

(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2006-325965
(P2006-325965A)

(43) 公開日 平成18年12月7日(2006.12.7)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I
A 6 1 B 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 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-154313 (P2005-154313)	(71) 出願人	000005201
(22) 出願日	平成17年5月26日 (2005.5.26)		富士フイルムホールディングス株式会社
			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
		(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 BB02 BB06 BB22 EE02 EE07 EE15 FE02 FF02 FF05 FF16 GB04 HH05 HH10 HH12 HH14

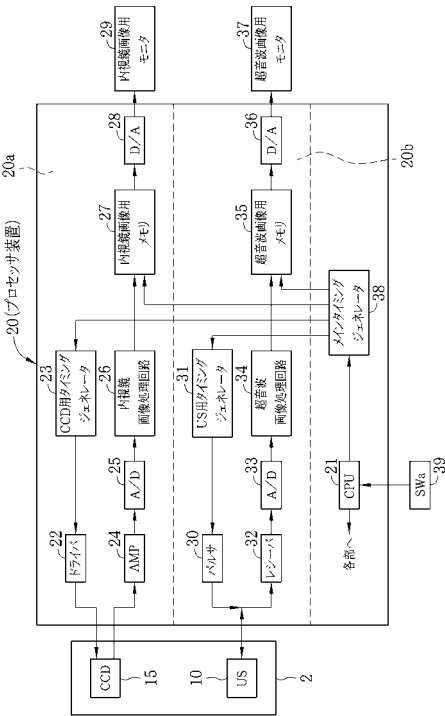
(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 高品質な内視鏡画像および超音波画像を、低電力且つ画像の更新レートを損ねることなく得る。

【解決手段】 モード切り替えスイッチ39で内視鏡画像優先モードが選択された場合、ドライバ22は、撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟む。パルス30は、撮像ブランク期間にのみ超音波の走査線数を間引くように励振パルスを出力する。超音波画像処理回路34は、エコー信号に対して間引かれた走査線数を補間する補間処理を施す。超音波画像優先モードが選択された場合、パルス30は、励振パルスを出力する複数の超音波期間の合間に、励振パルスを出力しない超音波ブランク期間を一定の間隔で差し挟む。ドライバ22は、超音波ブランク期間にのみ撮像信号を取り込ませる。内視鏡画像処理回路26は、撮像信号に間引き処理を施す。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の所要部の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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ドライバと、

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

前記撮像信号から内視鏡画像を生成する内視鏡画像処理手段と、

前記エコー信号から超音波画像を生成する超音波画像処理手段と、

10

前記内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および前記超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段とを備え、

前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動させて前記撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、

前記パルスは、前記撮像ブランク期間にのみ前記超音波の走査線数を間引くように前記励振パルスを出力し、

前記超音波画像処理手段は、前記エコー信号に対して間引かれた走査線数を補間する補間処理を施し、

前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記励振パルスを出力する複数の超音波期間の合間に、前記励振パルスを出力しない超音波ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、

20

前記ドライバは、前記超音波ブランク期間にのみ前記撮像信号を取り込むように前記撮像素子を駆動させ、

前記内視鏡画像処理手段は、前記撮像信号に対して間引き処理を施すことを特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 2】

前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、

前記表示制御手段は、前記撮像ブランク期間および前記超音波ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像および前記超音波画像を前記モニタに表示させ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。

30

【請求項 3】

生体内の所要部の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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ドライバと、

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

前記撮像信号から内視鏡画像を生成する内視鏡画像処理手段と、

40

前記エコー信号から超音波画像を生成する超音波画像処理手段と、

前記内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および前記超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段と、

観察すべき関心領域を入力するための関心領域入力手段とを備え、

前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動させて前記撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、

前記パルスは、前記撮像ブランク期間にのみ前記励振パルスを出力し、

前記超音波画像処理手段は、前記関心領域にあたるエコー信号を抽出して、前記関心領域の画像のみを前記超音波画像として生成し、

50

前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルサは、前記励振パルスを出力する複数の超音波期間の合間に、前記励振パルスを出ししない超音波ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、

前記ドライバは、前記超音波ブランク期間にのみ前記撮像信号を取り込むように前記撮像素子を駆動させ、

前記内視鏡画像処理手段は、前記関心領域にあたる撮像信号を抽出して、前記関心領域の画像のみを前記内視鏡画像として生成することを特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 4】

前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、

前記表示制御手段は、前記撮像ブランク期間および前記超音波ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像および前記超音波画像を前記モニタに表示させることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 5】

生体内の所要部の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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ドライバと、

前記超音波トランスデューサに前記超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルサと、

前記撮像信号から生成される内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および前記エコー信号から生成される超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段とを備え、

前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動させて前記撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、

前記パルサは、前記撮像期間、前記撮像ブランク期間ともに前記励振パルスを出力するとともに、前記撮像期間では、前記撮像ブランク期間よりも振幅の小さい励振パルスを出しして前記超音波の強度を弱くさせ、

前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルサは、前記励振パルスを出しする複数の超音波期間の合間に、超音波期間の励振パルスよりも振幅の小さい励振パルスを出しして前記超音波の強度を弱くさせる超音波ウィーク期間を一定の間隔で差し挟み、

前記ドライバは、前記超音波ウィーク期間にのみ前記撮像信号を取り込むように前記撮像素子を駆動させることを特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、

前記表示制御手段は、前記撮像ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像を前記モニタに表示させることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波内視鏡システム。

