

(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2018-644

(P2018-644A)

(43) 公開日 平成30年1月11日(2018.1.11)

(51) Int.Cl.		F I	テーマコード (参考)			
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	2H040
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B	4C161
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	290Z	5B057
H04N	7/18	(2006.01)	H04N	7/18	M	5C054

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-132897 (P2016-132897)
 (22) 出願日 平成28年7月4日 (2016.7.4)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100183760
 弁理士 山鹿 宗貴
 (72) 発明者 横内 文香
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
 OYA株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA12 CA23 GA02
 GA11
 4C161 CC06 JJ18 LL02 MM05 QQ02
 SS21 SS23 WW07

最終頁に続く

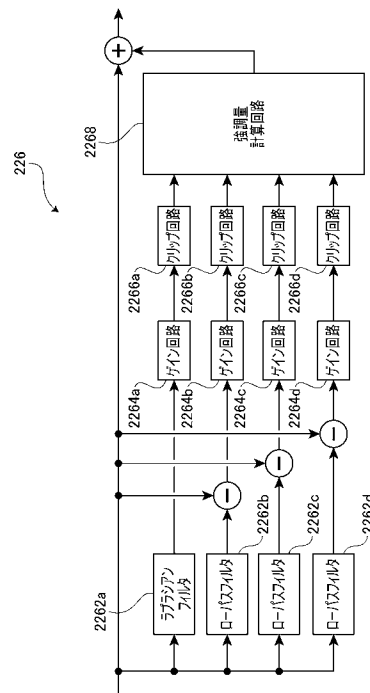
(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】従来の強調処理では、体腔内の部位によっては、強調処理がかからないことがある。

【解決手段】画像処理装置を、原画像に対して夫々異なる周波数成分を強調するための複数の鮮鋭化回路と、複数の鮮鋭化回路の各々で鮮鋭化処理された各画像の信号レベル比を調節する調節手段と、信号レベル比が調節された各画像の信号を所定の割合で加算して強調画像を生成する生成手段とを備える構成とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

原画像に対して夫々異なる周波数成分を強調するための複数の鮮鋭化回路と、
前記複数の鮮鋭化回路の各々で鮮鋭化処理された各画像の信号レベル比を調節する調節手段と、

信号レベル比が調節された各画像の信号を所定の割合で加算して強調画像を生成する生成手段と、
を備える、
画像処理装置。

【請求項 2】

前記複数の鮮鋭化回路の前段で前記原画像の粒度を上げる手段
を備える、
請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記原画像の信号と前記生成手段により生成された強調画像の信号とを加算する手段
を備える、
請求項 1 又は請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記調節手段により信号レベル比が調節された各画像の信号をクリップ処理するクリップ処理手段
を備える、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記複数の鮮鋭化回路は、
ローパスフィルタ及びその出力信号を前記原画像の信号から差し引く減算回路を有するものと、
ラプラシアンフィルタと、
を含む、
請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

電子スコープと、
前記電子スコープによる撮影画像データを前記原画像として処理する、請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の画像処理装置と、
を備える、
電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、画像処理装置及び電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

原画像を処理して輪郭（エッジ）を強調した強調画像を生成する画像処理装置が知られている。例えば特許文献 1 に、この種の画像処理装置の具体的構成が記載されている。

【0003】

特許文献 1 に記載の画像処理装置は、放射線画像の輪郭強調を行うのに特化した装置である。特許文献 1 に記載の画像処理装置では、明暗差を拡大して輪郭強調された放射線画像を得るべく、原画像信号から非鮮鋭画像信号を差し引くことによって輪郭抽出を行う処理が採用されている。

【先行技術文献】**【特許文献】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 2 - 1 8 3 7 2 7 号 公 報

【 発 明 の 概 要 】

【 発 明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

【 0 0 0 5 】

例えば、体腔内の生体組織を術者に観察させ易くするため、電子スコープによる撮影画像を特許文献 1 に例示される処理で強調表示させることが考えられる。しかし、特許文献 1 に例示される処理では、原画像（撮影画像）内の特定の周波数成分しか強調処理がかからない。そのため、体腔内の部位によっては、特許文献 1 に例示される処理では強調処理がかからないという問題が指摘される。

10

【 0 0 0 6 】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、体腔内の部位に拘わらず強調処理をかけることが可能な画像処理装置及び電子内視鏡システムを提供することである。

