

(11)特許出願公開番号

特開2007-215748

(P2007-215748A)

(43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-39470 (P2006-39470)

(22) 出願日 平成18年2月16日 (2006. 2. 16)

(71) 出願人 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(74) 代理人 100095234

弁理士 飯嶋 茂

(74) 代理人 100117536

弁理士 小林 英了

(72) 発明者 佐藤 智夫

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士写真フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE02 FE02 GB04 GD09

GD14 HH12

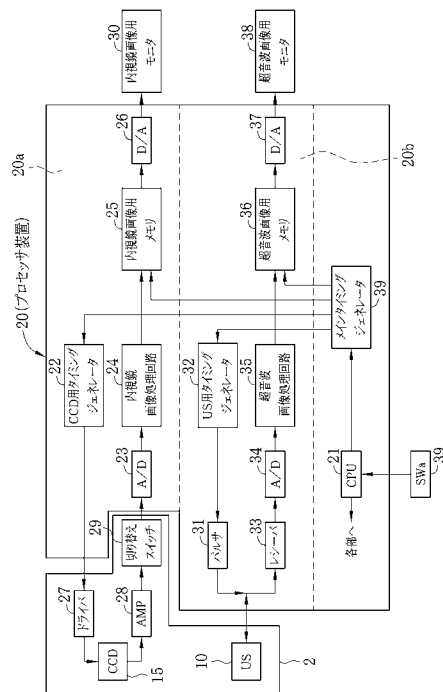
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】超音波内視鏡システムを構成する超音波プローブ２、およびプロセッサ装置２０は、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をＣＣＤ１５に出力するドライバ２７、および超音波を発生させるための励振パルスを超音波トランスデューサ１２に出力するパルサ３１を備える。ドライバ２７は、パルサ３１から励振パルスが出力される期間 T_{US} に、駆動制御信号の発信を中断する。励振パルスの出力が終了すると、ドライバ２７は、再び駆動制御信号をＣＣＤ１５に出力する。また、 T_{US} では、切り替えスイッチ２９がオフし、ＡＭＰ２８とＡ／Ｄ２３との接続を切断する。

【選択図】 図 3



【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受信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を前記撮像素子に出力するドライバと、

前記超音波を発生させるための励振パルスを前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、

前記ドライバは、前記駆動制御信号による前記受信信号への干渉、または、前記励振パルスによる前記撮像信号への干渉を低減するように、前記駆動制御信号の発信を所定期間中断することを特徴とする超音波内視鏡システム。 10

【請求項 2】

前記撮像信号を伝送する伝送路の接続、切断を切り替える切り替え手段を備え、

前記切り替え手段は、前記所定期間に前記伝送路を切断す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】

前記所定期間は、前記励振パルスが出力される期間であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 4】

前記所定期間は、前記受信信号のうち、前記駆動制御信号の干渉を受ける深部からのエコー信号による受信信号を出力している期間であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波内視鏡システム。 20

【請求項 5】

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受信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を前記撮像素子に出力するドライバと、

前記超音波を発生させるための励振パルスを前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、 30

前記ドライバは、前記励振パルスが出力される期間、前記駆動制御信号の発信を中断することを特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 6】

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受信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を前記撮像素子に出力するドライバと、

前記超音波を発生させるための励振パルスを前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、 40

前記ドライバは、前記受信信号のうち、前記駆動制御信号の干渉を受ける深部からのエコー信号による受信信号を出力している期間、前記駆動制御信号の発信を中断することを特徴とする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。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

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超音波画像を得るための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。

【 0 0 0 3 】

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受信したエコー信号により出力される受信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。

【 0 0 0 4 】

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、受信信号の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）。

【 0 0 0 5 】

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】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

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では、配線の本数が多くなるため、内視鏡挿入部が太くなって患者への負担が増すという問題があるが、特許文献１に記載の技術を採用した場合、ダミー用の配線のために益々配線の本数が多くなってしまふ。また、本物の同軸ケーブルとほぼインピーダンスの等しいダミー同軸ケーブルを用意する必要があり、超音波トランスデューサの個数が多くなると実現性に乏しいという問題があった。

【 0 0 0 7 】

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、差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、請求項１に記載の発明は、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

10

20

30

40

50

エコー信号を受信して受信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を前記撮像素子に出力するドライバと、前記超音波を発生させるための励振パルスを実行する前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、前記ドライバは、前記駆動制御信号による前記受信信号への干渉、または、前記励振パルスによる前記撮像信号への干渉を低減するように、前記駆動制御信号の発信を所定期間中断することを特徴とする。

