

(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2017-202029

(P2017-202029A)

(43) 公開日 平成29年11月16日(2017.11.16)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	A 6 1 B	8/12		4 C 1 6 1	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 F	4 C 6 0 1	
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2		
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-94090 (P2016-94090)  
 (22) 出願日 平成28年5月9日(2016.5.9)

(71) 出願人 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号  
 (74) 代理人 100090169  
 弁理士 松浦 孝  
 (74) 代理人 100124497  
 弁理士 小倉 洋樹  
 (72) 発明者 萩原 雅之  
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H  
 O Y A 株式会社内  
 (72) 発明者 西尾 潤二  
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H  
 O Y A 株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波内視鏡システム

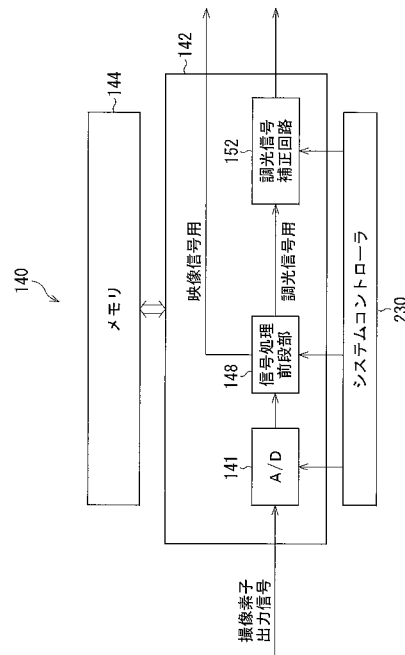
(57) 【要約】

【課題】被写体像の明るさを適切に維持できる超音波内視鏡システムを提供する。

【解決手段】

プローブ121および撮像素子149を先端部に設けた超音波内視鏡100と、プロセッサ220とを備えた超音波内視鏡システムにおいて、信号処理前段部148は、撮像素子149から出力される1フィールド/フレーム分の画素信号(出力画像)の中で、プローブ像410の領域をエッジ検出によって検出する。そして、調光信号補正回路152は、プローブ像410内の画素信号の出力レベルを、プローブ像以外の観察部分420の画素信号出力レベルの出力平均値にする。補正された1フィールド/フレーム分の画素信号は、調光信号としてプロセッサ220へ出力する。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

先端部に撮像素子とプローブとを有する超音波内視鏡と、  
前記撮像素子から出力される画素信号に基づいた出力画像を、明るさに関して補正する補正手段と、

補正された出力画像の明るさと基準となる明るさとに基づいて、モニタに表示される被写体像の明るさを調整する自動調光手段とを備え、

前記補正手段は、前記出力画像の中のプローブ像以外の領域の代表値を算出し、前記プローブ像の明るさを前記代表値に応じて補正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】**

前記自動調光手段が、画素信号に応じた調光信号に基づいて明るさ調整を行い、

前記補正手段は、前記プローブ像の画素信号の出力レベルを前記代表値に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】**

前記自動調光手段が、画素信号に基づいて生成される映像信号の輝度信号に基づいて明るさ調整を行い、

前記補正手段は、前記プローブ像の映像信号の輝度信号に対しゲインを乗じ、前記代表値に応じた輝度レベルまで下げることとする請求項 1 に記載の超音波内視鏡システム。

20

**【請求項 4】**

前記補正手段が、前記超音波内視鏡に設けられ、

前記自動調光手段は、前記超音波内視鏡に接続されるプロセッサに設けられることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記補正手段が、エッジ検出によってプローブ像を抽出することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記補正手段が、プローブ像以外の領域の輝度平均値を代表値として算出することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の超音波内視鏡システム。

