケーブル 1 9 が、穿刺針用チャンネル 1 7 を挟むように挿通されている。なお、煩雑を避けるために図示はしていないが、超音波トランスデューサ 1 2 同士の隙間には、エポキシ樹脂からなる充填材が充填されている。また、超音波トランスデューサアレイ 1 0 上には、シリコン樹脂などからなり、超音波トランスデューサアレイ 1 0 から発せられる超音波を体腔内の被観察部位に向けて収束させる音響レンズが取り付けられている。

【 0 0 2 2 】

図 3 において、超音波内視鏡 2 とともに本発明の超音波内視鏡システムを構成するプロセッサ装置 2 0 は、内視鏡用プロセッサ部 2 0 a と、超音波用プロセッサ部 2 0 b とから構成され、C P U 2 1 により全体の動作を統括的に制御される。内視鏡用プロセッサ部 2 0 a には、C C D 用タイミングジェネレータ 2 2、第 1 A / D 変換器（第 1 A / D）2 3

10

20

30

40

50

、内視鏡画像処理回路 24、内視鏡画像用メモリ 25、および D/A 変換器 (D/A) 26 が設けられている。

【0023】

超音波内視鏡 2 内の CCD 15 の近傍には、ドライバ 27 および AMP 28 が設けられている。ドライバ 27 は、CCD 用タイミングジェネレータ 22 から送信される垂直、水平転送クロックに基づいて、CCD 15 で出力される撮像信号を、周知の垂直転送路、水平転送路を介して転送するための駆動制御信号を CCD 15 に送信し、撮像信号を取り込むタイミングを制御する。AMP 28 は、CCD 15 から出力された撮像信号を増幅する。AMP 28 で増幅された撮像信号は、第 1 A/D 23 で A/D 変換が施され、デジタル化される。

10

【0024】

第 1 A/D 23 には、第 1 減算器 29 が接続されている。第 1 減算器 29 には、第 1 メモリ 30 が接続されている。第 1 メモリ 30 には、暗所を CCD 15 で撮像して、後述する励振パルスを送信したときに出力された撮像信号、すなわち、励振パルスによる撮像信号への第 1 の干渉ノイズを表すデジタルの第 1 のノイズ信号が記憶されている。

【0025】

第 1 メモリ 30 には、後述する送信ビームフォーマ 34 が接続されている。第 1 メモリ 30 は、送信ビームフォーマ 34 による励振パルスの送信タイミングに同期して、第 1 のノイズ信号を第 1 減算器 29 に出力する。第 1 減算器 29 は、励振パルスの送信タイミングに合わせて、第 1 A/D 23 から出力されたデジタルの撮像信号から、第 1 のノイズ信号を減算する。

20

【0026】

内視鏡画像処理回路 24 は、第 1 A/D 23 でデジタル化されて第 1 減算器 29 で第 1 のノイズ信号が減算された撮像信号に対して、階調変換、ホワイトバランス調整、γ 補正などの各種画像処理を施した後、テレビ信号の走査方式 (NTSC 方式) に変換する。

【0027】

内視鏡画像用メモリ 25 は、内視鏡画像処理回路 24 から出力されるテレビ信号を一時的に格納する。D/A 26 は、内視鏡画像用メモリ 25 からのテレビ信号に対して D/A 変換を施し、テレビ信号をアナログ化する。D/A 26 でアナログ化されたテレビ信号は、内視鏡画像用モニタ 31 に内視鏡画像として表示される。

30

【0028】

一方、超音波用プロセッサ部 20b には、MUX 32、パルサ 33、送信ビームフォーマ 34、レシーバ 35、第 2 A/D 変換器 (第 2 A/D) 36、受信ビームフォーマ 37、Log 圧縮検波回路 38、および DSC 39 が設けられている。

【0029】

MUX 32 は、複数の超音波トランスデューサ 12 の中から、駆動させる超音波トランスデューサ 12 を選択して、これを切り替える。具体的には、例えば、超音波トランスデューサ 12 が 256 個配されている場合、256 個の超音波トランスデューサ 12 のうち、隣接する 96 個の超音波トランスデューサ 12 を 1 つのブロックとして同時に駆動させるように選択し、超音波およびエコー信号の 1 回の送受信毎に、駆動させる超音波トランスデューサ 12 を 1 ~ 数個ずつずらす。