【0010】

なお、前記撮像信号を伝送する伝送路の接続、切断を切り替える切り替え手段を備え、前記切り替え手段は、前記所定期間に前記伝送路を切断することが好ましい。

10

【0011】

前記所定期間は、前記励振パルスが出力される期間であることが好ましい。あるいは、前記所定期間は、前記受信信号のうち、前記駆動制御信号の干渉を受ける深部からのエコー信号による受信信号を出力している期間であることが好ましい。

【0012】

請求項5に記載の発明は、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受信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を実行する前記撮像素子に出力するドライバと、前記超音波を発生させるための励振パルスを実行する前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、前記ドライバは、前記励振パルスが出力される期間、前記駆動制御信号の発信を中断することを特徴とする。

20

【0013】

請求項6に記載の発明は、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受信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を実行する前記撮像素子に出力するドライバと、前記超音波を発生させるための励振パルスを実行する前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、前記ドライバは、前記受信信号のうち、前記駆動制御信号の干渉を受ける深部からのエコー信号による受信信号を出力している期間、前記駆動制御信号の発信を中断することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明の超音波内視鏡システムによれば、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を実行する前記撮像素子に出力するドライバと、超音波を発生させるための励振パルスを実行する前記超音波トランスデューサに出力するパルスとを備え、ドライバは、駆動制御信号による受信信号への干渉、または、励振パルスによる撮像信号への干渉を低減するように、駆動制御信号の発信を所定期間中断するので、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。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

図1および図2において、超音波内視鏡2の先端2aには、超音波トランスデューサアレイ（図面上でUSと表現する場合がある。図3参照）10が配設されている。この超音波トランスデューサアレイ10には、凸状に形成された台座11上に、複数の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てなる、いわゆるコンベックス電子走査方式が採用されている。

【0016】

先端2aに接続されたシース13の上部には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むた

50

めの対物光学系 14 と、像光を撮像して撮像信号を出力する CCD 15 とが搭載され、中央部には、穿刺針 16 が挿通される穿刺針用チャンネル 17 が設けられている。

【0017】

また、シース 13 の上部および下部には、プロセッサ装置 20 (図 3 参照) と、超音波トランスデューサアレイ 10 および CCD 15 とを電氣的に接続するアレイ用配線ケーブル 18 および CCD 用配線ケーブル 19 が、穿刺針用チャンネル 17 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 12 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 10 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 10 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。 10

【0018】

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 20 は、内視鏡用プロセッサ部 20a と、超音波用プロセッサ部 20b とから構成され、CPU 21 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 20a には、CCD 用タイミングジェネレータ 22、A/D 変換器 (A/D) 23、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。

【0019】

超音波内視鏡 2 内の CCD 15 の近傍には、ドライバ 27 と、AMP 28 および切り替えスイッチ 29 とが設けられている。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。 20

【0020】

AMP 28 は、CCD 15 から出力された撮像信号を増幅する。切り替えスイッチ 29 は、通常は撮像信号を伝送するためにオンされており、後述する励振パルスが出力される期間オフされ、撮像信号の伝送を切断する。

【0021】

A/D 23 は、AMP 28 で増幅された撮像信号に対して A/D 変換を施し、撮像信号をデジタル化する。内視鏡画像処理回路 24 は、A/D 23 でデジタル化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。 30

【0022】

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 30 に内視鏡画像として表示される。

【0023】

一方、超音波用プロセッサ部 20b には、パルサ 31、US 用タイミングジェネレータ 32、レシーバ 33、A/D 変換器 (A/D) 34、超音波画像処理回路 35、超音波画像用メモリ 36、および D/A 変換器 (D/A) 37 が設けられている。 40

【0024】

パルサ 31 は、超音波トランスデューサアレイ 10 を構成する超音波トランスデューサ 12 の個数分設けられており、US 用タイミングジェネレータ 32 から送信される駆動パルスに基づいて、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。

【0025】

レシーバ 33 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 から出力される受信信号を受信する。A/D 34 は、レシーバ 33 からの受信信号に 50

対して A / D 変換を施し、受信信号をデジタル化する。超音波画像処理回路 35 は、A / D 34 でデジタル化された受信信号に対して、位相整合演算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。なお、パルサ 31 と同様に、レシーバ 33、A / D 34 は、超音波トランスデューサ 12 の個数分設けられている。

【0026】

超音波画像用メモリ 36 は、超音波画像処理回路 35 から出力されるテレビ信号を一時的に格納する。D / A 37 は、超音波画像用メモリ 36 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 37 でアナログ化されたテレビ信号は、超音波画像用モニタ 38 に超音波画像として表示される。