【 課 題 を 解 決 す る た め の 手 段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の一実施形態に係る画像処理装置は、原画像に対して夫々異なる周波数成分を強調するための複数の鮮鋭化回路と、複数の鮮鋭化回路の各々で鮮鋭化処理された各画像の信号レベル比を調節する調節手段と、信号レベル比が調節された各画像の信号を所定の割合で加算して強調画像を生成する生成手段とを備える。

20

【 0 0 0 8 】

また、本発明の一実施形態に係る画像処理装置は、複数の鮮鋭化回路の前段で原画像の粒度を上げる手段を備える構成としてもよい。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の一実施形態に係る画像処理装置は、原画像の信号と生成手段により生成された強調画像の信号とを加算する手段を備える構成としてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の一実施形態に係る画像処理装置は、調節手段により信号レベル比が調節された各画像の信号をクリップ処理するクリップ処理手段を備える構成としてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の一実施形態において、複数の鮮鋭化回路は、例えば、ローパスフィルタ及びその出力信号を原画像の信号から差し引く減算回路を有するものと、ラプラシアンフィルタとを含む。

30

【 0 0 1 2 】

また、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システムは、電子スコープと、電子スコープによる撮影画像データを原画像として処理する上記の画像処理装置とを備える。

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 3 】

本発明の一実施形態によれば、体腔内の部位に拘わらず強調処理をかけることが可能な画像処理装置及び電子内視鏡システムが提供される。

40

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本 発 明 の 一 実 施 形 態 に 係 る 電 子 内 視 鏡 シ ス テ ム の 構 成 を 示 す ブ ロ ッ ク 図 で あ る 。

【 図 2 】 本 発 明 の 一 実 施 形 態 に 係 る プ ロ セ ッ サ に 備 え ら れ る 輪 郭 強 調 回 路 の 構 成 を 示 す 図 で あ る 。

【 図 3 】 本 発 明 の 一 実 施 形 態 に お い て モ ニ タ に 出 力 さ れ る 強 調 画 像 内 の 周 波 数 成 分 と M T F (Modulation Transfer Function) と の 関 係 を 示 す グ ラ フ で あ る 。

【 図 4 】 本 発 明 の 別 の 一 実 施 形 態 に 係 る 輪 郭 強 調 回 路 の 構 成 を 示 す 図 で あ る 。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 1 5 】

50

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システムを例に取り説明する。

【0016】

[電子内視鏡システム1の構成]

図1は、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、医療用に特化されたシステムであり、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。

【0017】

プロセッサ200は、システムコントローラ202及びタイミングコントローラ204を備えている。システムコントローラ202は、メモリ230に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム1全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ202は、操作パネル218に接続されている。システムコントローラ202は、操作パネル218より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム1の各動作の実行及び各動作のためのパラメータの変更を行う。術者による入力指示には、例えば電子内視鏡システム1の動作モードの切替指示がある。本実施形態では、動作モードとして、低周波強調モード、中間周波数強調モード、高周波強調モード等がある。タイミングコントローラ204は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム1内の各回路に出力する。

【0018】

ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206による始動後、白色光Lを射出する。ランプ208は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプ又はLED(Light Emitting Diode)である。ランプ208より射出された白色光Lは、集光レンズ210によって集光されつつ絞り212を介して適正な光量に制限される。

【0019】

絞り212には、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介してモータ214が機械的に連結している。モータ214は例えばDCモータであり、ドライバ216のドライブレ制御下で駆動する。絞り212は、モニタ300の表示画面に表示される映像を適正な明るさにするため、モータ214により動作され開度が変わる。ランプ208より照射された白色光Lの光量は、絞り212の開度に応じて制限される。適正とされる映像の明るさの基準は、術者による操作パネル218の輝度調節操作に応じて設定変更される。なお、ドライバ216を制御して輝度調整を行う調光回路は周知の回路であり、本明細書においては省略することとする。

【0020】

絞り212を通過した白色光Lは、LCB(Light Carrying Bundle)102の入射端面に集光されてLCB102内に入射される。入射端面よりLCB102内に入射された白色光Lは、LCB102内を伝播する。

