

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2005/053539

発行日 平成19年12月6日 (2007.12.6)

(43) 国際公開日 平成17年6月16日 (2005.6.16)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)		
出願番号 特願2005-515922 (P2005-515922)	(71) 出願人 000000376	
(21) 国際出願番号 PCT/JP2004/017746	オリンパス株式会社	
(22) 国際出願日 平成16年11月30日 (2004.11.30)	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号	
(31) 優先権主張番号 特願2003-403698 (P2003-403698)	(74) 代理人 100076233	
(32) 優先日 平成15年12月2日 (2003.12.2)	弁理士 伊藤 進	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 奥野 喜之	
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ	
	リンパス株式会社内	
	(72) 発明者 日比 靖	
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ	
	リンパス株式会社内	
	Fターム (参考) 4C601 DE03 EE11 FE02 KK11 KK24	
	KK25	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

モニタの表示画面全体に超音波断層像、または内視鏡光学画像を表示させる第1領域表示手段と、モニタの表示画面の一部に内視鏡光学画像を縮小して表示させる第2領域表示手段と、モニタに表示されている超音波断層画像に血流動態画像を重畳表示させる第3領域表示手段と、前記第1領域表示手段によりモニタに表示される超音波断層画像と内視鏡光学画像とを切り換えると共に、第1表示領域表示手段により超音波断層画像が表示されている際に、第2領域表示手段により内視鏡画像、及び／または第3領域表示手段により血流動態画像を表示させるように切り換える切り換え手段と、各領域表示手段によってモニタに表示される画像に対応した輝度、彩度を調整する画質調整手段を備えている。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内へ超音波を送信して生体組織からの反射波を受信し、被検体内の超音波断層画像と血流動態画像を得ると共に、被検体内の光学画像も得て、前記被検体内の前記超音波断層画像、前記血流動態画像、または前記内視鏡光学画像をモニタに表示する超音波診断装置において、

前記モニタの表示画面に前記超音波断層画像、または前記内視鏡光学画像のいずれかを表示させる第1領域表示手段と、

前記モニタの表示画面の一部に、前記内視鏡光学画像を表示させる第2領域表示手段と

10

、前記モニタの表示画面に前記血流動態画像を表示させる第3領域表示手段と、

前記第1領域表示手段、第2領域表示手段及び第3領域表示手段が前記モニタに表示している画像情報を認識する表示画像認識手段を有し、前記各領域表示手段によりモニタに表示させる画像を指定する表示画像指示手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体内へ超音波を送信して生体組織からの反射波を受信し、被検体内の超音波断層画像と血流動態画像を得ると共に、被検体内の光学画像も得て、前記被検体内の前記超音波断層画像、前記血流動態画像、または前記内視鏡光学画像をモニタに表示する超音波診断装置において、

20

前記モニタの表示画面に前記超音波断層画像、または前記内視鏡光学画像のいずれかを表示させる第1領域表示手段と、

前記モニタの表示画面の一部に、前記内視鏡光学画像を表示させる第2領域表示手段と

、前記モニタの前記表示画面に表示されている前記超音波断層画像に、前記血流動態画像を重畳させる第3領域表示手段と、

前記第1領域表示手段により前記モニタに表示される前記超音波断層画像と前記内視鏡光学画像とを切り換えると共に、前記第1領域表示手段より前記超音波断層画像が表示された際に、前記第2領域表示手段により前記内視鏡光学画像、及び／または前記第3領域表示手段により前記血流動態画像を表示させるように切り換える切り換え手段と、

30

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記第2領域表示手段は、モニタの前記表示画面の一部に表示させる内視鏡光学像を縮小して表示させることを特徴とする。超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記第3領域表示手段は、モニタの前記表示画面に表示されている前記超音波断層画像に、前記血流動態画像を重畳させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

40

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記表示画像認識手段により、前記第1領域表示手段によってモニタに内視鏡光学画像が表示されている場合には、前記第3領域表示手段によって血流動態画は表示しない表示部制限手段を備えていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記切り換え手段により、前記第1領域表示手段によってモニタに内視鏡光学画像が表示されている場合には、前記第3領域表示手段によって血流動態画像は表示しない表示制限手段を備えていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

50

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 領域表示手段、第 2 領域表示手段及び第 3 領域表示手段によってモニタに表示される画像の輝度、彩度をそれぞれ調整する画質調整手段と、

前記画質調整手段の調整内容を格納する画質調整データ記憶手段と、

を備え、前記表示認識手段によって認識された表示画像に対応した輝度、彩度に調整することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 領域表示手段、第 2 領域表示手段及び第 3 領域表示手段によってモニタに表示される画像の輝度、彩度をそれぞれ調整する画質調整手段と、

10

前記画質調整手段の調整内容を格納する画質調整データ記憶手段と、

前記切り換え手段及び前記画質調整調整手段の動作を連動させる画質調整連動手段と、を備え、前記切り換え手段によってモニタに表示するよう切り換えられた表示画像に対応した輝度、彩度に調整することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記内視鏡光学画像を複数の映像信号として入力する外部画像入力手段と、

前記超音波断層画像及び血流動態画像を複数の映像信号として入力する超音波画像入力手段と、

前記外部画像入力手段により入力された複数の映像信号から、任意の映像信号を選択する外部映像信号選択手段と、

20

前記外部映像信号選択手段で選択された映像信号を用いて外部映像データに変換する外部入力映像変換手段と、

前記超音波画像入力手段により入力された複数の映像信号から、任意の映像信号を選択する内部映像信号選択手段と、

前記超音波映像信号選択手段で選択された映像信号を用いて内部映像データに変換する内部映像信号選択手段と、

前記外部映像変換手段より出力された前記外部映像データの画像サイズを調整する映像サイズ変換手段と、

前記内部映像変換手段より出力された前記内部映像データと前記映像サイズ変換手段より出力された外部変換映像データとを組み合わせる画像合成手段と、

30

前記画像合成手段より出力された合成映像データを複数の映像信号に変換する映像データ変換手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記内視鏡光学画像を複数の映像信号として入力する外部画像入力手段と、

前記超音波断層画像及び血流動態画像を複数の映像信号として入力する超音波画像入力手段と、

前記外部画像入力手段により入力された複数の映像信号から、任意の映像信号を選択する外部映像信号選択手段と、

40

前記外部映像信号選択手段で選択された映像信号を用いて外部映像データに変換する外部入力映像変換手段と、

前記超音波画像入力手段により入力された複数の映像信号から、任意の映像信号を選択する内部映像信号選択手段と、

前記超音波映像信号選択手段で選択された映像信号を用いて内部映像データに変換する内部映像信号選択手段と、

前記外部映像変換手段より出力された前記外部映像データの画像サイズを調整する映像サイズ変換手段と、

前記内部映像変換手段より出力された前記内部映像データと前記映像サイズ変換手段よ

50

り出力された外部変換映像データとを組み合わせて合成する画像合成手段と、

前記画像合成手段より出力された合成映像データを複数の映像信号に変換する映像データ変換手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記内視鏡光学画像を入力する前記外部画像入力手段と

前記超音波受信データを入力する超音波データ入力手段と、

前記外部画像入力手段により入力された映像信号から、外部映像データに変換する外部入力映像変換手段と

10

前記外部映像データを画像生成部へ送出する外部データ送出手段と、

前記超音波データ入力手段により入力された前記超音波受信データより超音波断層画像データを生成する超音波断層像処理手段及び血流動態データを生成するドブラ処理手段と

、前記超音波断層像手段により得られた前記超音波断層像データと、

前記ドブラ処理手段により得られた前記血流動態データとを前記画像生成部へ送出する内部データ送出手段と、

前記画像生成部は、前記内部データ送出手段及び前記外部データ送出手段から送出されるデータを受け取るデータ受信手段を設け、

前記データ受信手段より受け取った各種データを格納する記憶手段と

20

前記記憶手段から各種データを読み出し、画像補正処理を行う処理手段と

前記画像補正処理手段により画像補正処理をした画像データを映像信号に変換する画像出力手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記内視鏡光学画像を入力する前記外部画像入力手段と