【請求項 7】

生体内の所要部の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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ドライバと、

前記超音波トランスデューサに前記超音波を発生させるための励振パルスを出しするパルサと、

前記撮像信号から生成される内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、前記エコー信号から生成される超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モード、および生体内の所要部の深部の超音波画像の取得を優先する深部超音波画像優先モードを選択的に

10

20

30

40

50

切り替えるモード切り替え手段とを備え、

前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、チャープ波からなる励振パルスを出力して前記超音波の強度を弱くさせ、

前記超音波画像優先モード、および前記深部超音波画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像信号を取り込まない複数の撮像ブランク期間の合間に、前記撮像素子を駆動させて前記撮像信号を取り込む撮像期間を一定の間隔で差し挟み、

前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合よりも振幅の大きい短パルス波からなる励振パルスを出力して前記超音波の強度を強くさせ、

前記深部超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合よりも振幅の大きいチャープ波からなる励振パルスを出力して前記超音波の強度を強くさせることを特徴とする超音波内視鏡システム。

【請求項 8】

前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、

前記表示制御手段は、前記撮像ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像を前記モニタに表示させることを特徴とする請求項 7 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。

【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、生体内の所要部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、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部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。

【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受信したエコー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。

【0004】

上記問題を解決するために、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 1 参照）。この特許文献 1 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 - 169888 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 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 6 】

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、低電力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。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、生体内の所要部の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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ドライバと、前記超音波トランスデューサに前記超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルサと、前記撮像信号から内視鏡画像を生成する内視鏡画像処理手段と、前記エコー信号から超音波画像を生成する超音波画像処理手段と、前記内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および前記超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段とを備え、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動させて前記撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、前記パルサは、前記撮像ブランク期間にのみ前記超音波の走査線数を間引くように前記励振パルスを出力し、前記超音波画像処理手段は、前記エコー信号に対して間引かれた走査線数を補間する補間処理を施し、前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルサは、前記励振パルス出力する複数の超音波期間の合間に、前記励振パルス出力しない超音波ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、前記ドライバは、前記超音波ブランク期間にのみ前記撮像信号を取り込むように前記撮像素子を駆動させ、前記内視鏡画像処理手段は、前記撮像信号に対して間引き処理を施すことを特徴とする。

20

30

【 0 0 0 8 】

なお、前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、前記表示制御手段は、前記撮像ブランク期間および前記超音波ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像および前記超音波画像を前記モニタに表示させることが好ましい。

【 0 0 0 9 】

請求項 3 に記載の発明は、生体内の所要部の像光を撮像して撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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ドライバと、前記超音波トランスデューサに前記超音波を発生させるための励振パルス出力するパルサと、前記撮像信号から内視鏡画像を生成する内視鏡画像処理手段と、前記エコー信号から超音波画像を生成する超音波画像処理手段と、前記内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および前記超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段と、観察すべき関心領域を入力するための関心領域入力手段とを備え、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動させて前記撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、前記パルサは、前記撮像ブランク期間にのみ前記励振パルス出力し、前記超音波画像処理手段は、前記関心領域にあたるエコー信号を抽出して、前記関心領域の画像のみを前記超音波画像として生成し、前記超音波

40

50

画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記励振パルスを出力する複数の超音波期間の合間に、前記励振パルスを出力しない超音波ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、前記ドライバは、前記超音波ブランク期間にのみ前記撮像素子を取り込むように前記撮像素子を駆動させ、前記内視鏡画像処理手段は、前記関心領域にあたる撮像素子を抽出して、前記関心領域の画像のみを前記内視鏡画像として生成することを特徴とする。

【0010】

なお、前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、前記表示制御手段は、前記撮像素子ブランク期間および前記超音波ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像および前記超音波画像を前記モニタに表示させることが好ましい。

10

【0011】

請求項5に記載の発明は、生体内の所要部の像光を撮像素子で撮像して撮像素子から撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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、前記撮像素子の取り込みタイミングを制御するドライバと、前記超音波トランスデューサに前記超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルスと、前記撮像素子から生成される内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および前記エコー信号から生成される超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段とを備え、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動させて前記撮像素子から撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像素子から撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、前記パルスは、前記撮像期間、前記撮像ブランク期間ともに前記励振パルスを出力するとともに、前記撮像期間では、前記撮像ブランク期間よりも振幅の小さい励振パルスを出力して前記超音波の強度を弱くさせ、前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記励振パルスを出力する複数の超音波期間の合間に、超音波期間の励振パルスよりも振幅の小さい励振パルスを出力して前記超音波の強度を弱くさせる超音波ウィーク期間を一定の間隔で差し挟み、前記ドライバは、前記超音波ウィーク期間にのみ前記撮像素子を取り込むように前記撮像素子を駆動させることを特徴とする。

20

【0012】

なお、前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、前記表示制御手段は、前記撮像素子ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像を前記モニタに表示させることが好ましい。

