

(19) **日本国特許庁(JP)**

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2015/182239

発行日 平成29年4月20日 (2017. 4. 20)

(43) 国際公開日 平成27年12月3日(2015.12.3)

(51) Int. Cl.			F I			テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 6 T	3/40	(2006.01)	G 0 6 T	3/40	7 0 0	5 B 0 5 7
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 Z	5 C 1 2 2
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	5/225	C	
H 0 4 N	5/232	(2006.01)	H 0 4 N	5/232	Z	

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号	特願2015-555491 (P2015-555491)
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/060094
(22) 国際出願日	平成27年3月31日 (2015. 3. 31)
(11) 特許番号	特許第5927361号 (P5927361)
(45) 特許公報発行日	平成28年6月1日 (2016. 6. 1)
(31) 優先権主張番号	特願2014-111432 (P2014-111432)
(32) 優先日	平成26年5月29日 (2014. 5. 29)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地

(74) 代理人 100105924
弁理士 森下 賢樹

(74) 代理人 100109047
弁理士 村田 雄祐

(74) 代理人 100109081
弁理士 三木 友由

(72) 発明者 西村 博一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

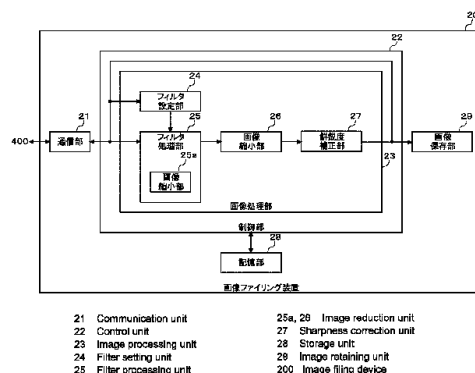
Fターム(参考) CC161 CC06 JJ17 JJ18 LL01 NN05
SS18 SS21 WW02 WW11

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 画像処理装置

(57) 【要約】

フィルタ処理部 25 は、内視鏡を用いて撮像された第 1 の画像に対して、少なくとも拡大処理を含む画像処理を適用して生成された第 2 の画像に対して高域成分を抑制させるフィルタを適用する。画像縮小部 26 は、フィルタを適用後の第 2 の画像に対して縮小処理を適用して第 3 の画像を生成する。フィルタ設定部 24 は、フィルタの特性を、少なくとも第 1 の画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報と第 3 の画像で再現すべき最高周波数成分に関する情報に基づいて設定する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡を用いて撮像された第 1 の画像に対して、少なくとも拡大処理を含む画像処理を適用して生成された第 2 の画像に対して高域成分を抑制させるフィルタを適用するフィルタ処理部と、

前記フィルタを適用後の第 2 の画像に対して縮小処理を適用して第 3 の画像を生成する画像縮小部と、

前記フィルタの特性を、少なくとも前記第 1 の画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報と前記第 3 の画像で再現すべき最高周波数成分に関する情報に基づいて設定するフィルタ設定部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報は、前記内視鏡に含まれる撮像素子の画素数に基づく情報であり、

前記第 3 の画像で再現すべき最高周波数成分に関する情報は、前記第 3 の画像の画素数に基づく情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記フィルタ設定部は、前記第 1 の画像の水平／垂直方向の画素数と前記第 3 の画像の水平／垂直方向の画素数の比率をもとに前記フィルタの特性を変更することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記フィルタ設定部は、前記第 1 の画像の水平／垂直方向の画素数と前記第 3 の画像の水平／垂直方向の画素数との比率、画像の最大空間周波数、及び前記第 1 の画像の水平／垂直方向の画素数と前記第 2 の画像の水平／垂直方向の画素数との比率に基づき、前記第 3 の画像に折り返し歪みを発生させない最高周波数を導出し、当該最高周波数を超える周波数成分を抑制するよう前記フィルタを設定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記フィルタ処理部は、前記第 2 の画像に対して複数回のフィルタ演算を実行することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記フィルタ処理部は、前記複数回のフィルタ演算の途中で、少なくとも一回のフィルタ演算が実行された第 2 の画像を、折り返し歪が発生しない範囲の縮小率で縮小することを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡画像の縮小画像を生成する画像処理装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡に使用される撮像素子（例えば CCD、CMD、CMOS）のサイズは多種多様である。例えば観察臓器・部位、内視鏡の太さ・機能の違いにより撮像素子のサイズが大きく異なっている。気管支や胆道などの細い管腔を観察する場合、低画素数の撮像素子を搭載した細径の内視鏡が使用される。また食道、胃、大腸などの病変発見には、細径～太径の種々の太さの内視鏡が使用され、太さに応じて低画素数～高画素数の種々の撮像素子が搭載されている。一般的に太い内視鏡は先端部のスペースにも余裕があり、画質を優先した高画素数の撮像素子を搭載することが可能となっている。

【0003】

また、観察臓器・部位を詳細に観察する場合、高画素数の撮像素子を搭載した内視鏡が使用される。一方、臓器・部位に処置等を施す場合、目的に応じた内視鏡が使用される。

10

20

30

40

50

前者の場合、高画質で高解像度な画像を撮影することが優先される。後者の場合、処置具を通すためのチャンネルの径・数や送水機能など、処置用の部材が優先されるため撮像素子のサイズは相対的に小さくなる。このように内視鏡には求められる機能に基づく設計条件に応じて、画素数及びサイズが異なる種々の撮像素子が使用される。