前記超音波受信データを入力する超音波データ入力手段と、

前記外部画像入力手段により入力された映像信号から、外部映像データに変換する外部入力映像変換手段と

30

前記外部映像データを画像生成部へ送出する外部データ送出手段と、

前記超音波データ入力手段により入力された前記超音波受信データより超音波断層画像データを生成する超音波断層像処理手段及び血流動態データを生成するドブラ処理手段と

、前記超音波断層像手段により得られた前記超音波断層像データと、

前記ドブラ処理手段により得られた前記血流動態データとを前記画像生成部へ送出する内部データ送出手段と、

前記画像生成部は、前記内部データ送出手段及び前記外部データ送出手段から送出されるデータを受け取るデータ受信手段を設け、

前記データ受信手段より受け取った各種データを格納する記憶手段と

40

前記記憶手段から各種データを読み出し、画像補正処理を行う処理手段と

前記画像補正処理手段により画像補正処理をした画像データを映像信号に変換する画像出力手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

被検体内へ超音波を送信して生体組織からの反射波を受信し、被検体内の超音波断層画像と血流動態画像を得ると共に、被検体内の光学画像も得て、前記被検体内の前記超音波断層画像、前記血流動態画像、または前記内視鏡光学画像をモニタに表示する超音波診断装置において、

前記モニタの表示画面に前記超音波断層画像、または前記内視鏡光学画像のいずれかを

50

表示させる第1領域表示手段と、

前記被検体内の血流動態画像をモニタの表示画面に表示させる第2領域表示手段と、

前記被検体内の光学内視鏡画像のみをモニタの表示画面に表示させる第3領域表示手段と、

前記第1領域表示手段と前記第2領域表示手段とによってモニタに表示されている画像情報を認識する表示画像認識手段と、

前記モニタに表示される前記被検体内の血流動態表示画像と内視鏡光学画像とを切り換える画像切り換え手段と、

前記被検体内の内視鏡光学画像を表示しているモニタの表示領域を認識する表示領域認識手段と、

を備えたことを特徴とする超音波内視鏡診断装置。

10

【請求項14】

請求項13に記載の超音波診断装置において、

前記表示領域認識手段より、前記第1領域表示手段にてモニタに内視鏡光学画像が表示されている場合、前記第3領域表示手段によってはモニタに画像を表示をしない表示部制限手段とを備えていることを特徴とするからなる付記4記載の超音波内視鏡診断装置。

【請求項15】

請求項13に記載の超音波診断装置において、

前記第1領域表示手段によりモニタに表示される画像の輝度及び彩度をそれぞれ調整する画質調整手段と、

20

前記輝度調整手段の調整内容を格納する画質調整データメモリと、
を備え、

前記画像切り換え手段に連動して、前記第1領域表示手段によるモニタへの表示内容を、内視鏡光学画像と超音波断層画像とのいずれかに切り換える場合、前記画質調整手段により前記第1領域表示手段によるモニタへの表示画像の輝度及び彩度を変更することを特徴とする超音波内視鏡診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、超音波内視鏡により生成された体腔内の内視鏡光学画像、超音波断層画像、及び血流動態画像（情報）を術者の要望に応じて、自由に組み合わせることでモニタに表示可能とする超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来から被検体内に超音波パルスを照射し、被検体内の組織から反射された超音波パルスの反射波を受信し、その受信反射波信号に所定の信号処理を施して、組織断層画像を得る超音波診断装置が医療分野において用いられている。

【0003】

また、前記超音波診断装置には、被検体内の組織断層画像の生成以外に、運動している部分に投射された超音波パルスが運動体の運動速度により反射波の周波数が偏移するドプラ効果を利用して、被検体内の血流動態を観察するドプラ機能も用いられている。

40

【0004】

このような超音波診断装置では、被検体内の生体組織断層画像と血流動態画像（カラーフロー画像とも称する。）とを同時にモニタに表示することで、観察している血流動態画像（情報）が被検体内のどの位置のものであるかが解り易くなる。

【0005】

一方、体腔内の被検体像を得る装置としては、被検体内に挿入部を挿入して、被検体内の光学像を得て被検体内部を診断する内視鏡がある。この内視鏡による被検体内部の診断は、挿入された被検体内部の表面情報のみであり、腫瘍等における深部への進展度を明瞭に観察することができなかった。このような深部情報を観察するためには、内視鏡の先端

50

部に超音波振動子を設けた超音波内視鏡が利用されるようになっている。

【0006】

被検体内の診断は、前記超音波内視鏡により、被検体内に挿入される挿入部先端部に設けられた観察光学系による被検体内の内視鏡光学画像と、超音波振動子により照射した生体組織の深部の超音波断層画像との両方の画像で、行うことができるようになった。さらに、超音波内視鏡では、前述したドプラ機能を活用することで、被検体内の深部の血流動態をリアルタイムに観察できるようになった。

【0007】

このように、超音波内視鏡を使用することで、色彩変化の富んだ被検体内の内視鏡光学画像、白黒階調により表現される深部の超音波断層画像及び赤色並びに青色を基本とした色調で表現される血流動態画像（情報）を含めて診断可能となった。

【0008】

ところで、一般的に内視鏡画像のような光学画像を表示する場合は、体腔内の色合いに合わせて色温度を設定している。一方、超音波診断装置では、測定対象とする部位の深さ方向の断層像を白黒階調の画像で表現し、血流の方向及び速さをドップラモードで色づけして表示している。

【0009】

血流動態の表現方法は異なるが、内視鏡画像とドプラ効果を利用した血流信号をモニタに表示する方法が米国特許第6217519号公報に提案されている。前記米国特許第6217519号公報に提案されている超音波内視鏡において、内視鏡光学画像と血流動態画像との表示は、モニタのそれぞれの位置に内視鏡画像と血流動態画像とが常に表示され、かつ、その表示される画像の大きさも変わらないものである。

【0010】

また、一般に、超音波内視鏡は、超音波断層画像を生成する超音波診断装置と、内視鏡画像を生成する内視鏡ビデオプロセッサとを組み合わせ、前記超音波診断装置により生成された超音波断層画像と、内視鏡ビデオプロセッサにより生成された内視鏡光学画像は、それぞれの個別モニタに表示されている。

【0011】

具体的には、図1に示すように、内視鏡画像用モニタ1、内視鏡ビデオプロセッサ2、及び内視鏡用光源3が内視鏡システム用トロリー4に搭載され、超音波内視鏡Xが前記内視鏡ビデオプロセッサ2と内視鏡用光源3に接続されている。そして、超音波画像を生成するために、内視鏡システム用トロリー4とは別のトロリーに、超音波画像用モニタ5と超音波診断装置6が搭載され、前記超音波内視鏡Xは、超音波診断装置6にも接続されている。

【0012】

上述した接続構成において、前記超音波内視鏡Xを用いて内視鏡画像を得る方法を説明する。前記超音波内視鏡Xは、内視鏡用光源3からの照明光を挿入部先端部から照射し、この照明光により照明された被検体内を挿入部先端部に設けられた対物光学系と、この対物光学系の焦点位置に設けられた固体撮像素子により撮像し、その撮像信号を前記内視鏡ビデオプロセッサ2において、所定の信号処理を施して、内視鏡画像用モニタ1に内視鏡画像として表示するようになっている。

【0013】

次に、前記超音波内視鏡Xを用いて超音波画像を得る方法を説明する。前記超音波内視鏡Xは、挿入部先端に設けられた超音波振動子を前記超音波診断装置6の駆動制御により、超音波を送信することで帰ってくる超音波を受信し、受信した超音波信号に所定の信号処理を施して、前記超音波画像用モニタ5に超音波断層画像が表示されるようになっている。

【0014】

上述の例では、挿入部先端部に設けられた超音波振動子を具備する超音波内視鏡Xを適用した場合について説明したが、図示しない内視鏡の鉗子チャンネルを用いて挿入部先端

から挿通突出させる超音波振動子を内蔵する超音波プローブを用いる形態でも良い。また、超音波振動子の形状は、図示しないが単体だけでなく、複数個から構成されるものでも良く、構成される形状は、扇型、リニア型、ラジアル型など限定されない。

【0015】

このような超音波内視鏡システムにおいて、術者は、超音波内視鏡の挿入部を被検体内へ挿入する際には、前記内視鏡画像用モニタ1に表示される内視鏡光学画像を確認しながら挿入操作を行う。この内視鏡画像用モニタ1に表示される内視鏡光学画像により超音波内視鏡の挿入部先端部が観察対象部位に到達されたことが確認されると、術者は、前記超音波診断装置6により超音波振動子を駆動させて超音波断層画像の生成操作を行い、かつ、超音波画像用モニタ5に表示される超音波断層画像へと視線を移動させて、断層画像による診断観察を行う。このために、術者は内視鏡観察時に内視鏡光学画像を表示している内視鏡画像用モニタ1と超音波断層画像を表示している超音波画像用モニタ5へと視線移動させる必要があり、述者にとって内視鏡観察時の負担となっていた。