30

**【請求項 7】**

超音波内視鏡の先端部に設けられた撮像素子から出力される画素信号に基づいた出力画像の中で、プローブ像を検出するプローブ像検出手段と、

前記出力画像の中のプローブ像以外の領域の代表値を算出し、前記プローブ像の明るさを前記代表値に応じて補正する補正手段と

を備えたことを特徴とする超音波内視鏡システムの明るさ調整装置。

**【請求項 8】**

プローブ像検出手段が、超音波内視鏡の先端部に設けられた撮像素子から出力される画素信号に基づいた出力画像の中で、プローブ像を検出し、

補正手段が、前記出力画像の中のプローブ像以外の領域の代表値を算出し、前記プローブ像の明るさを前記代表値に応じて補正することを特徴とする超音波内視鏡システムの動作方法。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、自動調光機能を備えた超音波内視鏡システムに関する。

**【背景技術】**

50

## 【0002】

超音波内視鏡の先端部には、通常観察用の撮像素子と超音波観察に用いられるプローブとが設けられている。超音波内視鏡が体腔内に挿入される際、オペレータは、撮像素子によって取得された通常観察画像を見ながら先端部を診断部位まで運び、診断部位にプローブを当てつけて超音波観察を実施する。

## 【0003】

一方、通常の内視鏡システムでは、モニタに表示される被写体像が適切な明るさになるように自動調光処理が行われる（特許文献1）。そこでは、被写体像全体の代表的な明るさを示す値（例えば輝度平均値）が目標値と比較され、目標値との差に基づいて絞りが開閉し、光量調整が行われる。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特開平10-286233号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

プローブは撮像素子に対して近接配置されているため、内視鏡先端部の形状、構造によっては視野内にプローブが映り込む。先端部から出射された照明光がプローブに反射して撮像素子に入射するため、診断部位と比べて極端に明るいプローブ像が写し出される。プローブ像エリアで検出される輝度値が被写体像全体の輝度算出に影響を与えるため、被写体像全体として目標値に達している、あるいは目標値を超えていると判断し、明るさを抑えるように自動調光処理を行ってしまう。その結果、被写体像の中で注視すべき診断部位が視認困難となり、プローブの当てつけなどの内視鏡操作がしづらくなる。

20

## 【0006】

したがって、プローブを備えた超音波内視鏡においても、被写体像の明るさを適切に維持できる超音波内視鏡システムの提供が求められる。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本発明に係る超音波内視鏡システムは、先端部に撮像素子とプローブとを有する超音波内視鏡と、撮像素子から出力される画素信号に基づいた出力画像を、明るさに関して補正する補正手段と、補正された画像の明るさと基準となる明るさとに基づいて、モニタに表示される被写体像の明るさを調整する自動調光手段とを備える。ここで、「出力画像」とは、モニタに観察画像を表示するまでの過程で生成、処理される画像を表し、撮像素子から出力される1フィールド/フレームの画素信号、画素信号に対する画像処理によって得られる映像信号などによって構成される画像などが含まれる。また、代表値は、プローブ像以外の領域の明るさを示す値であればよく、例えば画素信号あるいは輝度信号などの平均値を代表値として算出することができる。補正手段は、超音波内視鏡に設けることが可能であり、例えば自動調光手段は、超音波内視鏡に接続されるプロセッサに設けられる。

30

## 【0008】

自動調光手段は、画素信号に応じた調光信号に基づいて明るさ調整を行うことが可能である。この場合、調光信号を補正するため、補正手段は、プローブ像の画素信号の出力レベルを代表値にすればよい。

40

## 【0009】

画素信号（調光信号）そのものを補正することによって、より正確な明るさ調整をすることができる。

## 【0010】

あるいは、自動調光手段が、画素信号に基づいて生成される映像信号の輝度信号に基づいて明るさ調整を行うようにしてもよい。この場合、補正手段は、プローブ像の映像信号の輝度信号に対しゲインを乗じ、代表値に応じた輝度レベルまで下げるようにすることがで