【0027】

CCD 用タイミングジェネレータ 22、および US 用タイミングジェネレータ 32 は、CPU 21 に接続されたメインタイミングジェネレータ 39 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 39 は、内視鏡画像用メモリ 25、および超音波画像用メモリ 36 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。

【0028】

図 4 のタイミングチャートに示すように、ドライバ 27 は、パルサ 31 から励振パルスが出力される期間 T_{US} に、駆動制御信号の発信を中断する。励振パルスの出力が終了すると、ドライバ 27 は、再び駆動制御信号を CCD 15 に出力する。また、上述のように、 T_{US} では、切り替えスイッチ 29 がオフし、AMP 28 と A / D 23 との接続を切断する。なお、駆動制御信号の発信を中断する期間 $T_{CCD - br}$ では、撮像信号の取り込みは行われず、したがって 1 フレーム分の撮像期間 T_{CCD} は、 $T_{CCD - br}$ の分だけ長くなる。

【0029】

体腔内の内視鏡画像および超音波画像を取得する際には、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、CCD 15 により対物光学系 14 からの体腔内の像光が撮像され、ドライバ 27 により制御される取り込みタイミングに合わせて、CCD 15 から撮像信号が出力される。

【0030】

CCD 15 から出力された撮像信号は、AMP 28 で増幅され、切り替えスイッチ 29 を介して A / D 23 に入力され、A / D 23 で A / D 変換されてデジタル化される。A / D 23 でデジタル化された撮像信号は、内視鏡画像処理回路 24 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。

【0031】

内視鏡画像処理回路 24 から出力されたテレビ信号は、内視鏡画像用メモリ 25 に一時的に格納され、D / A 26 で D / A 変換が施されてアナログ化される。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 30 に内視鏡画像として表示される。

【0032】

内視鏡画像用モニタ 30 により内視鏡画像が観測されながら、体腔内の被観察部位が探索され、体腔内の被観察部位に先端 2a が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、超音波用タイミングジェネレータ 32 からの駆動パルスに基づいて、パルサ 31 から超音波トランスデューサ 12 に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。

【0033】

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 から受信信号が出力される。出力された受信信号は、レシーバ 33 で受信され、A / D 34 で A / D 変換が施されてデジタル化される。A /

10

20

30

40

50

D 3 4 でデジタル化された受信信号は、超音波画像処理回路 3 5 で位相整合演算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 3 4 】

超音波画像処理回路 3 5 から出力されたテレビ信号は、超音波画像用メモリ 3 6 で一時的に格納され、D / A 3 7 で D / A 変換されてアナログ化される。D / A 3 7 でアナログ化されたテレビ信号は、超音波画像用モニタ 3 8 に内視鏡画像として表示される。

【 0 0 3 5 】

パルス 3 1 から励振パルスが出力される期間 T_{US} では、ドライバ 2 7 からの駆動制御信号の発信が中断される。励振パルスの出力が終了すると、再び駆動制御信号が出力される。また、 T_{US} では、切り替えスイッチ 2 9 がオフされ、AMP 2 8 と A / D 2 3 との接続が切断される。 10

【 0 0 3 6 】

以上詳細に説明したように、パルス 3 1 から励振パルスが出力される期間 T_{US} に、ドライバ 2 7 からの駆動制御信号の発信を中断させ、切り替えスイッチ 2 9 をオフして、AMP 2 8 と A / D 2 3 との接続を切断するようにしたので、励振パルスによる撮像信号への干渉を防ぐことができる。