10

【0016】

このように、内視鏡光学画像と超音波断層画像とが異なるモニタに表示されると、術者に対して視線移動の負担をかけるために、前記内視鏡ビデオプロセッサ2と超音波診断装置6の映像出力ケーブルを切換器を介して同一のモニタに接続し、その切換器による接続切換により同一モニタに内視鏡光学画像と超音波断層画像を表示させて、術者の視線移動の負担を軽減させることも行われている。ただし、内視鏡光学画像と超音波断層画像とのどちらかのみ表示となるために、超音波断層画像で描出している部分が診断の意図した部位であるかを光学画像で確認するには、切り換えが必要となる。その結果として、この方式では、対象となる診断部位を確認する作業に頻繁な切り換えが必要となるために、診断時間が長くなる。

20

【0017】

一方、前述したように、内視鏡光学画像は、色彩の鮮やかなカラー画像であり、超音波断層画像は、白黒の階調で表現される白黒画像であり、さらに、血流動態画像（情報）は、段階毎に変化するカラー画像である。これらの画像の下で診断を行うためには、それぞれの画像が最適な画質においてモニタに表示されることが必要である。

【0018】

しかしながら、前述したように、内視鏡光学画像、超音波断層画像、血流動態画像を切換器を介して、同一モニタに表示させる場合は、各々の画像をモニタに表示させる都度、画質調整が必要となり、術者への画質調整という新たな操作を強いることになる。また、これら複数の画像を同時にモニタに表示する場合、いずれか一つの画像を基準として、画質調整されるために、他の画像の画質の最適化ができないことがある。また、前記のように超音波断層画像と内視鏡光学画像とを同時に表示したとき、モニタ上で対応する画質調整では、超音波断層画像か内視鏡光学画像かいずれかの画質調整を優先することとなり、モニタに表示された超音波画像と内視鏡画像とでは、どちらか一方の画像が最適に調整されているため、診断によっては、診断しづらい画像であり、述者に負担となっていた。

30

【0019】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡光学画像、超音波断層画像、血流動態画像を同一モニタに表示可能とし、そのモニタに表示されるそれぞれの画像の表示位置や大きさを術者が選択でき、かつ、モニタに表示されるそれぞれの画像は最適な画質に調整表示可能であり、術者にとって最適な表示画像で診断できる環境を提供することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明による超音波診断装置は、被検体内へ超音波を送信して生体組織からの反射波を受信し、被検体内の超音波断層画像と血流動態画像を得ると共に、被検体内の光学画像も得て、前記被検体内の前記超音波断層画像、前記血流動態画像、または前記内視鏡光学画

50

像をモニタに表示する超音波診断装置において、

前記モニタの表示画面に前記超音波断層画像、または前記内視鏡光学画像のいずれかを表示させる第1領域表示手段と、前記モニタの表示画面の一部に、前記内視鏡光学画像を表示させる第2領域表示手段と、前記モニタの表示画面に前記血流動態画像を表示させる第3領域表示手段と、前記第1領域表示手段、第2領域表示手段及び第3領域表示手段が前記モニタに表示している画像情報を認識する表示画像認識手段を有し、前記各領域表示手段によりモニタに表示させる画像を指定する表示画像指示手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【0021】

また、本発明の超音波診断装置は、被検体内へ超音波を送信して生体組織からの反射波を受信し、被検体内の超音波断層画像と血流動態画像を得ると共に、被検体内の光学画像も得て、前記被検体内の前記超音波断層画像、前記血流動態画像、または前記内視鏡光学画像をモニタに表示する超音波診断装置において、

前記モニタの表示画面に前記超音波断層画像、または前記内視鏡光学画像のいずれかを表示させる第1領域表示手段と、前記モニタの表示画面の一部に、前記内視鏡光学画像を表示させる第2領域表示手段と、前記モニタの前記表示画面に表示されている前記超音波断層画像に、前記血流動態画像を重ねさせる第3領域表示手段と、前記第1領域表示手段により前記モニタに表示される前記超音波断層画像と前記内視鏡光学画像とを切り換えると共に、前記第1領域表示手段より前記超音波断層画像が表示された際に、前記第2領域表示手段により前記内視鏡光学画像、及び／または前記第3領域表示手段により前記血流動態画像を表示させるように切り換える切り換え手段と、を備えたことを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】 図1は、従来の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】 図2ないし図5は本発明の実施例1に係り、図1は超音波診断装置の実施例1の構成を示すブロック図。

【図3】 図3は、図2に示す超音波診断装置における画像生成部の構成を示すブロック図。

【図4】 図4はモニタに表示される画像の表示例を説明する説明図であり、(A)と(B)は第1表示領域のみ表示した例、(C)は第1表示領域と第2表示領域とを表示した例、(D)は第1表示領域と第3表示領域とを表示した一例、(E)は、第1表示領域と第2表示領域と第3表示領域とを全て表示した場合の例を示す説明図。

【図5】 図5は、画像生成部の動作を説明するフローチャート。

【図6】 図6ないし図9は、本発明超音波診断装置の実施例2に係り、図6は超音波診断装置を説明するブロック図。

【図7】 図7は、画像合成部を示すブロック図。

【図8】 図8は、CIE色温度を説明する説明図。

【図9】 図9は、カラーフロー画像のスケールマッピング。

【図10】 図10ないし図13は本発明の実施例3に係り、図10は超音波診断装置を示すブロック図。

【図11】 図11は、実施例3におけるメモリマップと画面との対応を示す説明図。

【図12】 図12は、制御方法を説明するフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明の超音波診断装置の実施例について図面を参照して説明する。

【実施例1】

【0024】

図2ないし図5は本発明の超音波診断装置の実施例1に係り、図2は超音波診断装置の構成を示すブロック図、図3は図2の画像生成部の構成を示すブロック図、図4はモニタ

に表示される画像の表示例を説明する説明図、図5は画像生成部の動作を説明するフローチャートである。

【0025】

図2を用いて実施例1に係る超音波診断装置の全体構成を説明する。超音波診断装置は、超音波プローブ10、切換回路（図中MUXと表記、以下MUXと称する。）7、送信部8、受信部9、超音波信号処理部11、外部画像インターフェイス部（以下、外部画像I/F部と称する。）12、画像生成部13、モニタ15、制御部16、及び操作部14を備えている。

【0026】

前記超音波プローブ10は、内視鏡挿入部の先端部に対物光学系と共に超音波を送受信する超音波振動子が内蔵された超音波内視鏡、または内視鏡挿入部に設けられているチャンネルに挿通され、先端部に超音波を送受信する超音波振動子を有する超音波プローブのいずれかであり、体腔内に挿入されて、体腔内から生体組織に超音波を送信して、反射超音波により生体組織断層と血流動態を観察するものである。

【0027】

前記MUX7は、前記超音波プローブ10に対して、送信部8からの超音波送信駆動信号と、超音波プローブ10からの反射超音波信号を受信部9への供給切換を行う。前記送信部8は、前記MUX7を介して、前記超音波プローブ10に対して、超音波送信駆動信号を生成供給する。前記受信部9は、前記MUX7を介して前記超音波プローブ10からの反射超音波信号を受信し、所定の値の信号に増幅する。

【0028】

前記超音波信号処理部11は、前記受信部9により増幅された反射超音波信号に所定の信号処理を施して超音波断層画像データ、及び血流動態情報データを生成する。前記外部画像I/F部12は、図示していない、内視鏡挿入部の先端の対物光学系に内蔵された固体撮像素子により撮像生成された撮像信号を用いて、図示していない、内視鏡ビデオプロセッサにおいて所定の信号処理を施して生成された内視鏡光学画像データを取り込むインターフェースである。

【0029】

前記画像生成部13は、前記超音波信号処理部11と外部画像I/F部12からの画像データを基にモニタ15に表示する画像を生成する。前記モニタ15は、前記画像生成部13において生成された画像を表示する。