30

【0013】

請求項7に記載の発明は、生体内の所要部の像光を撮像素子で撮像して撮像素子から撮像信号を出力する撮像素子と、生体内の所要部に超音波を照射し、所要部からのエコー信号を受信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、前記撮像素子の取り込みタイミングを制御するドライバと、前記超音波トランスデューサに前記超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルスと、前記撮像素子から生成される内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、前記エコー信号から生成される超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モード、および生体内の所要部の深部の超音波画像の取得を優先する深部超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段とを備え、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、チャープ波からなる励振パルスを出力して前記超音波の強度を弱くさせ、前記超音波画像優先モード、および前記深部超音波画像優先モードが選択された場合、前記ドライバは、前記撮像素子を駆動せずに前記撮像素子から撮像信号を取り込まない複数の撮像ブランク期間の合間に、前記撮像素子を駆動させて前記撮像素子から撮像信号を取り込む撮像期間を一定の間隔で差し挟み、前記超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合よりも振幅の大きい短パルス波からなる励振パルスを出力して前記超音波の強度を強くさせ、前記深部超音波画像優先モードが選択された場合、前記パルスは、前記内視鏡画像優先モードが選択された場合よりも振幅の大きいチャープ波からなる励振パルスを

40

50

出力して前記超音波の強度を強くさせることを特徴とする。

【0014】

なお、前記内視鏡画像および前記超音波画像をモニタに表示させるための表示制御手段を備え、前記表示制御手段は、前記撮像ブランク期間においては、その直前に取得された前記内視鏡画像を前記モニタに表示させることが好ましい。

【発明の効果】

【0015】

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ドライバと、超音波トランスデューサに超音波を発生させるための励振パルスを出力するパルスと、撮像信号から内視鏡画像を生成する内視鏡画像処理手段と、エコー信号から超音波画像を生成する超音波画像処理手段と、内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、および超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替え手段とを備え、内視鏡画像優先モードが選択された場合、ドライバは、撮像素子を駆動させて撮像信号を取り込む複数の撮像期間の合間に、撮像素子を駆動せずに撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、パルスは、撮像ブランク期間にのみ超音波の走査線数を間引くように励振パルスを出力し、超音波画像処理手段は、エコー信号に対して間引かれた走査線数を補間する補間処理を施し、超音波画像優先モードが選択された場合、パルスは、励振パルスを出力する複数の超音波期間の合間に、励振パルスを出力しない超音波ブランク期間を一定の間隔で差し挟み、ドライバは、超音波ブランク期間にのみ撮像信号を取り込むように撮像素子を駆動させ、内視鏡画像処理手段は、撮像信号に対して間引き処理を施すので、撮像ブランク期間および超音波ブランク期間における超音波画像および内視鏡画像の生成に要する処理時間を短縮することができる。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、低電力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】

【0016】

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、蒲鉾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が一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。

【0017】

先端2aに接続されたシース13の上部には、生体内の所要部の像光を取り込むための対物光学系14と、像光を撮像して撮像信号を出力するCCD15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。

【0018】

また、シース13の下部には、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CCD15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生体内の所要部に向けて収束させる音響レンズが取り付けられている。

【0019】

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、CPU21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、ドライバ22、CCD用タイミングジェネレータ23、増幅器（AMP）24、A/D変換器（A/D）25、内視鏡画像処理回路26、内視鏡画像用メモリ27、およびD/A変換器（D/A）28が設けられている。

10

20

30

40

50

【0020】

ドライバ22は、CCD用タイミングジェネレータ23から送信される垂直、水平転送クロックに基づいて、CCD15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CCD15に送信し、撮像信号を取り込むタイミングを制御する。

【0021】

AMP24は、CCD15から出力された撮像信号を増幅する。A/D25は、AMP24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26は、A/D25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。 10

【0022】

内視鏡画像用メモリ27は、内視鏡画像処理回路26から出力されるテレビ信号を一時的に格納する。D/A28は、内視鏡画像用メモリ28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/A28でアナログ化されたテレビ信号は、内視鏡画像用モニタ29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30、US用タイミングジェネレータ31、レシーバ32、A/D変換器（A/D）33、超音波画像処理回路34、超音波画像用メモリ35、およびD/A変換器（D/A）36が設けられている。 20

【0024】

パルサ30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31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32は、超音波トランスデューサ12を介して生体の所要部からのエコー信号を受信する。A/D33は、レシーバ32からのエコー信号に対してA/D変換を施し、エコー信号をデジタル化する。超音波画像処理回路34は、A/D33でデジタル化されたエコー信号に対して、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30と同様に、レシーバ32、A/D33は、超音波トランスデューサ12の個数分設けられている。 30

【0026】

超音波画像用メモリ35は、超音波画像処理回路34から出力されるテレビ信号を一時的に格納する。D/A36は、超音波画像用メモリ35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/A36でアナログ化されたテレビ信号は、超音波画像用モニタ37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23、およびUS用タイミングジェネレータ31は、CPU21に接続されたメインタイミングジェネレータ38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38は、内視鏡画像用メモリ27、および超音波画像用メモリ35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。 40

【0028】

CPU21には、メインタイミングジェネレータ38の他に、モード切り替えスイッチ（SWa）39が接続されている。SWa39は、例えば、プロセッサ装置20にコード接続されたフットスイッチや、超音波内視鏡2の操作部に配された手元スイッチからなり、内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モードと、超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モードとを切り替える際に、術者によって操作される。

【0029】

図 4 に示すように、SWa 39 が操作され、内視鏡画像優先モードが選択された場合、ドライバ 22 は、CCD 15 を駆動させて撮像信号を取り込む複数の撮像期間 T_{CCD} (CCD で撮像信号を出力してから画像処理を経て内視鏡画像が生成されるまでの期間) の合間に、CCD 15 を駆動せずに撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間 T_{CCD-br} (図中点線で示す) を一定の間隔 (例えば 5 フレーム毎) で差し挟む。