【 0 0 3 7 】

なお、上記実施形態では、励振パルスによる撮像信号への干渉を防ぐようにしたが、駆動制御信号による受信信号への干渉を防ぐように、駆動制御信号の発信を中断してもよい。すなわち、図 5 に示すように、駆動制御信号の干渉を受ける深部からのエコー信号（例えばエコー信号の受信開始から $30\mu s$ 以降のエコー信号）の受信中 T_{Ed} に、駆動制御信号を中断する期間 T_{CCD-br} を設けるようにしてもよい。ここで、励振パルスの送信周期は $100 \sim 250\mu s$ であるのに対して、励振パルスを発するのに要するデータセット時間（超音波トランスデューサ 1 2 の切り替えや送信遅延時間のオフセットに要する時間）は $20 \sim 30\mu s$ であり、この間はエコー信号を受信していない。また、音響レンズの効果により $20mm$ 程度の深さまでのエコー信号は飽和気味になる。この $20mm$ を時間に換算すると、浅部からのエコー信号の受信時間 T_{Es} は $30\mu s$ となるので、データセット時間と合わせると $60\mu s$ となる。一方、内視鏡画像の画素を 640×480 、フレームレートを 30 フレーム / 秒とすると、内視鏡画像の 1 水平走査線の周期は約 $69\mu s$ となり、このように励振パルスの送信毎に内視鏡画像の 1 水平走査線を収集するようにしても、フレームレートを損なわずに画像を生成することができる。この場合、エコー信号の受信期間 T_E のうち、浅部からのエコー信号の受信時間 T_{Es} で駆動制御信号が発信されているが、 T_{Es} ではエコー信号が飽和する程大きいため、駆動制御信号による干渉の影響を受けても、十分な S / N 比を確保することができる。これにより、駆動制御信号による受信信号への干渉を防ぐことができる。なお、この場合も上記実施形態と同様に、 T_{CCD-br} に切り替えスイッチで撮像信号の伝送路を切断するようにしてもよい。 20 30

【 0 0 3 8 】

上記実施形態では、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、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 2 0 を用い、内視鏡画像用、超音波画像用に個別のモニタ 2 9、3 7 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。 40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

【 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。 50

【図 4】超音波内視鏡システムの各部の動作タイミングを示すタイミングチャートである。

【図 5】超音波内視鏡システムの各部の動作タイミングの別の実施形態を示すタイミングチャートである。

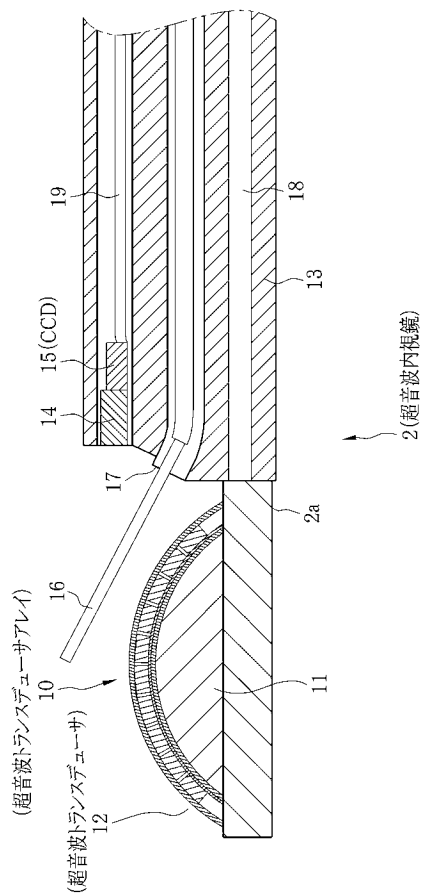
【符号の説明】

【 0 0 4 0 】

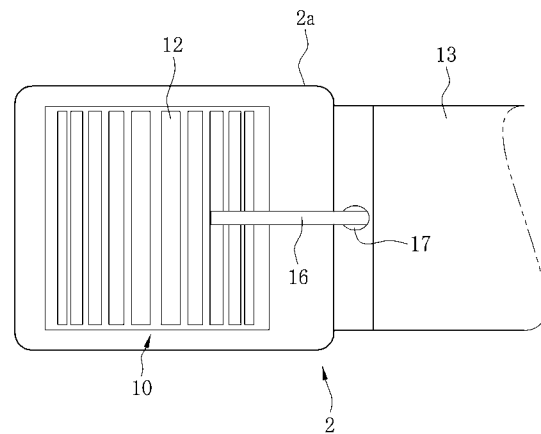
- 2 超音波内視鏡
- 10 超音波トランスデューサアレイ
- 12 超音波トランスデューサ
- 15 CCD
- 20 プロセッサ装置
- 21 CPU
- 27 ドライバ
- 29 切り替えスイッチ
- 31 パルサ