【0030】

前記制御部16は、前記MUX7、送信部8、受信部9、超音波信号処理部11、及び画像生成部13の駆動を制御する。前記操作部14は、前記制御部16に対して、超音波信号処理部11において処理する画像の設定、前記画像生成部13におけるモニタ15に表示される画像の選択指示、画質調整指示などを術者が入力するものである。

【0031】

このような構成の超音波診断装置は、操作部14からの術者による指示入力により、制御部16によってMUX7、送信部8、受信部9、超音波信号処理部11、画像生成部13が駆動制御される。前記送信部8は、前記操作部14から術者により入力された超音波診断のための超音波断層画像を得るBモード、または、超音波のドプラ効果を用いた血流動態を得る血流モードに応じて前記制御部16からの制御により、前記モードに応じた超音波送信信号を生成して、前記MUX7を介して超音波プローブ10へ供給する。超音波プローブ10は、その超音波送信信号により超音波を送信する。生体組織により反射された反射超音波は、超音波プローブ10により受信されて反射超音波信号に変換されてMUX7を介して受信部9に出力される。つまり、前記MUX7は、前記制御部16の制御の下において、送信部8から供給された超音波送信信号の超音波プローブ10への供給と、前記超音波プローブ10により受信生成した反射超音波信号の前記受信部9への供給との切換が行われる。

【0032】

前記受信部 9 に供給された反射超音波信号は、所定の信号の大きさに増幅されて超音波信号処理部 11 に出力される。前記超音波信号処理部 11 は、前記送信部 8 からの超音波送信信号により超音波プローブ 10 から送信された超音波が超音波断層像を生成する B モード、及び血流モードに応じて超音波断層画像データと血流動態情報データを生成する。

【0033】

この超音波信号処理部 11 にて生成した超音波断層画像データ及び血流動態情報データは、画像生成部 13 に転送される。画像生成部 13 は、外部画像 I/F 部 12 からの内視鏡光学画像データと、前記超音波信号処理部 11 からの超音波断層画像データと血流動態情報データを用いて、前記操作部 14 から術者が入力したモニタ 15 への表示形態に応じて、制御部 16 の制御の下においてモニタ 15 に表示させる画像の表示画像信号を生成する。 10

【0034】

次に、前記超音波信号処理部 11 と画像生成部 13 の構成について、図 3 を用いて説明する。前記超音波信号処理部 11 は、前述したように、前記超音波断層画像データを生成する B モード処理部 17 と、前記血流画像データを生成する CFM 処理部 18 とを有している。前記画像生成部 13 は、内視鏡画像メモリ 19、超音波断層像メモリ 20、ドプラ画像用メモリ 21、切り換え部 22、第 1 領域表示用メモリ 23、第 2 領域表示用メモリ 24、第 3 領域表示用メモリ 25、色補正部 26、及び画像合成部 27、画質調整連動部 46 を備えている。

【0035】

前記画像生成部 13 の内視鏡画像メモリ 16 は、前記外部画像 I/F 部 12 から供給された内視鏡光学画像データを格納記憶する。前記超音波断層像メモリ 20 は、前記超音波信号処理部 11 の B モード処理部 17 において生成された超音波断層データを格納記憶する。前記ドプラ画像用メモリ 21 は、前記超音波信号処理部 11 の CFM 処理部 18 において生成された血流動態情報データを格納記憶する。 20

【0036】

前記切り換え部 22 は、前記内視鏡画像メモリ 19 の出力に接続された端子 a、d、前記超音波断層像メモリ 20 の出力に接続された端子 b、c、前記ドプラ画像用メモリ 21 の出力接続された端子 e、前記端子 a と端子 b を第 1 領域表示用メモリ 23 に接続切り換えを行う接片 x、前記端子 c と端子 d を第 2 領域表示用メモリ 24 に接続切り換えを行う接片 y、前記端子 e を前記第 3 領域表示用メモリ 25 に接続、非接続する接片 z から構成されている。 30

【0037】

前記第 1 ～第 3 領域表示用メモリ 23 は、前記切り換え部 22 により選択した前記内視鏡画像メモリ 19、超音波断層像メモリ 20、及びドプラ画像用メモリ 21 からの画像データを一時記憶させるものである。第 1 領域表示用メモリ 23 には、モニタ 15 に表示される後述する第 1 表示領域の画像データを記憶し、第 2 領域表示用メモリ 24 には、モニタ 15 に表示される後述する第 2 表示領域の画像データを記憶し、第 3 領域表示用メモリ 25 には、モニタ 15 に表示される後述する第 3 表示領域の画像データを記憶する。

【0038】

前記色補正部 26 は、前記第 1 ～第 3 領域表示用メモリ 23 ～25 に記憶された画像データのそれぞれの色補正処理を行う。この色補正部 26 の具体的な色補正処理について詳述する。 40

【0039】

例えば、内視鏡光学画像は、体腔内の管腔壁は肌色及び白色が主であり、隆起部分に赤みがかっていたり、粘膜のある部分には白っぽくなっていたり、焼灼部分は黒色というように、様々な色で構成されている。このなかでも、隆起部分の赤が強調されるように色相と彩度を緑色の方向に調整する。

【0040】

また、超音波断層画像は、白黒階調で深部の構造が表示される。主に、血液を多く含む 50

部分及び壁が白く表示され、血管等の管腔は黒く抜けたりする。このような階調表現により様々な構造を表現できるように各色の階調変化を一定にすると共に、輝度変化を線形に変化させる。さらに、入力信号レベルに応じたガンマカーブの補正もここで行う。

【0041】

そして、超音波による血流動態画像は、血流の方向を赤色及び青色とで区別して表現する。また、血流の有無を橙色の階調により表現する。このような、赤色、青色及び橙色の色調変化に他色の混ざりのないように色の補正を行う。さらに、ガンマカーブの補正も行う。

【0042】

なお、この色補正部26は、前記第1～第3領域表示用メモリ23～25が全ての画像データに画質補正するように説明したが、モニタ15に表示させる画像の画像データのみ色補正させるようにしても良く、又、前記第1～第3領域表示用メモリ23～25の個別画像データ毎に色補正処理するようにしても良い。

【0043】

前記画像合成部27は、前記色補正部26において色補正処理されたそれぞれの画像データをアナログ画像信号に変換し、かつ、それぞれのアナログ画像信号を合成して、前記モニタ15に表示する表示画像信号を生成する。

【0044】

なお、前記画像生成部13は、前述したように、前記制御部16によって駆動制御されるために、少なくとも、前記切り換え部22、色補正部26、及び画像合成部27の駆動は制御部16により駆動制御される。又、前記内視鏡画像メモリ19、超音波断層像メモリ20、及びドプラ画像用メモリ21にそれぞれの画像データが格納記憶されたことを検出する図示していない画像データ格納記憶検出手段を設け、その画像データ格納記憶検出手段からの画像データ格納記憶検出情報により画像データの格納記憶の認識が可能となるようにしても良い。

【0045】

次に、前記切り換え部22の切り換え操作と、前記第1～第3領域表示用メモリ23～25に記憶する画像データと、及びモニタ15に表示される画像の関係について図4を併用して説明する。図4は、図3に示されている切り換え部22の切り換え組み合わせで表示可能案画像の一覧を示している。図4(A)と(B)は、第1表示領域のみ表示した例である。ここで、第1表示領域は、図4(A)は超音波診断増を、図4(B)は内視鏡像をモニタ全体に表示しており、図3の第1表示領域用メモリ23に格納された画像データにより、このように表示される。また、また、図4(C)は、第1表示領域と第2表示領域とを表示した一例を示す。ここでは、第2表示領域は第1表示領域より小さく、一部分が重なって表示されており、第1表示領域より第2表示領域の方が小さい。ここでは、第1表示領域に超音波断層図を、第2表示領域に内視鏡像を表示した例を示す。これより、図3の第1表示領域用メモリ23に格納された画像データはモニタ全体に表示され、第2表示領域用メモリ24に格納されたデータは限定された領域でモニタに表示される。さらに、図4(D)は第1表示領域と第3表示領域とを表示した一例を示す。ここでは、第1表示領域に超音波断層像を、第3表示領域にCFM画像を表示しており、図3の第1表示領域用メモリ23に格納された画像データはモニタ全体に表示され、第3表示領域用メモリ25に格納された画像データは、第1表示領域上の限られた領域で表示される。そして、図4(E)は、第1表示領域と第2表示領域と第3表示領域とを全て表示した場合の例を示す。