50

きる。

【0011】

映像信号の輝度信号を補正することによって、被写体像の明るさだけでなくモニタに映し出される映像信号のプロープ像の明るさも適切に維持することができる。

【0012】

例えば補正手段は、エッジ検出によって、プロープ像を検出すればよい。組み立て時のガタツキなどによってプロープ像領域が機種、製品ごとに異なっても、プロープ像の領域を誤りなく検出することができる。

【0013】

本発明の超音波内視鏡システムの明るさ調整装置は、超音波内視鏡の先端部に設けられた撮像素子から出力される画素信号に基づいた出力画像の中で、プロープ像を検出するプロープ像検出手段と、出力画像の中のプロープ像以外の領域の代表値を算出し、プロープ像の明るさを代表値に応じて補正する補正手段とを備える。

10

【0014】

本発明の超音波内視鏡システムの動作方法は、プロープ像検出手段が、超音波内視鏡の先端部に設けられた撮像素子から出力される画素信号に基づいた出力画像の中で、プロープ像を検出し、補正手段が、出力画像の中のプロープ像以外の領域の代表値を算出し、プロープ像の明るさを代表値に応じて補正する。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、超音波内視鏡で被写体像の明るさを適切に維持することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】超音波内視鏡の全体像を示す模式図である。

【図2】超音波内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図3】第1の実施形態におけるスコープ信号処理回路のブロック図である。

【図4】第1の実施形態に係る画像補正シーケンスである。

【図5】観察画像の一例を表す図である。

【図6】第2の実施形態に係るスコープ信号処理回路のブロック図である。

【図7】第2の実施形態に係る画像補正シーケンスである。

30

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1および図2を参照して超音波内視鏡、および超音波内視鏡システムの全体の構成を説明する。超音波内視鏡100は、把持操作部110と、把持操作部110から一方に延出する体内挿入部120と、他方に延出するユニバーサルチューブ130とを備え、ここではコンベックス方式が採用されている。ユニバーサルチューブ130はプロセッサコネクタ部140を介してプロセッサ200に接続される。

【0018】

体内挿入部120は、先端から順に、プロープ121を含めた先端硬質部122、湾曲部124、および可撓部126を備える。把持操作部110での操作にもとづいて湾曲部124が湾曲する。図2に示すように、先端硬質部122の先端側内部には、照明レンズ148Aと、対物レンズ149Aと、対物レンズ149Aの背面側に配置される撮像素子149とが設けられている。プロセッサ200のランプ254から発せられた光はライトガイドファイバ146に導かれ、照明レンズ148Aを介して被写体を照射する。被写体で反射した照明光は、対物レンズ149Aを介して撮像素子149の受光面に結像し、被写体光学像は撮像素子149によって画素信号に変換される。

40

【0019】

撮像素子149から順次読み出される1フィールド/フレーム分の画素信号は、ユニバーサルチューブ130を通して、色分離処理などを施すプロセッサコネクタ部140に送信される。プロセッサコネクタ部140に送られた1フィールド/フレーム分の画素信号

50

は、スコープ信号処理回路142でデジタル信号に変換されるとともに、輝度補正処理が施される。プロセッサ220の前段信号処理部222では、送られてき1フィールド/フレーム分の画素信号に対して色変換処理、補正処理などが施され、カラー画像信号が生成される。生成されたカラー画像信号は、画像メモリ224に一時的に保存された後、順次後段映像信号処理部226へ送られ、例えば所定規格のビデオ信号に変換されてモニタ300などの出力装置へ出力される。

#### 【0020】

一方、超音波画像処理部250において生成された超音波素子駆動信号は、プロセッサコネクタ部140を介して超音波素子120Aに達する。超音波素子120Aは超音波素子駆動信号を受けて超音波を発する。プローブ121が患部に当てつけられることにより超音波観察が行われ、取得された超音波画像信号はユニバーサルチューブ130とプロセッサコネクタ部140とを通過して超音波画像処理部250に送られる。超音波画像信号は、超音波画像処理部250で所定の画像処理がなされたのち超音波画像としてモニタ300に表示される。