【0021】

LCB102内を伝播した白色光Lは、電子スコープ100の先端に配置されたLCB102の射出端面より射出され、配光レンズ104を介して体腔内の生体組織を照射する。白色光Lにより照射された生体組織からの戻り光は、対物レンズ106を介して固体撮像素子108の受光面上で光学像を結ぶ。

【0022】

固体撮像素子108は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラーCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサである。固体撮像素子108は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R(Red)、G(Green)、B(Blue)の画素データ(撮影画像データ)を生成して出力する。なお、固体撮像素子108は、CCDイメージセンサに限らず、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子108はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

電子スコープ 1 0 0 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 1 1 2 が備えられている。ドライバ信号処理回路 1 1 2 には、白色光 L により照射された生体組織を撮像した各画素の画素データが固体撮像素子 1 0 8 よりフレーム周期で入力される。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、固体撮像素子 1 0 8 より入力される画素データに対して欠陥画素補正、デモザイク、固体撮像素子 1 0 8 固有の補正処理等の処理を施して R G B 形式（又は R A W 形式）の画素データをプロセッサ 2 0 0 の信号処理回路 2 2 0 に出力する。なお、以降の説明において「フレーム」は「フィールド」に置き替えてもよい。

【 0 0 2 4 】

ドライバ信号処理回路 1 1 2 はまた、メモリ 1 1 4 にアクセスして電子スコープ 1 0 0 の固有情報を読み出す。メモリ 1 1 4 に記録される電子スコープ 1 0 0 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 1 0 8 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、メモリ 1 1 4 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 2 0 2 に出力する。

10

【 0 0 2 5 】

システムコントローラ 2 0 2 は、電子スコープ 1 0 0 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 2 0 2 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 2 0 0 に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ 2 0 0 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【 0 0 2 6 】

タイミングコントローラ 2 0 4 は、システムコントローラ 2 0 2 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 1 1 2 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、タイミングコントローラ 2 0 4 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 1 0 8 をプロセッサ 2 0 0 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

20

【 0 0 2 7 】

プロセッサ 2 0 0 に備えられる信号処理回路 2 2 0 は、マトリックス回路 2 2 2、Y U V 変換回路 2 2 4、輪郭強調回路 2 2 6 及び出力回路 2 2 8 を有している。

【 0 0 2 8 】

マトリックス回路 2 2 2 は、ドライバ信号処理回路 1 1 2 よりフレーム周期で入力される R G B 形式の画素データにマトリックス処理を施して、Y U V 変換回路 2 2 4 に出力する。

30

【 0 0 2 9 】

Y U V 変換回路 2 2 4 は、マトリックス回路 2 2 2 より入力されるマトリックス処理後の画素データ（R G B 形式）を Y U V 形式に変換し、変換処理によって得られた輝度信号（Y）、色差信号（U、V）を、それぞれ、輪郭強調回路 2 2 6、出力回路 2 2 8 に出力する。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、輪郭強調回路 2 2 6 の構成を示すブロック図である。図 2 に示されるように、輪郭強調回路 2 2 6 は、ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a、ローパスフィルタ 2 2 6 2 b、2 2 6 2 c、2 2 6 2 d、ゲイン回路 2 2 6 4 a、2 2 6 4 b、2 2 6 4 c、2 2 6 4 d、クリップ回路 2 2 6 6 a、2 2 6 6 b、2 2 6 6 c、2 2 6 6 d 及び強調量計算回路 2 2 6 8 を有している。

40

【 0 0 3 1 】

ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a は、エッジ検出に効果的な係数（言い換えると、微細なエッジを検出するのに適した係数）でフィルタ設計されており、Y U V 変換回路 2 2 4 より入力される（言い換えると、原画像の）注目画素の輝度信号（Y）とその周辺画素の輝度信号（Y）における空間 2 次微分値を係数倍して出力する。これによって得られた注目画素の鮮鋭化データは、ゲイン回路 2 2 6 4 a に入力される。