【0046】

前記モニタ15は、表示面全体に画像を表示させる第1表示領域28と、表示面の一部に縮小させた画像を表示させる第2表示領域29と、表示面に表示されている前記第1表示領域に重畳させて表示させる第3の表示領域30を有している。

【0047】

このモニタ15の第1表示領域28に表示させる画像の画像データが前記第1領域表示

用メモリ 23 に記憶され、前記第 2 表示領域 29 に表示させる画像の画像データが前記第 2 領域表示用メモリ 24 に記憶され、前記第 3 表示領域 30 に表示させる画像の画像データが前記第 3 領域表示用メモリ 25 に記憶される。

【0048】

前記切り換え部 22 の接片 x を端子 b に接続すると、前記超音波断層像メモリ 20 に格納記憶されている超音波断層画像データが、第 1 の領域表示用メモリ 23 に出力されて一時記憶される。この第 1 の領域表示用メモリ 23 に記憶された超音波断層画像データは、色補正部 26 において色補正処理が施されて、前記画像合成部 27 にてアナログ画像信号に変換されてモニタ 15 に出力されて、図 4 (A) に示すように、モニタ 15 の第 1 表示領域 28 に超音波断層画像を表示する。

10

【0049】

前記切り換え部 22 の接片 x を端子 a に接続すると、前記内視鏡画像メモリ 19 に格納記憶されている内視鏡光学画像データが、第 1 の領域表示用メモリ 23 に出力されて一時記憶される。この第 1 の領域表示用メモリ 23 に記憶された内視鏡光学画像データは、色補正部 26 において色補正処理が施されて、前記画像合成部 27 にてアナログ画像信号に変換されてモニタ 15 に出力されて、図 4 (B) に示すように、モニタ 15 の第 1 表示領域 28 に内視鏡光学画像を表示する。

【0050】

次に、前記切り換え部 22 の接片 x を端子 b に接続し、かつ、接片 y を端子 d に接続すると、前記超音波断層像メモリ 20 に格納記憶されている超音波断層画像データが端子 b から接片 x を介して、第 1 領域表示用メモリ 23 に出力されて一時記憶され、前記内視鏡画像メモリ 19 に格納記憶されている内視鏡光学画像データが端子 d から接片 y を介して、第 2 領域表示用メモリ 24 に出力されて一時記憶される。この第 1 領域表示用メモリ 23 に記憶された超音波断層画像データと、第 2 領域表示用メモリ 24 に記憶された内視鏡光学画像データとは、色補正部 26 において色補正処理が施されて、前記画像合成部 27 にてアナログ画像信号に変換され、第 1 表示領域 28 と第 2 表示領域 29 からなる合成画像信号を生成してモニタ 15 に出力されて、図 4 (C) に示すように、モニタ 15 の第 1 表示領域 28 に内視鏡断層画像、第 2 表示領域 29 に内視鏡光学画像を表示する。又、前記切り換え部 22 の接片 x を端子 a に接続し、接片 y を端子 c に接続すると、前記第 1 領域表示用メモリ 23 と第 2 領域表示用メモリ 24 に記憶される画像データが内視鏡光学画像データと超音波断層画像データとに置き換わり、モニタ 15 には、図 4 (C) に示す表示状態と逆の関係となり第 1 表示領域 28 に内視鏡光学画像が表示され、第 2 表示領域 29 に超音波断層画像が表示できる。

20

30

【0051】

次に、前記切り換え部 22 の接片 x を端子 b に接続し、かつ、接片 z を端子 e に接続すると、前記超音波断層像メモリ 20 に格納記憶されている超音波断層画像データが端子 b から接片 x を介して、第 1 領域表示用メモリ 23 に出力されて一時記憶され、前記ドプラ画像用メモリ 21 に格納記憶されている血流動態情報データが端子 e から接片 z を介して、第 3 領域表示用メモリ 25 に出力されて一時記憶される。この第 1 領域表示用メモリ 23 に記憶された超音波断層画像データと、第 3 領域表示用メモリ 25 に記憶された血流動態情報データは、色補正部 26 において色補正処理が施されて、前記画像合成部 27 にてアナログ画像信号に変換され、第 1 表示領域 28 と第 3 表示領域 30 からなる合成画像信号を生成してモニタ 15 に出力されて、図 4 (D) に示すように、モニタ 15 の第 1 表示領域 28 に内視鏡断層画像、第 3 表示領域 30 に血流動態情報を表示する。

40

【0052】

また、次に、前記切り換え部 22 の接片 x を端子 b に接続、接片 y を端子 d に接続、かつ、接片 z を端子 e に接続すると、前記超音波断層像メモリ 20 に格納記憶されている超音波断層画像データが端子 b から接片 x を介して、第 1 領域表示用メモリ 23 に出力されて一時記憶され、前記内視鏡画像メモリ 19 に格納記憶されている内視鏡光学画像データが端子 c から接片 y を介して、第 2 領域表示用メモリ 24 に出力されて一時記憶され、前

50

記記ドブラ画像用メモリ21に格納記憶されている血流動態情報データが端子eから接片zを介して、第3領域表示用メモリ25に出力されて一時記憶される。この第1領域表示用メモリ23に記憶された超音波断層画像データと、第2領域表示用メモリ24に記憶された内視鏡光学画像データと、及び第3領域表示用メモリ25に記憶された血流動態情報データは、色補正部26において色補正処理が施されて、前記画像合成部27にてアナログ画像信号に変換され、第1表示領域28と第2表示領域29及び第3表示領域30からなる合成画像信号を生成してモニタ15に出力されて、図4(E)に示すように、モニタ15の第1表示領域28に内視鏡断層画像、第2表示領域29に内視鏡光学画像、第3表示領域30に血流動態情報を表示する。

【0053】

10

このようにモニタ15に表示する画像の切り換え操作の前記制御部16による前記画像生成部11の駆動制御動作について図5を用いて説明する。なお、この動作説明は、前記モニタ15の第1表示領域28には超音波断層画像と内視鏡光学画像の切り替え表示、第2表示領域29には内視鏡光学画像の表示、第3表示領域30に血流動態情報の表示の場合を例に説明する。

【0054】

前記制御部15は、前記画像生成部11を駆動スタートさせる(ステップS1)と、前記制御部16はステップS2において、前記操作部14から入力指示されているモニタ15の第1表示領域28に表示する画像が、内視鏡光学画像であるか、または超音波断層画像であるか判定する。

20

【0055】

このステップS2の判定の結果、内視鏡光学画像が入力指示されていると判定されると、前記制御部16はステップS4において、前記切り換え部22の接片xを端子aに接続して前記内視鏡画像メモリ19の内視鏡光学画像データを前記第1領域表示用メモリ23に出力させて記憶し、かつ、前記色補正部26を駆動制御して、前記第1領域表示用メモリ23に記憶された内視鏡光学画像データを内視鏡光学画像に対応した画像輝度、色相補正等の色補正処理を行う。次に制御部16は、ステップS5において、前記画像合成部27を駆動制御して、前記ステップS4において色補正処理された内視鏡光学画像データをアナログ画像信号に変換させて、図4(B)に示すように、モニタ15の第1表示領域28に内視鏡光学画像を表示させて、ステップS2へ戻る。

30

【0056】

前記ステップS2において、超音波断層画像が入力指示されていると判定されると、前記制御部16はステップS3において、前記切り換え部22の接片xを端子bに接続して前記超音波断層画像メモリ20の超音波断層画像データを前記第1領域表示用メモリ23に出力させて記憶し、かつ、前記色補正部16を駆動制御して、前記第1領域表示用メモリ23に記憶された超音波断層画像データを用いて、超音波断層画像に対応した白黒階調の補正処理を行う。次に制御部16は、ステップS6において、前記画像合成部27を駆動制御して、前記ステップS3において補正処理された超音波断層画像データをアナログ画像信号に変換させて、図4(A)に示すように、モニタ15の第1表示領域28に超音波断層画像を表示させる。