10

#### 【0021】

スコープ信号処理回路142、前段信号処理部222、画像メモリ224、後段映像信号処理部226などは、タイミングコントローラ228から出力されるクロックパルス信号に従って動作する。システムコントローラ230は、プロセッサ220全体の動作を制御し、ランプ電源252、タイミングコントローラ228、前段信号処理部222などへ制御信号を送るとともに、オペレータが操作するフロントパネル240からの操作信号を受信する。

20

#### 【0022】

ランプ254から出力される照明光の光量は、モータ256に駆動される絞り258によって調整される。モータ256はドライバ260によって制御される。以下に詳述するように、ドライバ260に設けられた比較器261(自動調光手段)では調光信号に応じた照明光量の調整量が演算される。

#### 【0023】

以下、図3~5を参照して、第1の実施形態に係る撮像素子149から出力された1フィールド/フレーム分の画像(以下、出力画像という)の補正について説明する。図3はスコープ信号処理回路142のブロック図である。撮像素子149(図2参照)から出力された画素信号は、ADコンバータ141によってデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された画素信号は、信号処理前段部148を経由してプロセッサ220の前段信号処理部222と調光信号補正回路152に送られる。プロセッサ220の前段信号処理部222へ送られる画素信号は、映像信号生成用に出力される一方、調光信号補正回路152に送られる画素信号は、自動調光時に用いられる調光信号として出力される。調光信号補正回路152では、以下に詳述するように、自動調光用の画素信号の出力レベル(以下では、輝度レベルともいう)を補正する処理が行われる。

30

#### 【0024】

また、信号処理前段部148では、1フィールド/フレーム分の画素信号に対し、エッジ検出処理が施される。調光信号補正回路152では、エッジ検出によって抽出されたプローブ像領域の画素信号に対し、出力値の補正処理が施される。

40

#### 【0025】

図4および図5を用いて出力画像の明るさ補正処理について説明する。図4は出力画像プローブ像の画像補正処理を表すフローチャートである。ステップS401において電源が投入されると、画像補正シーケンスが作動する。ステップS402において、1フレーム分の出力画像400に対してエッジ検出が行われる。エッジ検出には従来の手法を用いればよい。

#### 【0026】

図5は、プローブ像が映り込んだ出力画像の一例である。プローブ像410は、それ以外の体内器官を写し出す観察部分420と比べて全体が明るく写し出されるため、エッジ

50

Eを検出することができる。エッジEの検出によって間接的にプローブ像410の画像領域を特定することができる。

【0027】

ステップS403において、ステップS402で検出された観察部分420の画像領域の明るさの代表値が算出される。ここでは、輝度平均値が代表値として算出される。算出された代表値は、例えばメモリ144（図2参照）に記録される。

【0028】

そして、ステップS404～S406では、出力画像400の出力画像の各画素に対して輝度補正処理が実行される。対象画素がプローブ像410の画像領域内にあるとき、ステップS405に進む。ステップS405では、対象画素に対応する画素信号（調光信号）輝度レベルが、観察部分420の代表値に置き換えられる。システムコントローラ230は、信号処理前段部148で算出された代表値に基づいて調光信号補正回路152を制御する。

10

【0029】

一方、ステップS404において、対象画素がプローブ像410の画像領域にないとき、すなわち、対象画素が観察部分420の画像領域内にあるとき、ステップS406に進む。ステップS406では、対象画素の画素信号が調光信号としてそのままメモリ144へ出力される。1フィールド/フレーム分の出力画像400を構成する画素信号すべてについて、補正判断およびそれに基づく補正処理が行われる。

【0030】

ステップS401からステップS406の処理を行うことにより、プローブ像の明るさ補正画像では、プローブ像410内の画素の輝度が観察部分420の平均的明るさレベルに置き換えられる一方、観察部分420の各画素の輝度は補正されない。調光信号補正回路152（図3参照）から出力される1フィールド/フレーム分の画素信号は、調光信号としてプロセッサ220の前段信号処理部222（図2参照）を経由して比較器261へ送信される。調光信号は、比較器261において基準となる明るさと比較され、その差に応じて絞り258が開閉される。