【 0 0 3 2 】

50

ローパスフィルタ 2 2 6 2 b、2 2 6 2 c、2 2 6 2 d は、それぞれ、9 (3 × 3)、2 5 (5 × 5)、4 9 (7 × 7) のタップ数でフィルタ設計されている。各ローパスフィルタ 2 2 6 2 b、2 2 6 2 c、2 2 6 2 d は、原画像の注目画素の輝度信号 (Y) とその周辺画素の輝度信号 (Y) を平均化する (すなわち、フィルタ内のフィルタ係数が全て同一値の) フィルタ設計に又はガウス関数に従った (すなわち、フィルタ内において中心ほど高いフィルタ係数を持つ) フィルタ設計となっている。各ローパスフィルタ 2 2 6 2 b、2 2 6 2 c、2 2 6 2 d の後段では、それぞれ、原画像の注目画素の輝度信号 (Y) から各ローパスフィルタの出力値 (非鮮鋭画像データ) が差し引かれる。これによって得られた注目画素の鮮鋭化データは、それぞれ、ゲイン回路 2 2 6 4 b、2 2 6 4 c、2 2 6 4 d に入力される。

10

【 0 0 3 3 】

なお、鮮鋭化される周波数成分は、前者 (平均化) よりも後者 (ガウス関数) のフィルタ設計のローパスフィルタを適用した方が高くなる。また、タップ数の多いローパスフィルタの出力値で差し引くことによって得られる鮮鋭化データを用いるほど、強調画像において、より低い周波数成分が強調され、また、輪郭が際立って (太く) 見える。言い換えると、タップ数の少ないローパスフィルタの出力値で差し引くことによって得られる鮮鋭化データを用いるほど、強調画像において、より高い周波数成分が強調され、また、輪郭が薄く (細く) 見える。

【 0 0 3 4 】

ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a がエッジ検出に特に有効であるのに対し、各ローパスフィルタ 2 2 6 2 b、2 2 6 2 c、2 2 6 2 d は、画像内の凹凸の鮮明化に特に有効であり、また、ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a と比べて強調画像内でのノイズの発生が少ない。附言するに、ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a、ローパスフィルタ 2 2 6 2 b、2 2 6 2 c、2 2 6 2 d の各フィルタを用いた場合に検出されるエッジの周波数成分が異なっており、これは、各フィルタで強調させることが可能な周波数成分が異なることを意味する。

20

【 0 0 3 5 】

各ゲイン回路 2 2 6 4 a、2 2 6 4 b、2 2 6 4 c、2 2 6 4 d では、前段の減算器より入力される注目画素の鮮鋭化データが、各ゲイン回路で設定されているゲイン値でゲイン調整される。各ゲイン回路でゲイン調整された注目画素の鮮鋭化データは、それぞれ、クリップ回路 2 2 6 6 a、2 2 6 6 b、2 2 6 6 c、2 2 6 6 d に入力される。

30

【 0 0 3 6 】

本実施形態では、複数種類の周波数強調モード (低周波数強調モード、中周波数強調モード、高周波数強調モード) が用意されている。術者は、操作パネル 2 1 8 を操作することにより、周波数強調モードを適宜設定することができる。各ゲイン回路のゲイン値は、設定される周波数強調モードに応じて変更される。なお、各ゲイン回路のゲイン値は、術者が操作パネル 2 1 8 を操作して個別に且つ直接的に設定できるようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

クリップ回路 2 2 6 6 a、2 2 6 6 b、2 2 6 6 c、2 2 6 6 d では、それぞれ、ゲイン回路 2 2 6 4 a、2 2 6 4 b、2 2 6 4 c、2 2 6 4 d より入力される注目画素の鮮鋭化データが所定の範囲に収まる値にクリッピングされて、強調量計算回路 2 2 6 8 に出力される。各クリップ回路によるクリッピングにより、鮮鋭化データの上下限值が適正に規定され、例えばキャッツアイと呼ばれる画像内の黒縁や白縁が低減される。

40

【 0 0 3 8 】

強調量計算回路 2 2 6 8 では、各クリップ回路より入力される 4 系統の鮮鋭化データが所定の割合 (例えば 0 . 2 5 : 0 . 2 5 : 0 . 2 5 : 0 . 2 5) で加算される。強調量計算回路 2 2 6 8 の後段では、加算後の注目画素の鮮鋭化データが原画像の注目画素の輝度信号 (Y) と加算されて、出力回路 2 2 8 に出力される。

【 0 0 3 9 】

出力回路 2 2 8 は、輪郭強調回路 2 2 6 より入力される輝度信号 (Y) 及び Y U V 変換

50

回路 2 2 4 より入力される色差信号 (U , V) を所定のビデオフォーマット信号に変換する。出力回路 2 2 8 が順次入力される各画素のデータを所定のビデオフォーマット信号に変換してモニタ 3 0 0 に出力することにより、生体組織の特定の周波数成分を強調した強調画像を通常のカラ画像に重ね合わせたものがモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