40

【0030】

パルサ 33 は、MUX 32 で選択されて同時に駆動される超音波トランスデューサ 12 の個数分 (上記の例でいえば 96 個分) 設けられており、送信ビームフォーマ 34 から送信される駆動パルスに基づいて、MUX 32 を介して、超音波トランスデューサ 12 に超音波を発生させるための励振パルス (パルス電圧) を送信する。

【0031】

レシーバ 35 は、体腔内の被観察部位からのエコー信号により超音波トランスデューサ 12 から出力された検出信号を受信し、これを増幅する。第 2 A/D 36 は、レシーバ 35 からの検出信号に対して A/D 変換を施し、検出信号をデジタル化する。

50

【 0 0 3 2 】

第 2 A / D 3 6 には、第 2 減算器 4 0 が接続されている。第 2 減算器 4 0 には、第 2 メモリ 4 1 が接続されている。第 2 メモリ 4 1 には、超音波トランスデューサ 1 2 を駆動させない状態で、ドライバ 2 7 から C C D 1 5 に駆動制御信号を送信したときに出力された検出信号、すなわち、駆動制御信号による検出信号への第 2 の干渉ノイズを表すデジタルの第 2 のノイズ信号が記憶されている。

【 0 0 3 3 】

第 2 メモリ 4 1 には、C C D 用タイミングジェネレータ 2 2 が接続されている。第 2 メモリ 4 1 は、C C D 用タイミングジェネレータ 2 2 による駆動制御信号の送信タイミングに同期して、第 2 のノイズ信号を第 2 減算器 4 0 に出力する。第 2 減算器 4 0 は、駆動制御信号の送信タイミングに合わせて、第 2 A / D 3 6 から出力されたデジタルの検出信号から、第 2 のノイズ信号を減算する。なお、レシーバ 3 5、第 2 A / D 3 6、および第 2 減算器 4 0 は、パルサ 3 3 と同様に、M U X 3 2 で選択されて同時に駆動される超音波トランスデューサ 1 2 の個数分設けられている。つまり、M U X 3 2 で選択された一つの超音波トランスデューサ 1 2 に対して、一対のパルサ 3 3 およびレシーバ 3 5 が接続され、超音波の送受信毎にパルサ 3 3 およびレシーバ 3 5 が切り替えられる。

【 0 0 3 4 】

受信ビームフォーマ 3 7 は、第 2 A / D 3 6 でデジタル化されて第 2 減算器 4 0 で第 2 のノイズ信号が減算された検出信号に対して、位相整合演算を施す。L o g 圧縮検波回路 3 8 は、受信ビームフォーマ 3 7 から出力される検出信号の振幅を検波し、対数圧縮を施す。L o g 圧縮検波回路 3 8 から出力された検出信号は、メモリ（図示せず）に一旦格納される。

【 0 0 3 5 】

D S C 3 9 は、メモリに格納されたデジタルの検出信号をテレビ信号に変換する。D S C 3 9 で変換されたテレビ信号は、D / A 変換器（図示せず）で D / A 変換が施され、超音波画像用モニタ 4 2 に超音波画像として表示される。

【 0 0 3 6 】

C C D 用タイミングジェネレータ 2 2、および送信ビームフォーマ 3 4 は、C P U 2 1 に接続されたメインタイミングジェネレータ 4 3 からの同期信号によって同期駆動される。メインタイミングジェネレータ 4 3 は、内視鏡画像用メモリ 2 5、および受信ビームフォーマ 3 7 にも接続しており、これらのデータ書き込み・読み出しタイミングも管理している。

【 0 0 3 7 】

超音波内視鏡 2 の挿入部が体腔内に挿入され、内視鏡画像を取得する指示がなされると、C C D 1 5 により対物光学系 1 4 からの体腔内の像光が撮像され、ドライバ 2 7 により制御される取り込みタイミングに合わせて、C C D 1 5 から撮像信号が出力される。

【 0 0 3 8 】

C C D 1 5 から出力された撮像信号は、A M P 2 8 で増幅され、第 1 A / D 2 3 で A / D 変換されてデジタル化される。第 1 A / D 2 3 でデジタル化された撮像信号は、第 1 減算器 2 9 で、励振パルスの送信タイミングに合わせて第 1 メモリ 3 0 から読み出された第 1 のノイズ信号が減算される。これにより、励振パルスによる撮像信号への第 1 の干渉ノイズが除去される。