20

【0031】

このように、第1の実施形態では、被写体像に対して極端に明るいプローブ像の明るさを、プローブ像以外の観察部分明るさに応じて補正する。プローブ像部分が補正された調光信号によって絞りの開閉が行われるため、実質的な被写体である観察部分の輝度平均値と目標値との差に応じて光量調整が行われる。補正前の極端に明るいプローブ像の輝度値の影響を受けずに光量調整されるため、誤って観察部分の輝度値が目標値付近に達している、あるいは目標値を超えていると判断して光量を抑えるように絞りを駆動することがなく、結果として被写体像の明るさを適切に維持することができる。また、プロセッサに送られる調光信号は、映像信号の輝度信号とは違って画像処理などが施されておらず、画素信号の出力レベルを直接反映した出力値（生データの値）をもつため、被写体像の明るさ調整が精度よく行われる。さらに、エッジ検出によってプローブ像領域を特定するため、先端部に取り付けられたプローブの形状や取り付け位置、あるいは組み立て上のバラツキなどによってプローブ像の写りこむ領域、サイズが異なっても、確実にプローブ像領域を検出することができる。

30

40

【0032】

次に、図6、7を参照して第2の実施形態に係る出力画像の補正について説明する。第2の実施形態では、スコープ側で映像信号を生成して自動調光処理に用いるとともに、映像信号の輝度信号を補正して、輝度信号を補正する。図6は、第2の実施形態におけるスコープ信号処理回路のブロック図である。信号処理前段部148'では、1フィールド/フレーム分の画素信号に対し、色変換処理、ガンマ補正等の所定の処理が施され、輝度、色差信号が生成される。輝度、色差信号は、プロセッサ220に送信されると、そのまま前段信号処理部222を経由して画像メモリ224へ送られる一方、輝度信号がドライバ260へ出力される。映像信号補正回路154では、以下に詳述するように、出力画像の

50

明るさを補正する処理が行われる。

【0033】

図7は、第2の実施形態に係る画像補正シーケンスのフローチャートである。第2の実施形態では、信号処理前段部148'において生成された映像信号が出力画像となる。ステップS701において電源が投入されると画像補正シーケンスが作動し、ステップS702において、1フィールド/フレーム分の被写体像400に対してエッジ検出が行われる。

【0034】

ステップS703では、ステップS702で抽出されたプローブ像以外の観察部分420の明るさを示す代表値（例えば、輝度平均値）が算出され、メモリ144（図6参照）に一時的に保存される。

10

【0035】

ステップS704～S706では、プローブ像410の領域にある画素の輝度信号に対し、補正処理が実行される。具体的には、対象画素がプローブ像410の画像領域内にある場合、対象画素の輝度信号にゲイン値（ $< 1$ ）を常時、プローブ像410の明るさを、観察部分420の代表値（輝度平均値）に相当する輝度レベルまで下げる（S704、S705）。

【0036】

一方、対象画素がプローブ像410の画像領域内にないとき、すなわち対象画素が被写体像420の画像領域内にあるとき、ステップS706に進み、対象画素に対応する輝度信号がそのまま出力される。

20

【0037】

映像信号補正回路154から出力される輝度、色差信号のうち輝度信号は、上述したように、調光信号としてプロセッサ200の前段信号処理部222（図2参照）を經由して比較器261へ送信される。調光信号は、比較器261において基準となる明るさと比較され、その差に応じて絞り258が開閉される。