【 0 0 4 0 】

図 3 に、モニタ 3 0 0 に出力される強調画像内の周波数成分と M T F との関係を示す。図 3 中、縦軸が M T F (相対値のため単位無し) を示し、横軸が周波数 (相対値のため単位無し) を示す。また、図 3 中、太実線が低周波数強調モード時の特性を示し、細実線が中周波数強調モード時の特性を示し、破線が高周波数強調モード時の特性を示す。

【 0 0 4 1 】

低周波数強調モード時は、例えば、タップ数の多いローパスフィルタの後段に位置するゲイン回路のゲイン値が相対的に高い値に設定されたり、ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a の後段に位置するゲイン回路 2 2 6 4 a のゲイン値が低い値に設定されたりする。一例として、タップ数が 4 9 個のローパスフィルタ 2 2 6 2 d の後段に位置するゲイン回路 2 2 6 4 d のゲイン値が最も高い値に設定され、次いで、ゲイン回路 2 2 6 4 c、ゲイン回路 2 2 6 4 b、ゲイン回路 2 2 6 4 a の順にゲイン値が高く設定される。

【 0 0 4 2 】

このように、低周波数強調モード時は、低い周波数成分のエッジを検出したデータ (タップ数の多いローパスフィルタの出力値で差し引くことによって得られる鮮鋭化データ) の割合が相対的に高くなったり、微細なエッジを検出したデータ (ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a による鮮鋭化データ) の割合が相対的に低くなったりする。そのため、図 3 に示されるように、低周波数強調モード時の強調画像は、比較的低い周波数成分の M T F が高くなる。言い換えると、低周波数強調モード時の強調画像は、比較的低い周波数成分を強調したものとなる。

【 0 0 4 3 】

中周波数強調モード時は、低周波数強調モード時と比べて、タップ数の少ないローパスフィルタの後段に位置するゲイン回路のゲイン値が高い値に設定されたり、ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a の後段に位置するゲイン回路 2 2 6 4 a のゲイン値が高い値に設定されたりする。一例として、全てのゲイン回路 2 2 6 4 a、2 2 6 4 b、2 2 6 4 c、2 2 6 4 d のゲイン値が同一値に設定される。

【 0 0 4 4 】

このように、中周波数強調モード時は、低周波数強調モード時と比べて、高い周波数成分のエッジを検出したデータ (ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a による鮮鋭化データやタップ数の少ないローパスフィルタの出力値で差し引くことによって得られる鮮鋭化データ) の割合が高くなる。そのため、図 3 に示されるように、中周波数強調モード時の強調画像は、低周波数強調モード時に対し、M T F のピークが高周波側にシフトする。言い換えると、中周波数強調モード時の強調画像は、低周波数強調モード時と比べて、高い周波数成分のエッジを検出するフィルタの割合を高めることにより、高い周波数成分を強調したものとなる。

【 0 0 4 5 】

高周波数強調モード時は、中周波数強調モード時と比べて、タップ数の少ないローパスフィルタの後段に位置するゲイン回路のゲイン値が高い値に設定されたり、ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a の後段に位置するゲイン回路 2 2 6 4 a のゲイン値が高い値に設定されたりする。一例として、ゲイン回路 2 2 6 4 a のゲイン値が最も高い値に設定され、次いで、ゲイン回路 2 2 6 4 b、ゲイン回路 2 2 6 4 c、ゲイン回路 2 2 6 4 d の順にゲイン値が高く設定される。

【 0 0 4 6 】

このように、高周波数強調モード時は、中周波数強調モード時と比べて、高い周波数成分のエッジを検出したデータ (ラプラシアンフィルタ 2 2 6 2 a による鮮鋭化データやタップ数の少ないローパスフィルタの出力値で差し引くことによって得られる鮮鋭化データ

10

20

30

40

50

)の割合が高くなる。そのため、図3に示されるように、高周波数強調モード時の強調画像は、中周波数強調モード時に対し、MTFのピークが高周波側にシフトする。言い換えると、高周波数強調モード時の強調画像は、中周波数強調モード時と比べて、高い周波数成分のエッジを検出するフィルタの割合を高めることにより、高い周波数成分を強調したものとなる。