【 0 0 3 9 】

第 1 減算器 2 9 で第 1 のノイズ信号が減算された撮像信号は、内視鏡画像処理回路 2 4 で階調変換、ホワイトバランス調整、γ補正などの各種画像処理が施された後、テレビ信号の走査方式に変換される。

【 0 0 4 0 】

内視鏡画像処理回路 2 4 から出力されたテレビ信号は、内視鏡画像用メモリ 2 5 に一時的に格納され、D / A 2 6 で D / A 変換が施されてアナログ化される。D / A 2 6 でアナログ化されたテレビ信号は、内視鏡画像用モニタ 3 1 に内視鏡画像として表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

一方、超音波画像を取得する指示がなされると、送信ビームフォーマ34からの駆動パルスに基づいて、MUX32で選択された超音波トランスデューサ12にパルス33から励振パルスが送信される。これにより超音波トランスデューサ12が励振され、超音波トランスデューサ12から体腔内の被観察部位に超音波が照射される。体腔内の被観察部位からは、照射された超音波に応じたエコー信号が反射される。

【 0 0 4 2 】

体腔内の被観察部位からのエコー信号は、超音波トランスデューサ12で受信され、これにより超音波トランスデューサ12から検出信号が出力される。超音波トランスデューサ12から出力された検出信号は、レシーバ35で受信されて増幅され、第2A/D36でA/D変換が施されてデジタル化される。超音波およびエコー信号の1回の送受信が終了すると、MUX32により駆動させる超音波トランスデューサ12が切り替えられて上記同様の処理が施され、これにより被観察部位に超音波が走査される。

10

【 0 0 4 3 】

第2A/D36でデジタル化された検出信号は、第2減算器40で、駆動制御信号の送信タイミングに合わせて第2メモリ41から読み出された第2のノイズ信号が減算される。これにより、駆動制御信号による検出信号への第2の干渉ノイズが除去される。

【 0 0 4 4 】

第2減算器40で第2のノイズ信号が減算された検出信号は、受信ビームフォーマ37で位相整合演算が施された後、Log圧縮検波回路38で検波、対数圧縮が施され、DSC39でテレビ信号に変換される。DSC39で変換されたテレビ信号は、D/A変換後、超音波画像用モニタ42に超音波画像として表示される。

20

【 0 0 4 5 】

以上詳細に説明したように、励振パルスによる撮像信号への第1の干渉ノイズ、および駆動制御信号による検出信号への第2の干渉ノイズを表す第1、第2のノイズ信号を、予め第1、第2メモリ30、41に記憶させておき、第1、第2減算器29、40で、励振パルス、および駆動制御信号の送信タイミングに合わせて、撮像信号、および検出信号から第1、第2のノイズ信号を減算するので、内視鏡画像、および超音波画像がノイズで乱れることがない。また、両画像の更新レートを損なうこともない。

【 0 0 4 6 】

なお、第1A/D23としては、通常使用される映像用A/D変換器よりもダイナミックレンジが広く、且つ処理時間が高速なものを採用することが好ましい。

30

【 0 0 4 7 】

上記実施形態では、第1A/D23の後段に第1減算器29を接続し、デジタル化された撮像信号からデジタルの第1のノイズ信号を減算するようにしているが、図4に示すように、第1A/D23の前段に第1減算器29を接続してもよい。この場合、第1減算器29と第1メモリ30との間に、D/A変換器(D/A)50を介挿する。そして、第1メモリ30から読み出された第1のノイズ信号を、D/A50でD/A変換してアナログ化し、これを第1減算器29で撮像信号から減算する。なお、D/A50としては、第1A/D23よりも処理時間が高速なもの、例えば、100MHz程度の動作周波数を有するものを用いることが好ましい。

40

【 0 0 4 8 】

また、上記実施形態では、第2のノイズ信号を第2メモリ41に記憶させ、第2減算器40で検出信号から減算しているが、図5に示すように、超音波およびエコー信号の送受信を行っていない未使用chの超音波トランスデューサ12に接続された信号線60で第2のノイズ信号を拾い、これを第2減算器40で検出信号から減算するようにしてもよい。信号線60で拾われた第2のノイズ信号は、第2減算器40に入力され、MUX32で選択駆動されている使用chの超音波トランスデューサ12から出力された検出信号から第2減算器40で減算される。