【0038】

このように、第2の実施形態では、第1の実施形態と同様に被写体像の明るさを適切に維持することができる。さらに、第2の実施形態ではプローブ像の輝度が下げられた映像信号によって観察画像がモニタ300に表示されるので、補正前の映像信号をそのまま出力した場合にハレーション（白とび）がプローブ像のエリアで発生するのを防止することができる。また、自動調光処理用に調光信号を別途出力しない超音波内視鏡システムの構成にも、適応することができる。

30

【0039】

第1、第2の実施形態では、プロセッサを改変せずに補正処理を行うため、調光信号補正回路152、あるいは映像信号補正回路154を超音波内視鏡に設けているが、プロセッサ側に設けてもよい。また、第1、第2の実施形態のスコープ信号処理回路の構成を組み合わせてもよい。この場合、撮像素子から出力される画素信号の出力レベルそのものに応じた調光信号と、映像信号とが別々に補正されるため、自動調光処理では適切な明るさで維持されるとともに、モニタにおいてもハレーションなどが発生しない。

40

【0040】

上記実施形態では、絞りをを用いて照射光量を増減しているが、電子シャッター機能などによって明るさ調整がなされてもよい。また、エッジ検出以外の方法によってプローブ像のエリアを抽出してもよい。代表値は、輝度平均値以外の値（中心部の値、メディアン値など）でもよい。本実施形態において図示されている超音波内視鏡はコンベックス式であるが、ラジアル式その他の超音波内視鏡を備えた内視鏡システムにも適用することができる。