【0030】

一方、パルサ 30 は、撮像ブランク期間 T_{CCD-br} にのみ、超音波の走査線数を、例えば通常の $1/2$ に間引くように励振パルスを出力する。また、超音波画像処理回路 34 は、通常の超音波画像と遜色がないように、エコー信号に対して間引かれた走査線を補間する補間処理を施す。なお、このときの超音波期間 T_{US}' (超音波トランスデューサ 12 でエコー信号を受信してから画像処理を経て超音波画像が生成されるまでの期間) は、超音波の走査線が間引かれている分、超音波画像優先モードにおける通常の超音波期間 T_{US} よりも短くなる。

10

【0031】

対して、超音波画像優先モードが選択された場合、パルサ 30 は、励振パルスを出力してエコー信号を受信する複数の超音波期間 T_{US} の合間に、励振パルスを出力せずにエコー信号を受信しない超音波ブランク期間 T_{US-br} を一定の間隔 (例えば 4 フレーム毎) で差し挟む。

【0032】

一方、ドライバ 22 は、超音波ブランク期間 T_{US-br} にのみ撮像信号を取り込むように CCD 15 を駆動させる。また、内視鏡画像処理回路 26 は、撮像信号に対して間引き処理 (例えば 2×2 ピニング処理) を施す。なお、このときの撮像期間 T_{CCD}' は、間引き処理を施した分、内視鏡画像優先モードにおける通常の撮像期間 T_{CCD} よりも短くなる。

20

【0033】

メインタイミングジェネレータ 38 は、両ブランク期間 T_{CCD-br} 、 T_{US-br} において、その直前に取得された内視鏡画像または超音波画像を、内視鏡画像用モニタ 29 または超音波画像用モニタ 37 に表示させるように、内視鏡画像用メモリ 27 または超音波画像用メモリ 35 による超音波画像の書き込み・読み出しタイミングを制御する。つまり、両ブランク期間 T_{CCD-br} 、 T_{US-br} が終了して次の画像が取得されるまで、内視鏡画像用メモリ 27 または超音波画像用メモリ 35 には、直前に取得された内視鏡画像または超音波画像が留め置かれる。

30

【0034】

生体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 の挿入部が生体内に挿入され、SWa 39 が操作されて、内視鏡画像優先モードが選択される。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 から生体内の像光が撮像され、ドライバ 22 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。

【0035】

CCD 15 から出力された撮像信号は、AMP 24 で増幅され、A/D 25 で A/D 変換されてデジタル化される。A/D 25 でデジタル化された撮像信号は、内視鏡画像処理回路 26 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。

40

【0036】

内視鏡画像処理回路 26 から出力されたテレビ信号は、内視鏡画像用メモリ 27 に一時的に格納され、D/A 28 で D/A 変換が施されてアナログ化される。D/A 28 でアナログ化されたテレビ信号は、内視鏡画像用モニタ 29 に内視鏡画像として表示される。

【0037】

内視鏡画像優先モードにおいては、ドライバ 22 により、撮像信号を取り込む複数の撮像期間 T_{CCD} の合間に、CCD 15 を駆動せずに撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間 T_{CCD-br} が一定の間隔で差し挟まれる。また、パルサ 30 により、撮像ブランク期間 T

50

CCD-brにのみ、超音波の走査線数を間引くように励振パルスが出力される。さらに、超音波画像処理回路34では、エコー信号に対して間引かれた走査線を補間する補間処理が施される。

【0038】

内視鏡画像用モニタ29により内視鏡画像が観測されながら、生体内の所要部が探索され、生体内の所要部に先端2aが到達すると、SWa39が操作されて超音波画像優先モードが選択される。この状態で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31からの駆動パルスに基づいて、パルサ30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から生体内の所要部に超音波が照射される。生体内の所要部からは、照射された超音波に応じたエコー信号が反射される。

10

【0039】

生体内の所要部からのエコー信号は、超音波トランスデューサ12を介してレシーバ32で受信され、A/D33でA/D変換が施されてデジタル化される。A/D33でデジタル化されたエコー信号は、超音波画像処理回路34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。

【0040】

超音波画像処理回路34から出力されたテレビ信号は、超音波画像用メモリ35で一時的に格納され、D/A36でD/A変換されてアナログ化される。D/A36でアナログ化されたテレビ信号は、超音波画像用モニタ37に内視鏡画像として表示される。

20

【0041】

超音波画像優先モードにおいては、パルサ30により、励振パルスを出力する複数の超音波期間 T_{US} の合間に、励振パルスを出力せずにエコー信号を受信しない超音波ブランク期間 T_{US-br} が一定の間隔で差し挟まれる。また、ドライバ22により、超音波ブランク期間 T_{US-br} にのみ撮像信号を取り込むようにCCD15が駆動される。さらに、内視鏡画像処理回路26では、撮像信号に対して間引き処理が施される。

【0042】

両ブランク期間 T_{CCD-br} 、 T_{US-br} においては、メインタイミングジェネレータ38の制御の下に、内視鏡画像用メモリ27または超音波画像用メモリ35に直前に取得された内視鏡画像または超音波画像が留め置かれ、内視鏡画像用モニタ29または超音波画像用モニタ37には、直前に取得された内視鏡画像または超音波画像が表示される。