【 0 0 4 9 】

50

また、図 6 に示すように、第 2 減算器 40 を第 2 A / D 36 の前段に設け、アナログの検出信号から第 2 のノイズ信号を減算するようにしてもよい。但し、この場合、第 2 のノイズ信号が入力される信号線 70 には、第 2 減算器 40 に入力する第 2 のノイズ信号のゲインを調整するための AMP 71 が介挿される。このようにすれば、第 2 メモリ 41 を設けることなく、既存の信号線 60 を用いて第 2 の干渉ノイズを除去することができ、部品コストを抑えることができる。なお、パルス 33 およびレシーバ 35 に接続されている Tx / Rx 61 は、送受信を切り替えるための切り替え回路である。

【0050】

なお、図 7 ~ 図 9 に示すように、超音波トランスデューサアレイ 10 や CCD 15 に接続される配線の仕方を工夫することで、干渉ノイズを防ぐようにしてもよい。すなわち、図 7 に示すように、撮像信号を伝送する信号線 80 を、AMP 28 の後段で二重シールドケーブル 81 とし、第 1 の干渉ノイズを除去する。あるいは、図 8 に示すように、CCD 15 からの + - の出力を信号線 90 a、90 b でそれぞれ取り出して、AMP 91 a、91 b でそれぞれ増幅するようにする。そして、信号線 90 a、90 b を、AMP 91 a、91 b の後段で二重シールドケーブル 92 とし、差動増幅器 93 の入力端にそれぞれ接続する。このようにすれば、差動増幅器 93 から出力される撮像信号は、第 1 の干渉ノイズが除去されたものとなる。

【0051】

さらに、図 9 に示すように、撮像信号を伝送する信号線 80 を、AMP 28 の後段でシールドケーブル 100 とし、駆動制御信号を伝送する信号線 101 を、ドライバ 27 の前段で二重シールドケーブル 102 とする。そして、検出信号を伝送する信号線 103 を、多芯二重シールドケーブル 104 とする。これにより、第 1、第 2 の干渉ノイズを除去することができる。

【0052】

上記実施形態では、超音波トランスデューサ 12 が二次元アレイ状に配列されたコンベックス電子走査方式の超音波内視鏡 2 を例示して説明したが、一次元アレイ状に配列されたものや、ラジアル電子走査方式などの他の走査方式を採用した超音波内視鏡についても、本発明は適用することが可能である。また、内視鏡用と超音波用を兼用したプロセッサ装置 20 を用い、内視鏡画像用、超音波画像用に個別のモニタ 31、42 を用意しているが、プロセッサ装置、およびモニタの構成はこれに限定されず、内視鏡用と超音波用で別々のプロセッサ装置を用いてもよいし、モニタを 1 台にして 2 画面に分割して画像を表示してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図 1】超音波内視鏡の先端の構成を示す拡大断面図である。

【図 2】超音波内視鏡の先端の構成を示す平面図である。

【図 3】本発明の超音波内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 4】別の実施形態を示す回路図である。

【図 5】別の実施形態を示す回路図である。

【図 6】さらに別の実施形態を示す回路図である。

【図 7】撮像信号を伝送する信号線を二重シールドケーブルとした例を示す説明図である。

【図 8】撮像信号を伝送する信号線をツイステッドペアケーブルとし、差動増幅器に接続した例を示す説明図である。

【図 9】撮像信号を伝送する信号線、駆動制御信号を伝送する信号線、および検出信号を伝送する信号線を、それぞれシールドケーブル、二重シールドケーブル、および多芯二重シールドケーブルとした例を示す説明図である。