【0047】

例えば、低周波数強調モードは、太い血管や凹凸の多い大腸等の撮影画像を強調する場合に好適であり、高周波数強調モードは、微細な血管が表層に位置する食道や胃等の撮影画像を強調する場合に好適である。

【0048】

このように、本実施形態に係る輪郭強調回路226では、夫々異なる周波数成分を強調するためのフィルタが複数搭載されており、その各々でフィルタ処理された各鮮鋭化データが所定の割合で加算される。強調される画像内の周波数成分は、加算処理前の各鮮鋭化データのレベル比に応じて変わる。術者は、体腔内の部位に合わせて周波数強調モードを設定操作する(言い換えると、各鮮鋭化データのレベル比を調節する)ことにより、モードに応じた部位を強調表示させることができる。

【0049】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

【0050】

図4に、本発明の別の一実施形態に係る輪郭強調回路226'の構成をブロック図で示す。図4に示されるに、別の一実施形態に係る輪郭強調回路226'は、アップサンプリング回路2260'、ラプラシアンフィルタ2262a'、ローパスフィルタ2262b'、2262c'、ゲイン回路2264a'、2264b'、2264c'、クリップ回路2266a'、2266b'、2266c'及び強調量計算回路2268'を有している。

【0051】

アップサンプリング回路2260'は、YUV変換回路224より入力される原画像の各画素の信号に対し、ラプラシアンピラミッド法等の周知の方法を用いて原画像の粒度(言い換えると、周波数又は解像度)を上げる。

【0052】

ラプラシアンフィルタ2262a'、ローパスフィルタ2262b'、2262c'の各フィルタには、アップサンプリング回路2260'によって粒度が上げられた原画像の注目画素の輝度信号(Y)とその周辺画素の輝度信号(Y)が入力される。以降の処理は、図2に示される輪郭強調回路226と同じである。

【0053】

このように、別の一実施形態によれば、原画像の輝度信号(Y)がラプラシアンフィルタ2262a'、ローパスフィルタ2262b'、2262c'の各フィルタに入力される前に、アップサンプリング回路2260'によって原画像の粒度が上げられる。従って、固体撮像素子108の画素数が低い場合であっても、高周波成分を強調した強調画像を生成することが可能となる。また、高周波成分を強調するのに適した構成とすべく、ローパスフィルタはタップ数の少ない(ここでは、9(3×3)、25(5×5)個の)もののみが実装されている。

【符号の説明】

【0054】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LCB

10

20

30

40

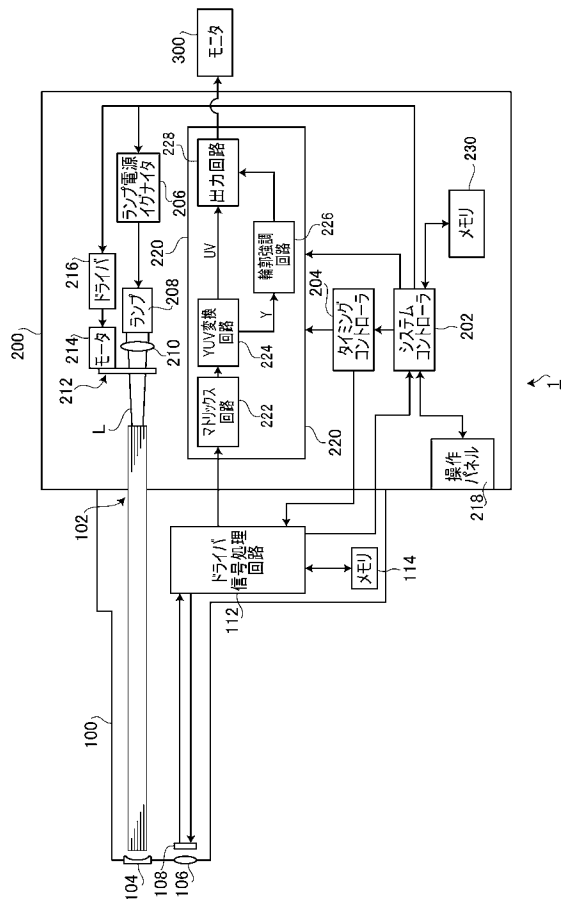
50

- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 108 固体撮像素子
- 112 ドライバ信号処理回路
- 114 メモリ
- 200 プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 204 タイミングコントローラ
- 206 ランプ電源イグナイタ
- 208 ランプ
- 210 集光レンズ
- 212 絞り
- 214 モータ
- 216 ドライバ
- 218 操作パネル
- 220 信号処理回路
- 222 マトリックス回路
- 224 YUV変換回路
- 226 輪郭強調回路
- 228 出力回路
- 230 メモリ