30

【0043】

以上詳細に説明したように、選択されたモードの画像の取得を優先しながら、もう一方の画像を適当な間隔で更新し、この際には選択されたモードの画像の取得を止め、且つもう一方の画像を取得する際には、超音波画像であれば走査線数を間引き、内視鏡画像であれば撮像信号に間引き処理を施すようにしたので、ノイズの相互干渉を防ぎながら画像の更新レートを維持することができ、且つ画像の生成に掛かる電力消費を抑えることができる。

【0044】

本発明の第2の実施形態を示す図5において、プロセッサ装置40には、観察すべき関心領域を術者に入力させる関心領域入力機41がCPU21に接続されている。関心領域入力機41は、例えば関心領域を手描き入力することが可能なタッチペンを使用したタッチパネルや、関心領域の座標を手入力するためのテンキーからなる。なお、図5に示すプロセッサ装置40は、関心領域入力機41が設けられている他は、図3に示すプロセッサ装置20と同様の構成であるので、同一の部品には同一の符号を付し、説明を省略する。

40

【0045】

第2の実施形態では、内視鏡画像優先モードが選択された場合、ドライバ22は、図3および図4に示す第1の実施形態と同様に、CCD15を駆動させて撮像信号を取り込む複数の撮像期間 T_{CCD} の合間に、CCD15を駆動せずに撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間 T_{CCD-br} を一定の間隔で差し挟む。

50

【 0 0 4 6 】

一方、パルサ 3 0 は、撮像ブランク期間 T_{CCD-br} にのみ励振パルスを出力する。また、超音波画像処理回路 3 4 は、関心領域入力機 4 1 で入力された関心領域にあたるエコー信号を抽出して、関心領域の画像のみを超音波画像として生成する。

【 0 0 4 7 】

対して、超音波画像優先モードが選択された場合、パルサ 3 0 は、上記第 1 の実施形態と同様に、励振パルスを出力してエコー信号を受信する複数の超音波期間 T_{US} の合間に、励振パルスを出力せずにエコー信号を受信しない超音波ブランク期間 T_{US-br} を一定の間隔で差し挟む。

【 0 0 4 8 】

一方、ドライバ 2 2 は、超音波ブランク期間 T_{US-br} にのみ撮像信号を取り込むように CCD 1 5 を駆動させる。また、内視鏡画像処理回路 2 6 は、関心領域入力機 4 1 で入力された関心領域にあたる撮像信号を抽出して、関心領域の画像のみを内視鏡画像として生成する。

【 0 0 4 9 】

この場合、関心領域の画像のみを内視鏡画像または超音波画像として生成するので、そのときの撮像期間 T_{CCD}' 、および超音波期間 T_{US}' は、通常の撮像期間 T_{CCD} 、および超音波期間 T_{US} よりも短くなる。したがって、上記第 1 の実施形態と同様に、画像の生成に掛かる電力消費を抑えることができる。また、良好な画質で関心領域のみを詳細に観察することができる。

【 0 0 5 0 】

なお、この場合も上記第 1 の実施形態と同様に、両ブランク期間 T_{CCD-br} 、 T_{US-br} においては、メインタイミングジェネレータ 3 8 の制御の下に、内視鏡画像用メモリ 2 7 または超音波画像用メモリ 3 5 に直前に取得された内視鏡画像または超音波画像が留め置かれ、内視鏡画像用モニタ 2 9 または超音波画像用モニタ 3 7 には、直前に取得された内視鏡画像または超音波画像が表示される。

【 0 0 5 1 】

図 6 において、本発明の第 3 の実施形態では、内視鏡画像優先モードが選択された場合、ドライバ 2 2 は、第 1、第 2 の実施形態と同様に、CCD 1 5 を駆動させて撮像信号を取り込む複数の撮像期間 T_{CCD} の合間に、CCD 1 5 を駆動せずに撮像信号を取り込まない撮像ブランク期間 T_{CCD-br} を一定の間隔で差し挟む。

【 0 0 5 2 】

一方、パルサ 3 0 は、撮像期間 T_{CCD} 、撮像ブランク期間 T_{CCD-br} とともに励振パルスを出力するが、撮像期間 T_{CCD} では、撮像ブランク期間 T_{CCD-br} よりも振幅の小さい励振パルスを出力して超音波の強度を弱くさせる。

【 0 0 5 3 】

対して、超音波画像優先モードが選択された場合、パルサ 3 0 は、励振パルスを出力する複数の超音波期間 T_{US} の合間に、超音波期間 T_{US} の励振パルスよりも振幅の小さい励振パルスを出力して超音波の強度を弱くさせる超音波ウィーク期間 T_{US-we} を一定の間隔で差し挟む。一方、ドライバ 2 2 は、超音波ウィーク期間 T_{US-we} にのみ撮像信号を取り込むように CCD 1 5 を駆動させる。

【 0 0 5 4 】

この場合、モードに関わらず超音波画像を常に取得することができる。また、撮像期間 T_{CCD} においては、振幅の小さい励振パルスが出力されるようにしたので、上記第 1、第 2 の実施形態と同様、画像の生成に掛かる電力消費を抑えることができる。さらに、ノイズの相互干渉もある程度は抑えることができる。

【 0 0 5 5 】

なお、この場合は、撮像ブランク期間 T_{CCD-br} においては、メインタイミングジェネレータ 3 8 の制御の下に、内視鏡画像用メモリ 2 7 に直前に取得された内視鏡画像が留め置かれ、内視鏡画像用モニタ 2 9 には、直前に取得された内視鏡画像が表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