【符号の説明】

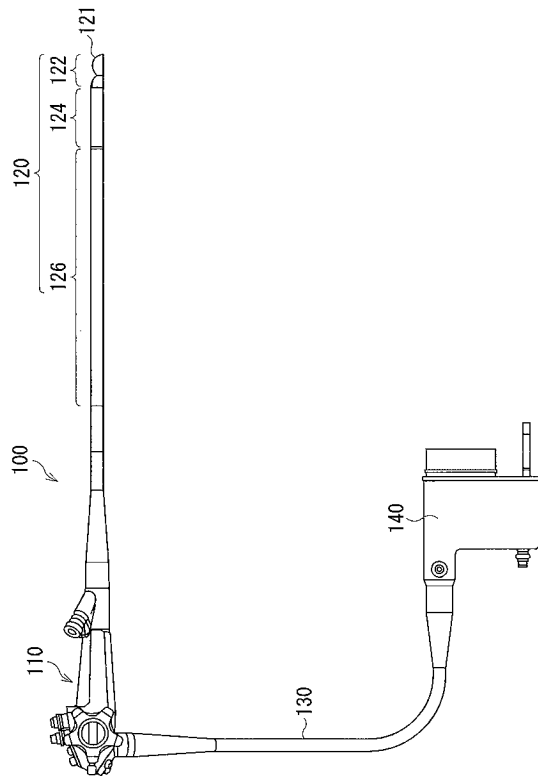
【0041】

100 超音波内視鏡

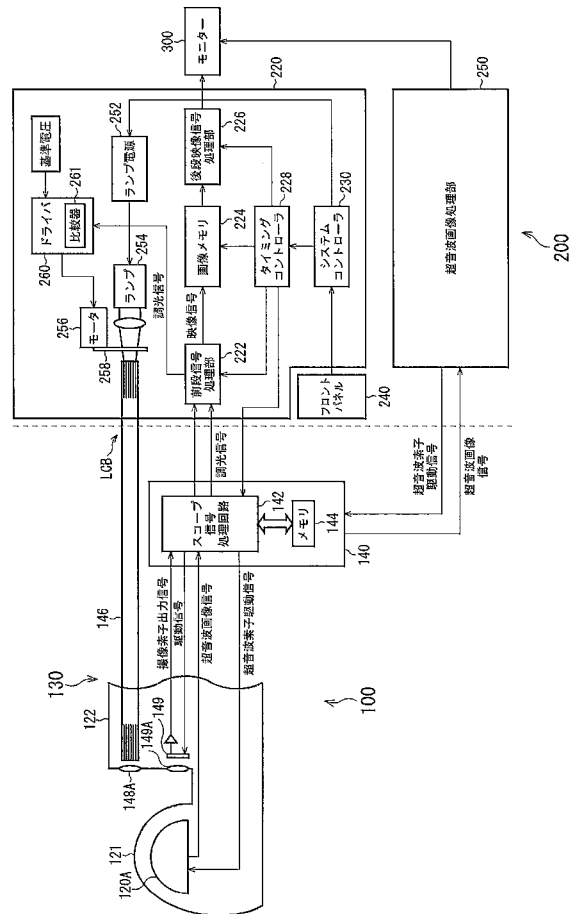
50

- 1 2 1   プローブ
- 1 2 2   先端硬質部
- 1 4 8   前段信号処理部（プローブ像検出手段、補正手段）
- 1 4 9   撮像素子
- 1 5 2、1 5 4   調光信号補正回路、映像信号補正回路（補正手段）
- 2 5 8   絞り
- 2 6 0   ドライバ（自動調光手段）
- 2 6 1   比較器（自動調光手段）
- 3 0 0   モータ
- 4 0 0   出力画像
- 4 1 0   プローブ像
- 4 2 0   観察部分