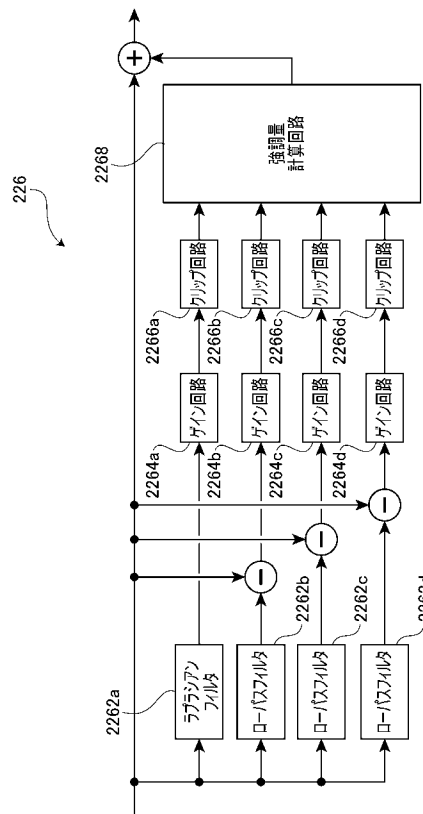
10

20

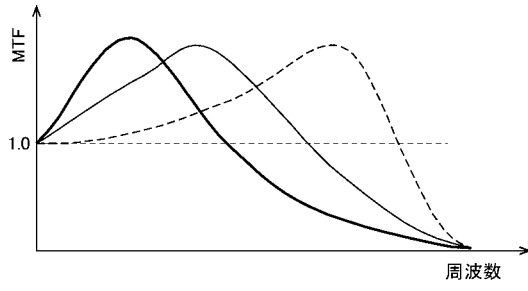
【図1】



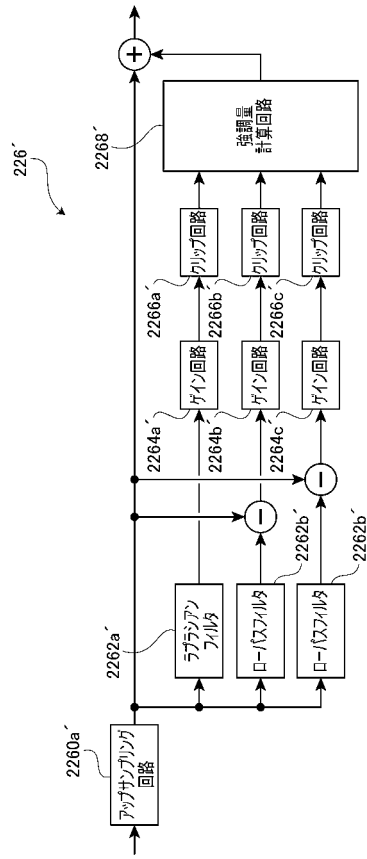
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CE02
CE03 CE06 CE18 CH04 CH09
5C054 CC07 FE09 HA12

专利名称(译)	图像处理设备和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2018000644A	公开(公告)日	2018-01-11
申请号	JP2016132897	申请日	2016-07-04
[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	横内文香		
发明人	横内 文香		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 G06T1/00 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B G06T1/00.290.Z H04N7/18.M A61B1/04 A61B1/045.610 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/WW07 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CE18 5B057/CH04 5B057/CH09 5C054/CC07 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP2018000644A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在传统的强调处理中，取决于体腔中的部分，可能不应用强调处理。所述的图像处理装置，多个用于强调相互不同的频率分量，以将原始图像锐化电路，锐化处理的信号电平比已每个图像在每个多个锐化电路的用于调节信号电平比的调节装置并且生成装置，用于通过以预定比率添加各个调整图像的信号来生成强调图像。