本発明の第 4 の実施形態を示す図 7 において、プロセッサ装置 5 0 には、内視鏡画像の取得を優先する内視鏡画像優先モード、超音波画像の取得を優先する超音波画像優先モード、および生体内の所要部の深部の超音波画像の取得を優先する深部超音波画像優先モードを選択的に切り替えるモード切り替えスイッチ (S W b) 5 1 が C P U 2 1 に接続されている。なお、図 7 に示すプロセッサ装置 5 0 は、 S W b 5 1 が設けられている他は、図 3 に示すプロセッサ装置 2 0 と同様の構成であるので、同一の部品には同一の符号を付し、説明を省略する。

【 0 0 5 7 】

図 8 において、第 4 の実施形態では、内視鏡画像優先モードが選択された場合、パルサ 3 0 は、低振幅のチャープ波からなる励振パルスを出力して超音波の強度を弱くさせる。ここで、内視鏡画像優先モードで低振幅のチャープ波を送信しているが、受信時にパルス圧縮を用いることにより、高振幅短パルスを送信している超音波画像優先モードと同様の画質の画像が取得される。一方、超音波画像優先モード、および深部超音波画像優先モードが選択された場合、ドライバ 2 2 は、 C C D 1 5 を駆動せずに撮像信号を取り込まない複数の撮像ブランク期間 T_{CCD-bl} の合間に、 C C D 1 5 を駆動させて撮像信号を取り込む撮像期間 T_{CCD} を一定の間隔で差し挟む。

10

【 0 0 5 8 】

超音波画像優先モードが選択された場合、パルサ 3 0 は、内視鏡画像優先モードが選択された場合よりも振幅の大きい短パルス波からなる励振パルスを出力して超音波の強度を強くさせる。対して、深部超音波画像優先モードが選択された場合、パルサ 3 0 は、内視鏡画像優先モードが選択された場合よりも振幅の大きいチャープ波からなる励振パルスを出力して超音波の強度を強くさせる。

20

【 0 0 5 9 】

この場合、上記第 1 ~ 第 3 の実施形態と同様に、ノイズの相互干渉、および電力消費を抑えることができるのは勿論のこと、生体内の所要部の深部をより詳細に観察することができる。

【 0 0 6 0 】

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 、 4 0 、 5 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。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 1 】

【 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。

40

【 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 】 本発明の第 2 の実施形態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 6 】 本発明の第 3 の実施形態の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 7 】 本発明の第 4 の実施形態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 8 】 本発明の第 4 の実施形態の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。

50

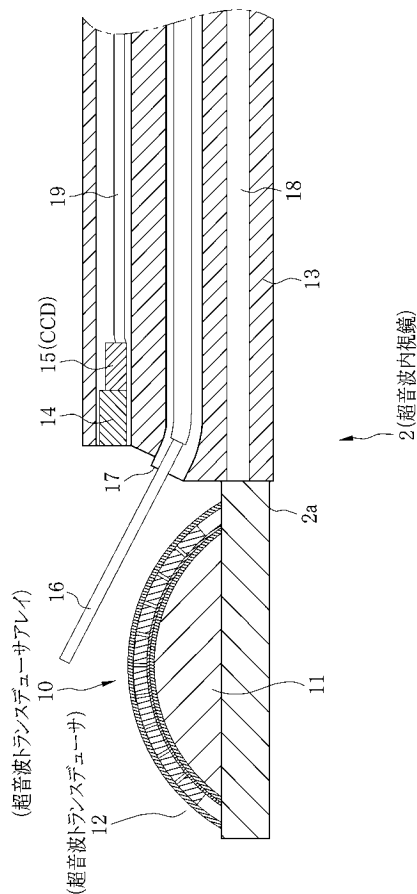
【符号の説明】

【0062】

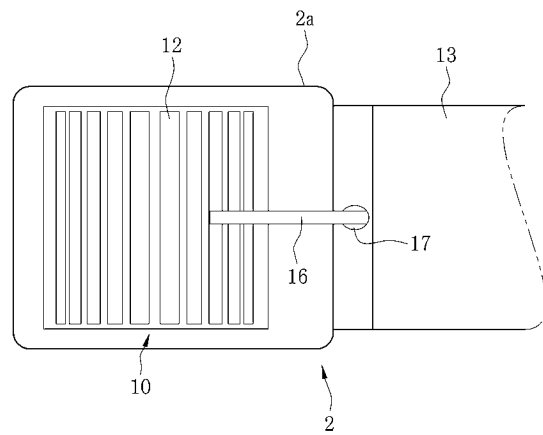
- 2 超音波内視鏡
- 10 超音波トランスデューサアレイ
- 12 超音波トランスデューサ
- 15 CCD
- 20、40、50 プロセッサ装置
- 21 CPU
- 22 ドライバ
- 26 内視鏡画像処理回路
- 29 内視鏡画像用モニタ
- 30 パルサ
- 34 超音波画像処理回路
- 37 超音波画像用モニタ
- 38 メインタイミングジェネレータ
- 39、51 モード切り替えスイッチ (SWa、SWb)
- 41 関心領域入力機