40

【0057】

次に、前記制御部16はステップS7において、前記操作部14から前記モニタ15の第2表示領域29に画像表示する入力指示が行われているか判定する。このステップS7において、第2表示領域29に画像表示しない入力指示と判定されると、ステップS9以降が実行される。前記ステップS7において、第2表示領域29に画像表示する入力指示と判定されると、前記制御部16はステップS8において、前記切り換え部22の接片yを端子dに接続して前記内視鏡画像メモリ19の内視鏡光学画像データを前記第2領域表示用メモリ24に出力させて記憶し、かつ、前記色補正部26を駆動制御して前記第2領域表示用メモリ24に記憶された内視鏡画像データを内視鏡光学画像に対応した色補正処理を行い、かつ、前記画像合成部27を駆動制御して、アナログ画像信号に変換させて、

50

図4 (C) に示すように、モニタ15の第2表示領域29に内視鏡光学画像を表示させる。

【0058】

次に、前記制御部16はステップS9において、前記操作部14から前記モニタ15の第3表示領域30に画像表示する入力指示が行われているか判定する。このステップS9において、第3表示領域30に画像表示しないとの入力指示と判定されると、前記ステップS2へと戻る。前記ステップS9において、第3表示領域30に画像表示する入力指示と判定されると、前記制御部16はステップS10において、前記切り換え部22の接片zを端子eに接続して前記ドプラ画像用メモリ21の血流動態情報データを前記第3領域表示用メモリ25に出力させて記憶し、かつ、前記色補正部26を駆動制御して前記第3領域表示用メモリ25に記憶された血流動態情報データを血流動態情報に対応した色補正処理を行い、さらに、前記画像合成部27を駆動制御して、アナログ画像信号に変換させて、図4 (E) に示すように、モニタ15の第3表示領域30に内視鏡光学画像を表示させる。

10

【0059】

つまり、ステップS3～S10の処理により図4 (E) に示すようにモニタ15に、第1表示領域28に超音波断層画像、第2表示領域29に内視鏡光学画像、第3表示領域に血流動態情報が同時に表示でき、かつ、それらの画像の輝度、色相、階調などが最適状態に補正されて表示される。

【0060】

20

なお、前記第2領域表示用メモリ24は、内視鏡光学画像を縮小表示させるために、図示していないが、圧縮部を内蔵している。又、第3領域表示用メモリ25は、画像表示領域よりも画像データが少ない場合は、データ数を多くするような補正部を併せ持たせても良い。

【0061】

さらに、前記色補正部26は、それぞれの画像データの種類に応じて、補正用データを格納する色補正パラメータデータを記憶したメモリを併せ持たせても良い。この色補正パラメータデータは、操作部14により画像表示の切り替え入力指示が制御部16を介して画像生成部13に入力されることに同期して、色補正部26において処理する画像データに適用されるように、適切なタイミングにより読み出して適用する。

30

【0062】

さらにまた、図4 (C) に示されている第1表示領域と第2表示領域とを組み合わせた表示において、第2表示領域は図示されている位置に固定されていることなく、左右上下に操作部14の指示により移動しても良い。さらに、図4 (E) に示されている第1表示領域と第2表示領域及び第3表示領域とを組み合わせた表示においても、同様に、第2表示領域と第3表示領域とは図示されている位置に固定されることなく、左右上下に操作部14の指示により個別に移動しても良い。なお、第2表示領域と第3表示領域とが重なる場合は、操作部14の設定により、画像合成部27の制御で重なり合わない位置に自動で移動しても良い。

【0063】

40

また、前記色補正パラメータデータは、図2の操作部14より、画像表示の切り換え命令が、図2の制御部16を経て図2の画像生成部13に入力と同期して、図3の色補正部26で処理する画像データに適用されるように、適切なタイミングで切り換えられるようにしてもよい。そして、切り換え部22と連動して、切り換えられた画像に対応して色補正部26で対応し補正データが切り替わるよう画質調整連動部46を設け、画像の切り換えに連動して色補正のパラメータがきり替わるようにしてもよいものである。

【実施例2】

【0064】

図6ないし図9は、本発明超音波診断装置の実施例2に係り、図6は超音波診断装置を説明するブロック図、図7は画像合成部を示すブロック図、図8はCIE色温度を説明す

50

る説明図、図9はカラーフロー画像のスケールマッピングである。

【0065】

MUX (切換回路) 7、送信部8、受信部9、超音波プローブ10、超音波信号処理部11、操作部14、モニタ15、制御部16は、図2に示す実施例1と同じである。実施例1の構成に対し追加及び変更されているのは、画像合成部と色補正データメモリであり、実施例2では外部入力付き画像合成部51、色補正データメモリ52が変更、追加されている。

【0066】

図6に示すように、この実施例では、操作部14の指示により、制御部16を経由して超音波プローブ10から送信部8、受信部9を用いて超音波を送受信し、得られた超音波エコーデータを超音波信号処理部11にて超音波断層像データ及び血流動態データを生成するところまでは、実施例1と同じ動作である。この時、超音波信号処理部11にて出力される超音波断層像データ及び血流動態データは、ITU REC 656規格等に準じたデジタル映像データとする。

10

【0067】

前記超音波信号処理部11より得られた超音波断層像データ及び血流動態データは、外部入力付き画像合成部51に取り込まれる。一方で、図7に示すように、前記外部入力付き画像合成部51は、外部画像入力端子53から内視鏡画像信号を取り込む。前記外部入力付き画像合成部51に取り込まれた、内視鏡画像信号と、超音波断層像及び血流動態データとを図4(A)から図4(E)に表現する組み合わせでモニタ15に表示する。

20

【0068】

ここで、外部入力付き画像合成部51について図7を用いて説明する。

【0069】

図7に示す外部入力付き画像合成部51は、外部映像入力端子53、外部映像信号変換部31、画像処理プロセッサ32、映像データ変換部33を備えている。

【0070】

複数種類の映像信号用の端子を持った外映像入力端子53より内視鏡映像を入力し、外部映像信号変換部31に複数種類の映像信号形態で取り込み、外部映像信号変換部31では映像信号をITU REC 601/656規格等のデジタルデータに変換して出力する。変換された外部映像データは、画像処理プロセッサ33に入力される。

30

【0071】

図6に示す超音波信号処理部11から出力された超音波断層像データ及び血流動態データは、そのまま画像処理プロセッサ32に入力される。画像処理プロセッサ32では、内視鏡画像である外部映像データと超音波断層像データと血流動態データとより、図4(A)から図4(E)に示すような出力画像データを得られるよう処理を行う。

【0072】

前記画像処理プロセッサ32は、モニタの色温度の影響を補正する機能を持ち合わせている。この処理について説明する。モニタの色温度が低い場合は、表示される画像は赤みがかかることが一般的に知られている。ここで、図8は、一般的なCIEの色度図示す。図8より、色温度を低く設定している場合は赤の方向へ色が推移すると考え、表示出力する画像データの色が、モニタに表示されるときに想定していた色に推移するよう、明るい色に設定しておけばよいこととなる。

40

【0073】

ここでは、超音波ドプラで血流動態をマッピングするカラースケールの場合を説明する。図9にドプラ時のカラースケールの一例を示す。モニタの色温度が低く設定している場合、図9(A)のような速流が正の場合、赤色と橙色に設定しているのを、図9(B)のような橙色と黄色に設定する。その結果、モニタに表示された結果は図9(A)となり、内視鏡画像を組み合わせても、術者の意図した色で血流動態を表示することができる。

【0074】

なお、画像処理プロセッサ32には、実施例1で説明した色相及び彩度など調整機能、

50

図4で示した表示領域にどの画像を表示するか設定する機能も含まれており、ここでは説明を省略する。上述した画像調整機能で利用した各種パラメータは、図6に示されている色補正データメモリ52に格納されている。

【0075】

ここで、図7の説明に戻り、上述した処理をした結果、画像処理プロセッサ32で得られた画像出力データは、映像データ変換部33に入力され、複数種類の映像信号形態（例えば、コンポジット信号、Y/C信号、RGB信号）へ変換され、外部入力画像合成部51より出力され、表示部15に画像が表示される。

【実施例3】

【0076】

10

図10ないし図13は本発明の実施例3に係り、図10は超音波診断装置を示すブロック図、図11は実施例3におけるメモリマップと画面との対応を示す説明図、図12は制御方法を示すフローチャートである。

【0077】

この実施例の超音波診断装置は、外部画像I/F部34、超音波信号処理部35、画像生成部36を備えている。前記外部画像I/F部34は、データコンバータ37、データ送出部38を有している。一方、前記超音波信号処理部35は、Bモード処理部39、CFM処理部40、超音波データ送出部41を有している。前記画像生成部36は、データ受信部42、CPU43、メモリ44、画像出力部45を備えている。