10

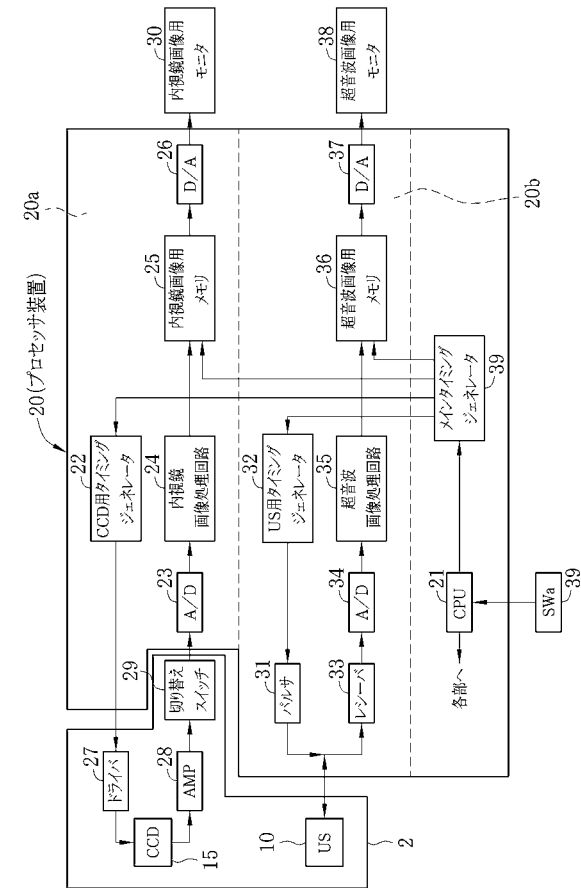
【図 1】



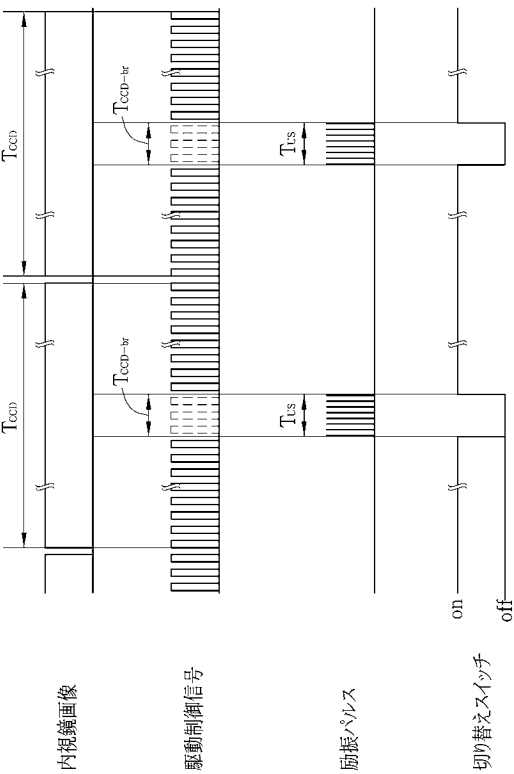
【図 2】



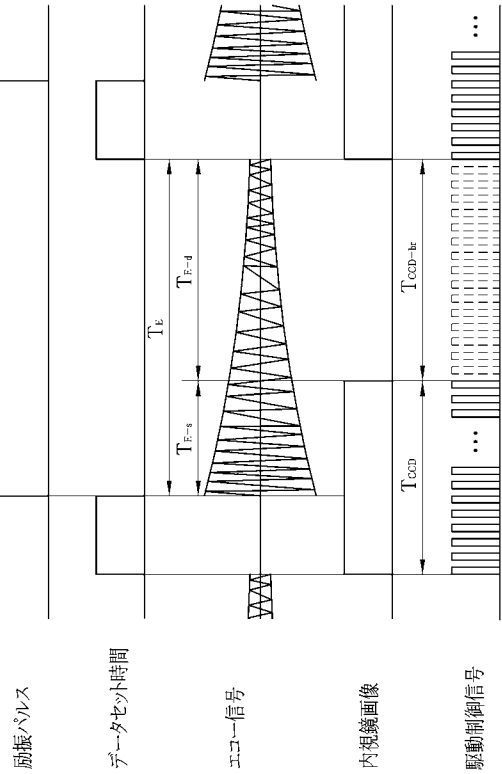
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007215748A	公开(公告)日	2007-08-30
申请号	JP2006039470	申请日	2006-02-16
[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		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE02 4C601/FE02 4C601/GB04 4C601/GD09 4C601/GD14 4C601/HH12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供高质量的内窥镜图像和超声图像，以低成本用于精确的医疗诊断，而不会损害图像更新率。解决方案：构成超声波内窥镜系统的超声波探头2和处理器单元20包括：驱动器27，用于输出用于控制成像信号的取出定时的驱动控制信号到CCD 15;以及脉冲发生器31，用于输出用于产生超声波的激励脉冲。驱动器27在输出来自脉冲发生器31的激励脉冲的时段T_{US}中中断驱动控制信号的传输。当激励脉冲的输出结束时，驱动器27再次将驱动控制信号输出到CCD 15。而且，在T_{US}中，转换开关29断开，AMP 28和A/D 23断开。Ž