10

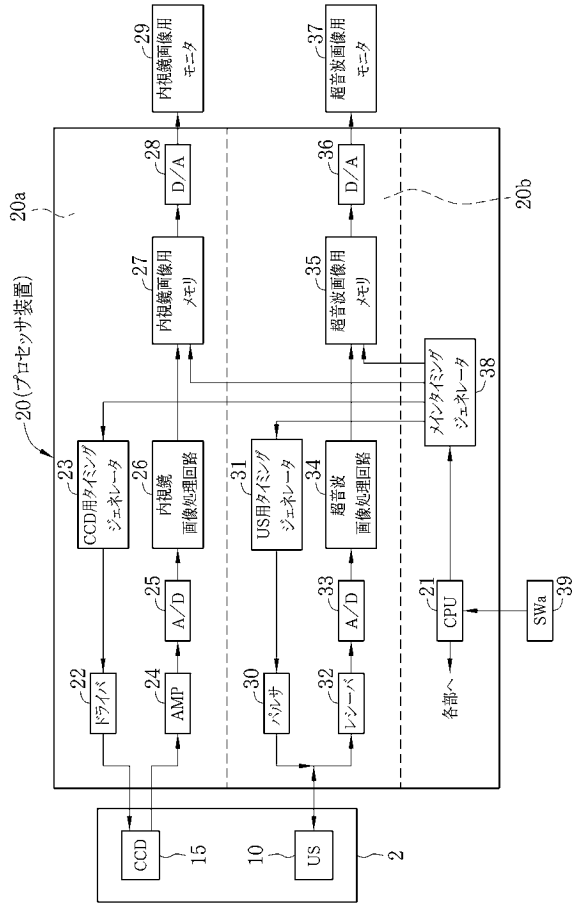
【図1】



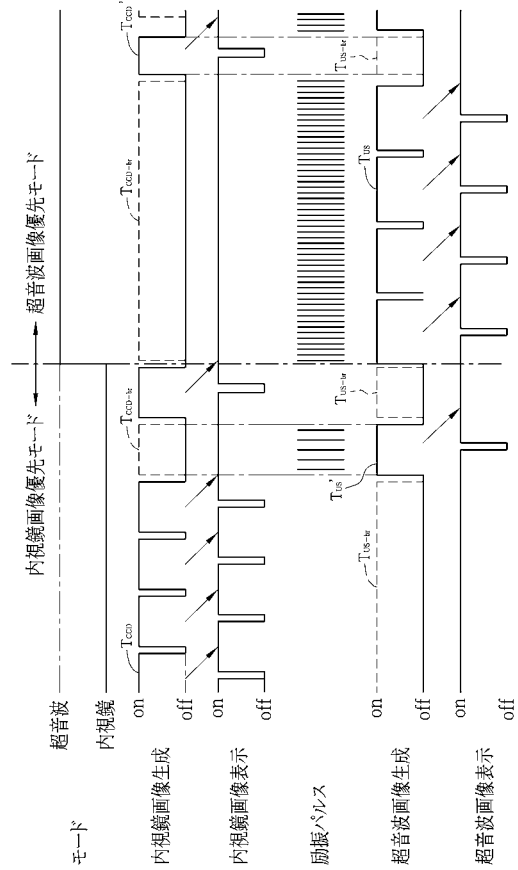
【図2】



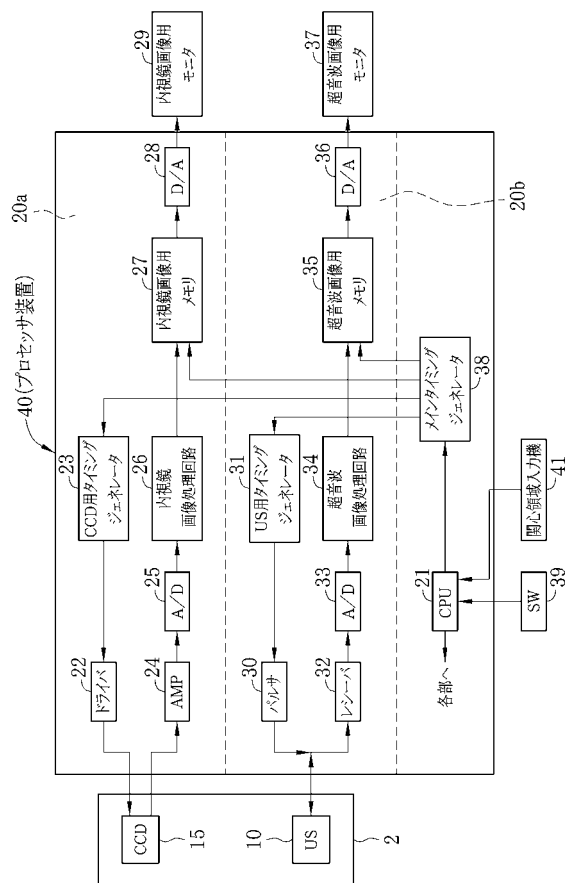
【図 3】



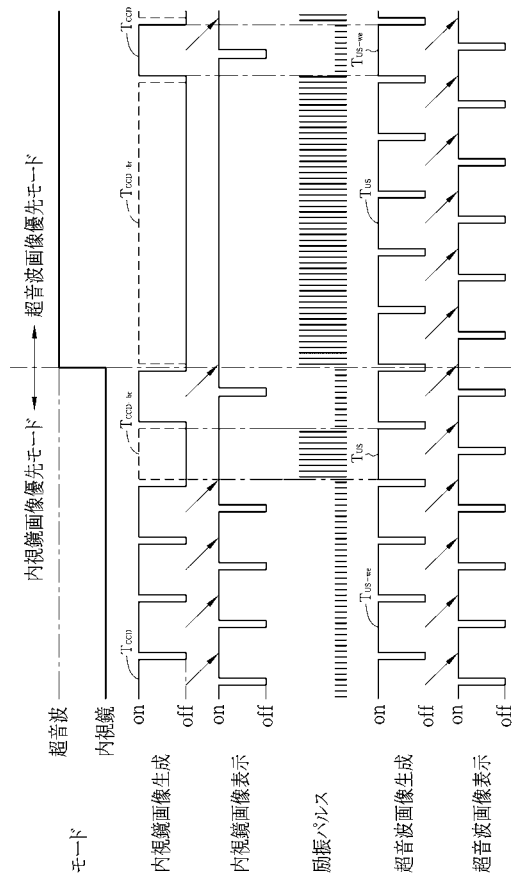
【図 4】



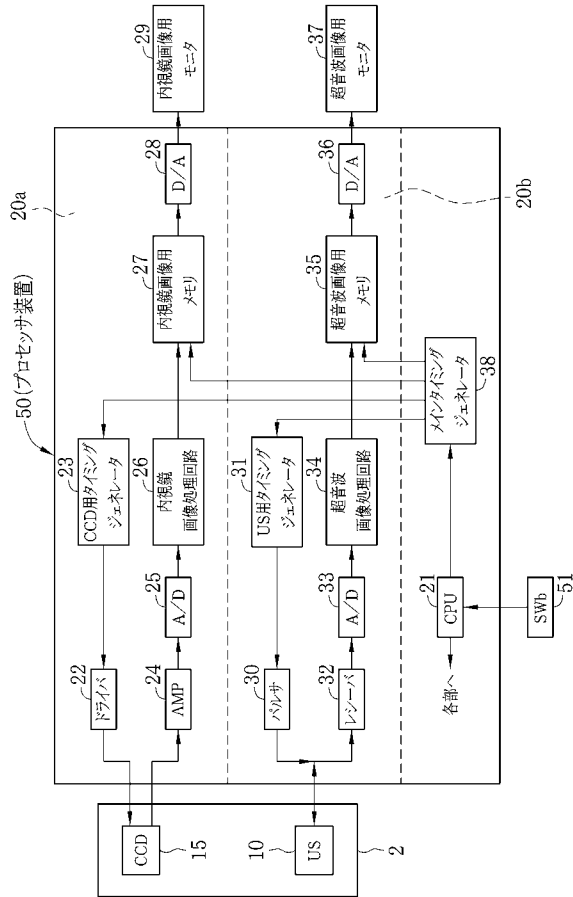
【図 5】



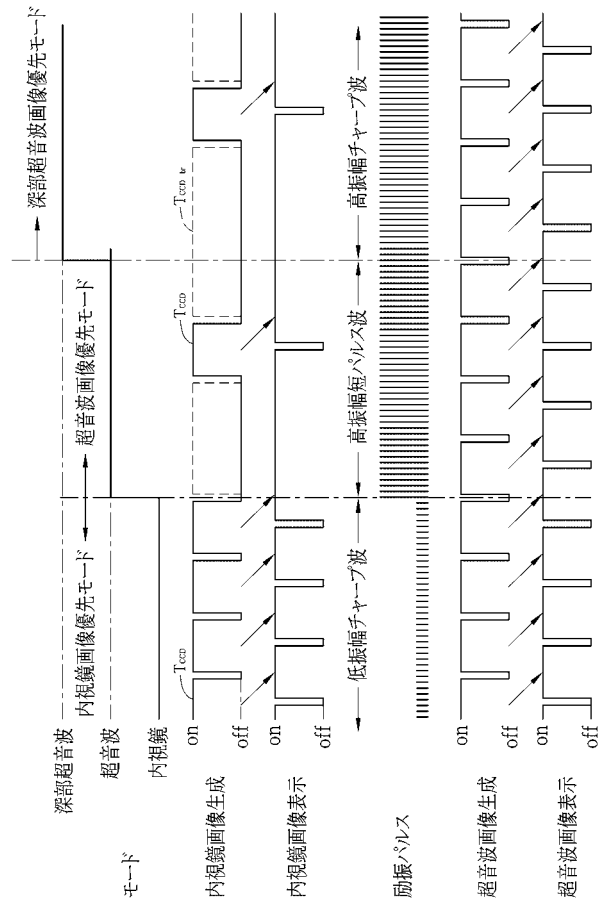
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006325965A	公开(公告)日	2006-12-07
申请号	JP2005154313	申请日	2005-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片控股株式会社		
[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 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE02 4C601/EE07 4C601/EE15 4C601/FE02 4C601/FF02 4C601/FF05 4C601/FF16 4C601/GB04 4C601/HH05 4C601/HH10 4C601/HH12 4C601/HH14		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以低功率获得高质量的内窥镜图像和超声图像，而又不损害图像更新率。当通过模式转换开关39选择了内窥镜图像优先模式时，驱动器22以在捕获成像信号的多个成像时段之间的规则间隔设置其中未捕获成像信号的成像空白时段。插入。脉冲发生器30仅在成像空白期间输出激励脉冲，以使超声扫描线的数量变稀。超声波图像处理电路34执行用于在回波信号上内插细化的扫描线的数量的内插处理。当选择超声图像优先模式时，脉冲发生器30在输出激励脉冲的多个超声周期之间以规则间隔插入其中没有激励脉冲输出的超声空白周期。驱动器22仅在超声空白时段期间捕获图像拾取信号。内窥镜图像处理电路26对摄像信号进行间隔剔除处理。[选择图]图3