【符号の説明】

【0054】

2 超音波内視鏡

10

20

30

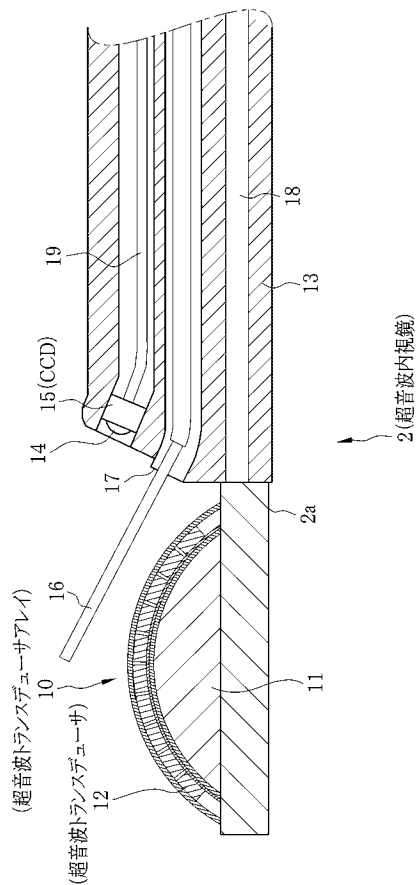
40

50

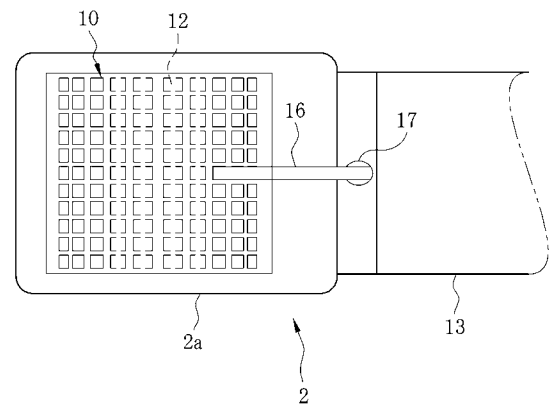
- 10 超音波トランスデューサアレイ
- 12 超音波トランスデューサ
- 15 CCD
- 20 プロセッサ装置
- 21 CPU
- 23 第1 A / D 変換器 (第 1 A / D)
- 29 第 1 減算器
- 30 第 1 メモリ
- 36 第 2 A / D 変換器 (第 2 A / D)
- 40 第 2 減算器
- 41 第 2 メモリ
- 50 D / A 変換器 (D / A)
- 60 信号線