【0078】

20

図10においては、超音波信号を超音波プローブから送信して受信し、受信した超音波信号を検波するまでと、ドプラ用の送受信とBモード用の送受信を制御する手段については省略している。

【0079】

図10に示すように、内視鏡画像信号は、外部画像I/F部34に入力され、データコンバータ27にて映像データに変換される。変換された映像データは、データ送出部38より、画像生成部36のデータ受信部42に入力されて、内部バスを通じてメモリ44に格納される。一方、超音波を送受信して、受信した超音波信号を検波して得られた超音波データは、超音波信号処理部35に入力され、超音波断層像のデータはBモード処理部39へ、ドプラ用のデータはCFM処理部へ転送され、Bモード処理部39からは超音波断層像データを、CFM処理部からは血流動態データを出力し、超音波データ送出部41へ転送される。超音波データ送出部41より、画像生成部36のデータ送信部42へ超音波断層像データと血流動態データを受け取り、内部バスを通じてメモリ44へ格納される。

30

【0080】

ここで、前記メモリ44に格納されたデータの状態を図11に示す。図11に示すように、図4に示した表示領域に対応して、データエリアを分割するようにする。例えば、第1表示領域に表示した場合は、10000000番地の第1表示領域用データに格納する。なお、10000000番地に格納した画像データが読み出されていないうちに、次のフレームデータがきた場合は、20000000番地に格納し、これを意図するフラグを立てておくことで、画像処理するプログラムは次のフレームのデータを読み出す時に、対応すればよいこととなる。この結果、各表示領域の画像の切り換えは、格納するデータを切り換えることで可能となり、実施例1で示したハードウェアによりメモリの切り換え部を不要とする。これより、CPUはどの領域にどの画像を表示させるかを把握しており、CPUにより色補正処理を行うため、画像表示と連動した補正処理の切り換えもCPUで把握している。この実施例3は、実施例1を改良した実施例である。

40

【0081】

前記メモリ44に格納されたデータは、前記CPU43の制御により、各種画像処理を行い、前記画像処理部45から映像信号として出力される。

【0082】

50

本実施例における制御方法について図 1 2 にフローチャートで示す。

【0083】

図 1 2 において、S 1 2 で初期設定を行い、S 1 3 で内視鏡画像が入力されているかどうか判断し、入力されている場合は、超音波送信・受信処理ステップ S 2 3 と内視鏡画像の映像信号を映像データに変換するステップ S 3 2 へ移行し、超音波画像のみの場合は超音波送信・受信ステップ S 1 4 へ移行する。

【0084】

内視鏡画像が入力されていない場合は、S 1 4 で超音波の送受信処理を行い、S 1 5 でモニタに表示するのが超音波断層画像のみなのか、超音波断層画像及び血流画像とを合わせたものなのかを判断し、超音波断層画像のみであれば、S 1 7 で B モード処理のみを行い、超音波断層画像と血流画像とを合わせたものであれば、S 1 6 で B モード処理と C F M 処理を行う。これらの処理結果を S 1 8 で超音波データ送出部より画像生成部へデータを送出し、S 1 9 でデータ受信部でデータを受信し、S 2 0 でデータ受信部よりメモリへ図 1 1 に示す表示領域に対応したメモリブロックへデータを転送し、S 2 1 で CPU によりメモリに格納されたデータの色補正処理を行う。ここで、使用する色補正パラメータは、図 1 1 に示すように予めメモリに格納されている。そして、S 2 2 で演算したデータを画像処理部へ転送し、画像を出力する。

【0085】

前記 S 1 3 で内視鏡画像が入力されていると判断された場合は、S 2 3 で超音波の送受信処理を行うとともに、S 3 2 で内視鏡画像を映像データに変換する。なお、S 2 4 から S 3 1 までは前記 S 1 5 から S 2 2 までの説明と同じであるため、説明は省略し、S 3 2 以降の処理について説明する。S 3 2 のステップで内視鏡画像の映像信号を映像データに変換し、S 3 3 でデータ送出部より画像生成部の画像出力部へ前記変換した映像データを送出し、S 3 4 でデータ受信部よりメモリへ図 1 1 で示す表示領域に対応したメモリブロックデータへデータを転送し、S 3 5 で CPU によりメモリに格納されたデータの色補正をメモリに格納されている補正データにより補正し、S 3 6 で演算したデータを画像出力部へ転送し、画像を出力する。前記出力された超音波断層画像データと、内視鏡画像データとは、画像合成部にて合成される。

【0086】

上述したフローでは、CPU 4 0 で各種の画像データの色補正を行っており、CPU 4 0 の処理能力によっては、上述したフローの処理割り当てを柔軟にしてもよい。また、前記超音波診断装置は、超音波の画像と他の画像とのカラーマッチングを行うものであるため、合成される画像は、CT 画像、3 D のナビゲーション画像であっても良い。

【0087】

以上説明したように、本発明の実施例の超音波診断装置によって術者は、一つのモニタ 1 5 の画面上に表示されたそれぞれの画像から観察部位の診断観察が可能となり、超音波内視鏡による観察部位の診断観察の効率が向上する。このように、本発明の実施例による超音波診断装置は、内視鏡光学画像、超音波断層画像、及び血流動態情報を最適画質により同一モニタに表示でき、そのモニタに表示する画像の選択、組み合わせ、表示位置、大きさ等の選択設定が自由にできるために、術者の超音波診断時の操作負担が軽減でき、超音波診断の効率が向上する。

【0088】

本発明においては、広い範囲において異なる実施形態が、発明の精神及び範囲から逸脱することなく、本発明に基づいて、構成できることは明白である。本発明は、添付の特許請求の範囲によって限定される以外は、その特定の実施例によっては制約されない。

【産業上の利用可能性】

【0089】

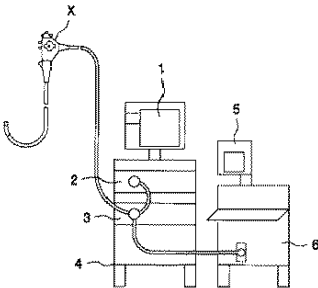
以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置によれば、同一モニタ上で、内視鏡光学画像、超音波断層画像及び血流動態画像とを、術者にとって検査時に必要な組み合わせで表示できるため、検査時の視線移動を少なくすることで、検査時の負担を軽減でき、

体腔内の観察診断に有用である。

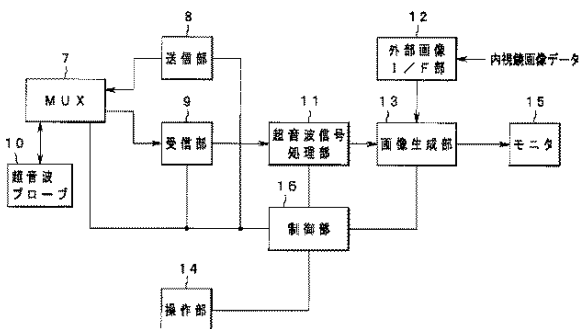
【0090】

また、本発明に係る超音波診断装置によれば、超音波断層画像と内視鏡光学画像との切り換え時に、各々の画像に適した画質調整（画像の輝度、彩度の調整）をするため、各々の画質表示モードで最大限の階調表現を実現できるため、検査時に精度よく診断することが可能となり、体腔内の観察診断に有用である。