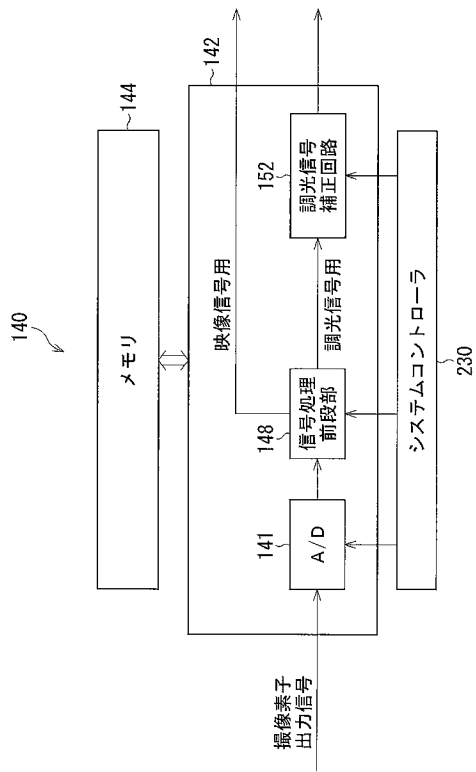
【 図 1 】



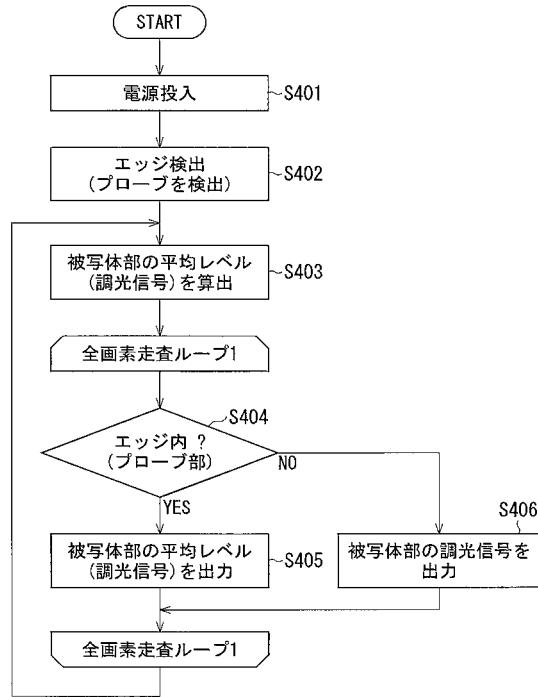
【 図 2 】



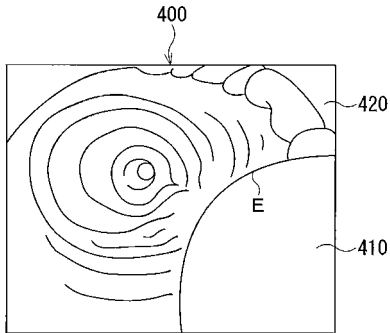
【 図 3 】



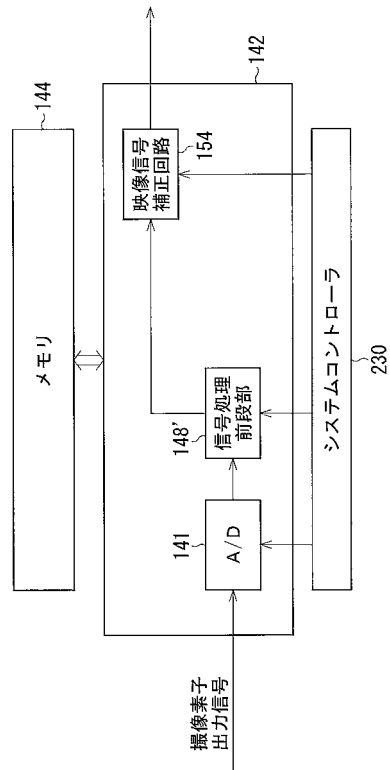
【 図 4 】



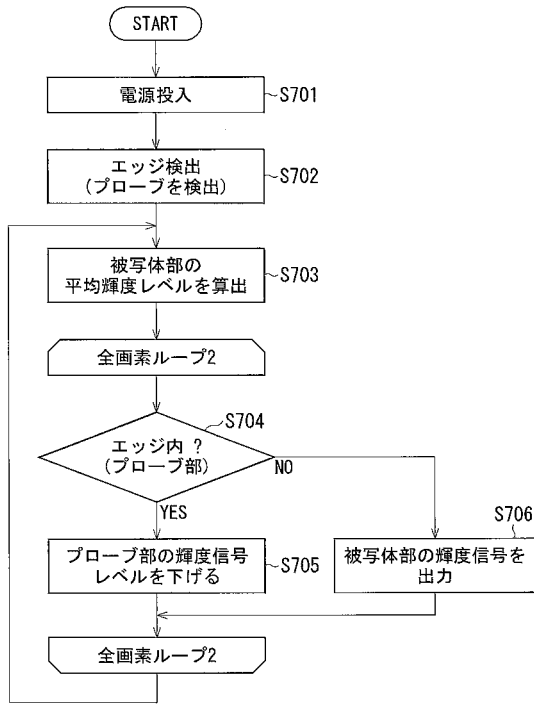
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 東海林 孝明

東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 HOYA株式会社内

Fターム(参考) 4C161 AA00 BB02 CC06 DD03 LL02 MM02 PP12 RR02 RR15 RR22

TT01

4C601 BB22 EE11 FE02

专利名称(译)	超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017202029A</a>	公开(公告)日	2017-11-16
申请号	JP2016094090	申请日	2016-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	萩原雅之 西尾潤二 東海林孝明		
发明人	萩原 雅之 西尾 潤二 東海林 孝明		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.F A61B1/04.372 A61B1/06.B A61B1/00.530 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/PP12 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR22 4C161/TT01 4C601/BB22 4C601/EE11 4C601/FE02		
代理人(译)	松浦 孝		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够适当地保持被摄体图像的亮度的超声波内窥镜系统。[解决方案] 在包括在内窥镜100的远端部中设置有探头121和图像拾取装置149的超声内窥镜系统的超声内窥镜系统以及处理器220中，信号处理前级单元148包括从图像拾取装置149输出的一个场。通过边缘检测在一帧的像素信号（输出图像）中检测探查图像410的区域。然后，调光信号校正电路152将探测图像410中的像素信号的输出电平设置为除探测图像之外的观察部420的像素信号输出电平的输出平均值。一场/帧的校正像素信号作为调光信号输出到处理器220。[选择图]图3