10

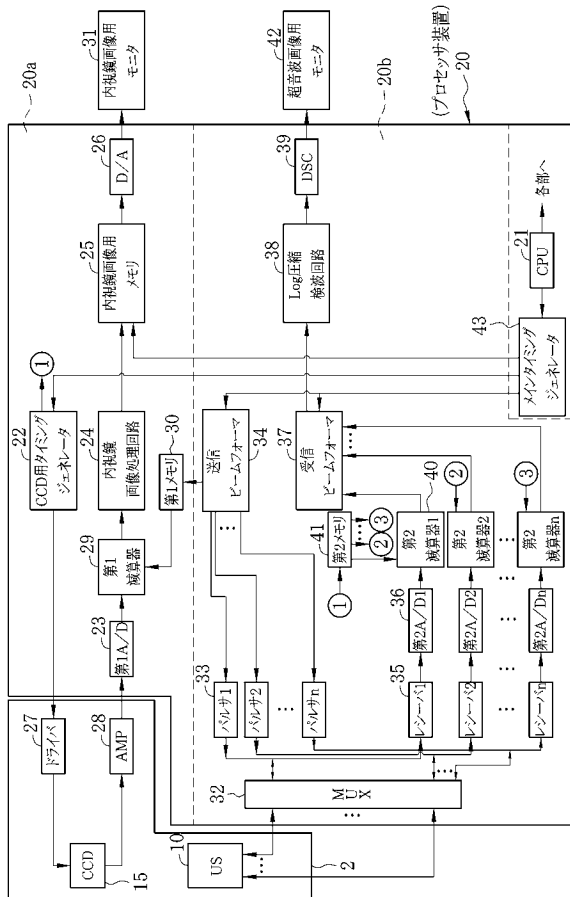
【 図 1 】



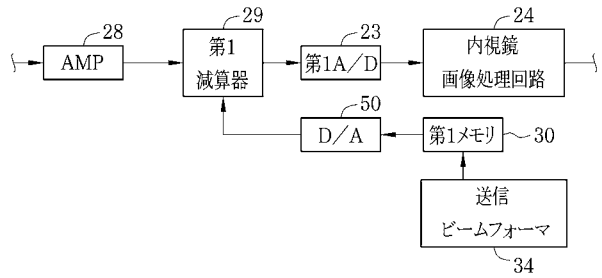
【 図 2 】



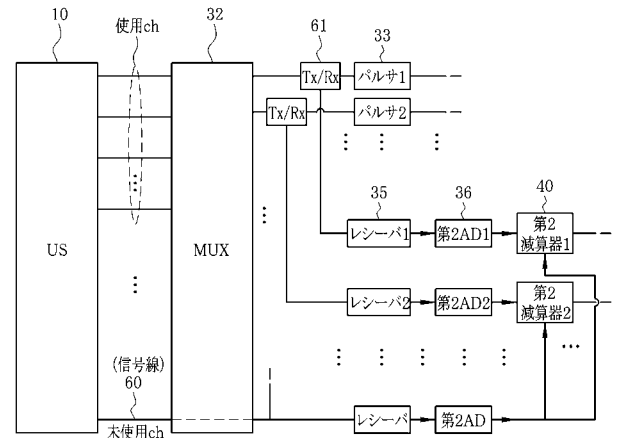
【図 3】



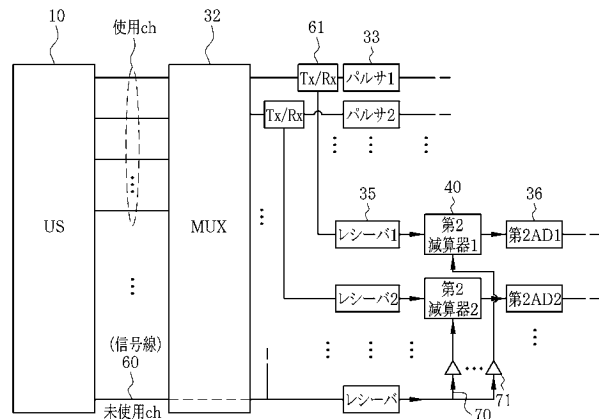
【図 4】



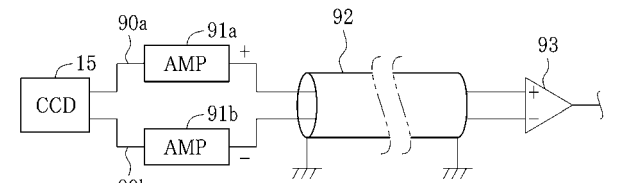
【図 5】



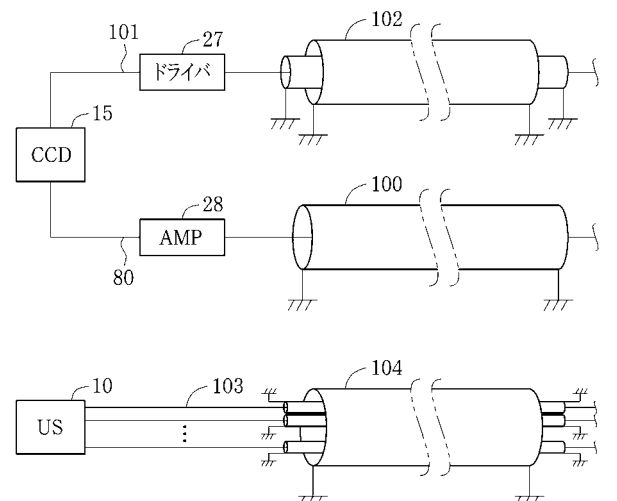
【図 6】



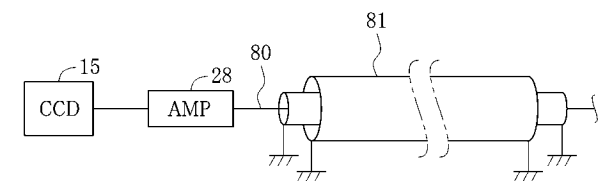
【図 8】



【図 9】



【図 7】



专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008245705A	公开(公告)日	2008-10-16
申请号	JP2007087588	申请日	2007-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/00.530 A61B1/045.611		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS11 4C061/SS22 4C061/WW16 4C601/EE02 4C601/FE02 4C601/GA02 4C601/GA04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GD09 4C601/JB45 4C161/CC06 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS11 4C161/SS22 4C161/WW16		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不损害图像更新率的情况下，以低成本获得高质量的内窥镜图像和超声图像，以进行准确的医学诊断。超声波内窥镜系统的处理器装置（20）包括：第一存储器（30），该第一存储器预先存储表示激励脉冲对成像信号的第一干扰噪声的第一噪声信号；以及第一减法器（30）。第一减法器29从成像信号中减去读取的第一噪声信号，第二存储器41预先存储第二噪声信号，该第二噪声信号表示驱动控制信号对检测信号的第二干扰噪声。第二减法器40，用于从检测信号中减去从第二存储器41读取的第二噪声信号。第一和第二减法器29和40与激励脉冲和驱动控制信号的发送定时同步地分别从成像信号和检测信号中减去第一和第二噪声信号。[选择图]图3