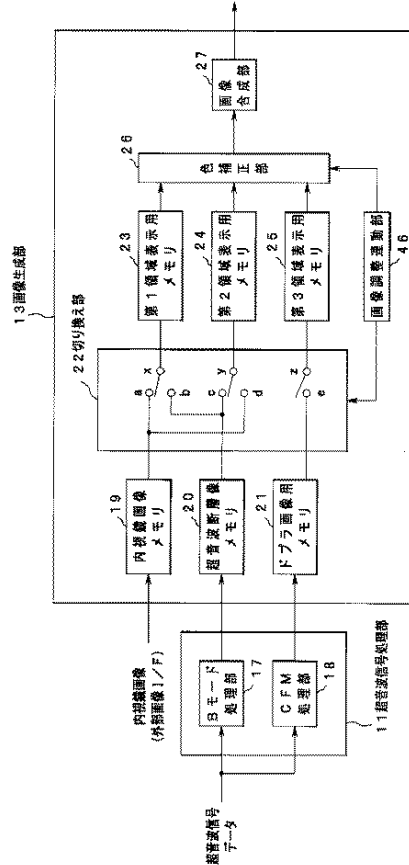
【図1】



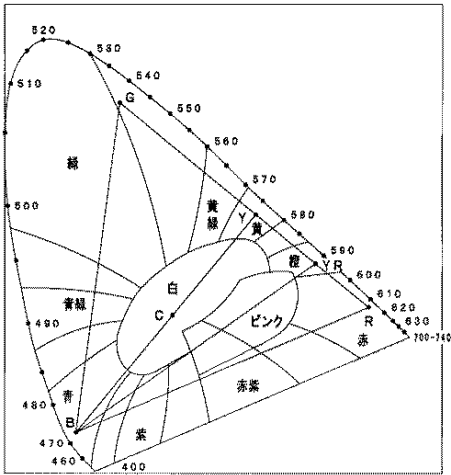
【図2】



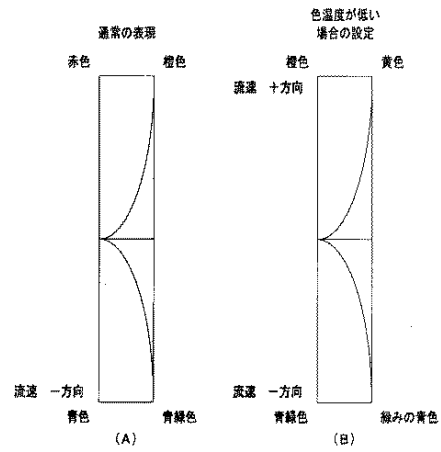
【図3】



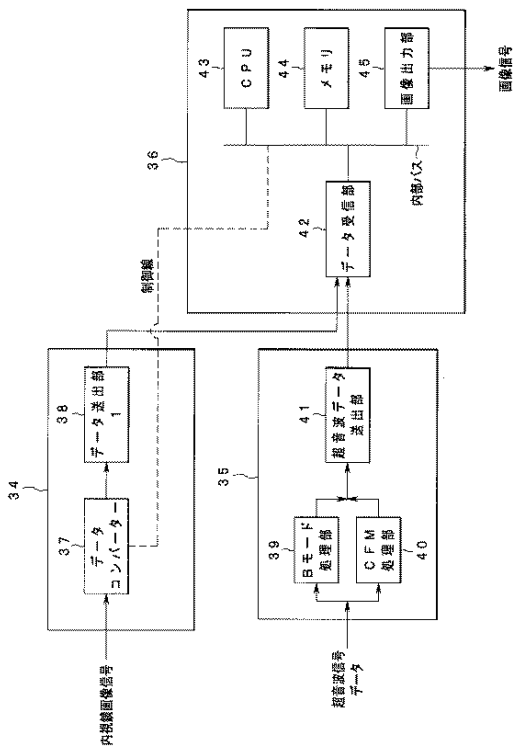
【图 8】



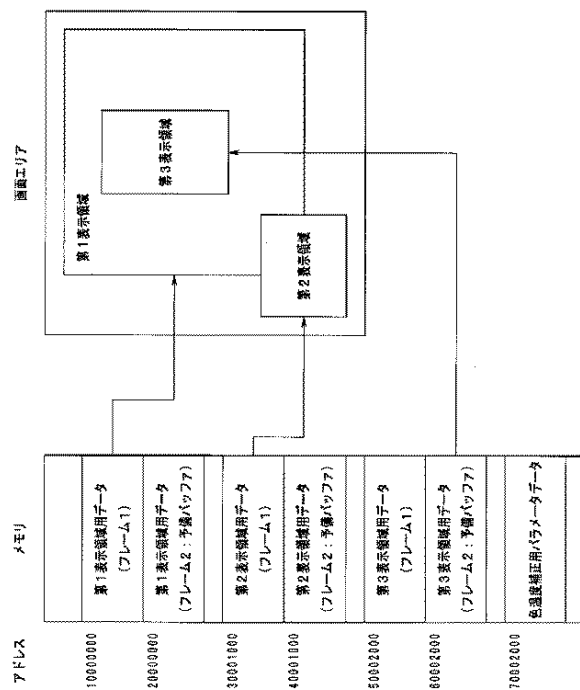
【图 9】



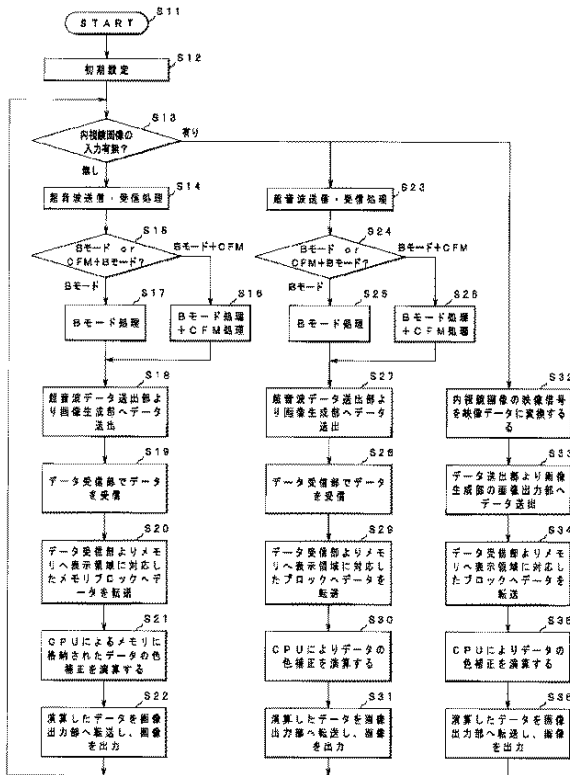
【图 10】



【图 1 1】



【図 12】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/017746
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B8/12, A61B8/06, A61B1/04		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁷ A61B8/00, A61B1/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 7-194598 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 August, 1995 (01.08.95), Column 6, line 26 to column 9, line 38; column 12, line 11 to column 13, line 36 (Family: none)	1-15
Y	JP 8-117237 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 14 May, 1996 (14.05.96), Column 7, lines 7 to 37 & US 5680865 A	1-15
A	JP 7-194596 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 August, 1995 (01.08.95), Column 4, line 36 to column 5, line 1 (Family: none)	1-15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 February, 2005 (14.02.05)		Date of mailing of the international search report 01 March, 2005 (01.03.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/017746	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ A61B8/12, A61B8/06, A61B1/04			
B. 調査を行った分野			
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ A61B8/00, A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの			
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2005年 日本国登録実用新案公報 1994-2005年 日本国実用新案登録公報 1996-2005年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y	JP 7-194598 A (オリンパス光学工業株式会社) 1995.08.01 6欄26行目-9欄38行目、12欄11行目-13欄36行目 (ファミリーなし)	1-15	
Y	JP 8-117237 A (富士写真光機株式会社) 1996.05.14 7欄7-37行目 & US 5680865 A	1-15	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 14.02.2005		国際調査報告の発送日 01.3.2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JF) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/017746
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 7-194596 A (オリンパス光学工業株式会社) 1995.08.01 4欄36行目-5欄1行目 (ファミリーなし)	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2005053539A1	公开(公告)日	2007-12-06
申请号	JP2005515922	申请日	2004-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	奥野喜之 日比靖		
发明人	奥野 喜之 日比 靖		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B8/06 A61B1/0005 A61B1/04 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/4405 A61B8/463 A61B8/5238 G09G5/14 G09G2360/06 G09G2380/08		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/KK11 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2003403698 2003-12-02 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置具有：第一区域显示装置，用于在监视器的全显示屏幕上显示超声波断层图像或内窥镜光学图像；第二区域显示装置，用于减小内窥镜光学图像的尺寸，并在一部分上显示图像。监视器的显示屏，第三区域显示装置，用于将血流动态状态图像叠加在监视器的显示屏上显示的超声波断层图像上，切换装置用于在超声波断层图像和显示在监视器上的内窥镜光学图像之间进行切换。当通过第一区域显示器显示超声波断层图像时，在切换时通过第一区域显示装置进行监视以便通过第三区域显示装置显示内窥镜光学图像和/或通过第三区域显示装置显示血流动态图像装置和用于调节亮度和色调的图像质量调节装置是合适的对于每个区域显示装置在监视器上显示的图像。

【図 3】