【0004】

さらに、技術の進化にともない、内視鏡に使用される撮像素子が高画素化してきている。その一方で通常、旧機種の内視鏡も新システムのカメラコントロールユニット（CCU: Camera Control Unit）に接続可能なように、互換性が維持されて設計される。内視鏡画像のビデオ化から20年以上経過しているが、三代前の内視鏡も新システムのカメラコントロールユニットに接続可能である。このような状況において、数世代前の内視鏡と最新の内視鏡とを比較すると、撮像素子の画素数において10倍、20倍といった大きな違いが生じている。

10

【0005】

内視鏡で撮像された画像はカメラコントロールユニットで、表示または記録用の画像（以下適宜、観察記録画像という）に変換される。通常、内視鏡で撮像された画像が拡大されて観察記録画像が生成される。さらに、観察記録画像の一覧表示のために、観察記録画像が縮小されてインデックス画像（サムネイル画像といってもよい）が生成される。観察記録画像およびインデックス画像は通常、一定のサイズで生成される。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0006】

【特許文献1】特開2012-5044号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

観察記録画像を縮小してインデックス画像を生成する場合に、折り返し歪み（Aliasing、エイリアシング）が発生することがある。折り返し歪みを抑制するには、縮小前の観察記録画像に対して帯域抑制処理を適用することが有効である。この帯域抑制が過剰な場合、過度の平滑化が発生する。一方、帯域抑制が過小の場合、折り返し歪みを十分に除去できない。特に内視鏡画像では、観察記録画像に変換前のオリジナル画像のサイズが多種多様であるため、過度の平滑化による又は折り返し歪みによる、インデックス画像の画質低下が発生しやすくなっている。

30

【0008】

本発明はこうした状況に鑑みなされたものであり、その目的は、観察記録画像を高品質に縮小する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明のある態様の画像処理装置は、内視鏡を用いて撮像された第1の画像に対して、少なくとも拡大処理を含む画像処理を適用して生成された第2の画像に対して高域成分を抑制させるフィルタを適用するフィルタ処理部と、前記フィルタを適用後の第2の画像に対して縮小処理を適用して第3の画像を生成する画像縮小部と、前記フィルタの特性を、少なくとも前記第1の画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報と前記第3の画像で再現すべき最高周波数成分に関する情報に基づいて設定するフィルタ設定部と、を備える。

40

【0010】

なお、以上の構成要素の任意の組み合わせ、本発明の表現を方法、装置、システム、記録媒体、コンピュータプログラムなどの間で変換したものもまた、本発明の態様として有効である。

【発明の効果】

【0011】

50

本発明によれば、観察記録画像を高品質に縮小できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施の形態に係る説明で登場する撮像画像、観察記録画像、インデックス画像の関係を示す図である。

【図2】低画素撮像素子、中画素撮像素子、及び高画素撮像素子で撮像された撮像画像、撮像画像をもとに生成される観察記録画像、並びに観察記録画像をもとに生成されるインデックス画像の各画像サイズの一例を示す図である。

【図3】理想特性を備える低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。

【図4】高画素観察記録画像に適用される低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。

【図5】中画素観察記録画像に適用される低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。

【図6】低画素観察記録画像に適用される低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。

【図7】ガウシアンフィルタの周波数応答を示す図である。

【図8】図7のガウシアンフィルタを組み合わせたフィルタの周波数応答を示す図である。

【図9】観察記録画像の生成に対する、内視鏡とカメラコントロールユニットを含めたシステム全体のMTFの周波数応答の一例を示す図である。

【図10】図8に $h_3(k, l) * h_5(k, l) * h_5(k, l)$ のフィルタの周波数応答を追加した図である（*は畳み込み演算を示す）。

【図11】本発明の実施の形態に係る医用画像管理システムの構成を示す図である。

【図12】図11の内視鏡50及びカメラコントロールユニットの内部構成を示す図である。

【図13】図11の画像ファイリング装置の内部構成を示す図である。

【図14】本発明の実施の形態に係るインデックス画像生成方法を示すフローチャートである。

【図15】図14のフローチャートのステップS13のサブルーチンを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態に係るインデックス画像生成処理の基本原理を説明する。図1は、本実施の形態に係る説明で登場する撮像画像I1、観察記録画像I2、インデックス画像I3の関係を示す図である。通常、撮像画像I1のサイズ($ISX1 \times ISY1$)より観察記録画像I2のサイズ($ISX2 \times ISY2$)のほうが大きくなる。すなわち、近年は高精細であるHDTV(High Definition TeleVision)が普及し、内視鏡システムにおいても高解像である画面サイズ 1920×1080 等が用いられるようになっている。この画面サイズに対し、例えば $ISX1 \times ISY1 = 800 \times 800$ で撮像された画像を拡大処理し、 $ISX2 \times ISY2 = 1000 \times 1000$ の内視鏡画像を表示する。なお、従来より普及しているSDTV(Standard Definition TeleVision)の場合には、 $ISX2 \times ISY2$ は最大で 640×480 程度であることが多く、このような場合には撮像画像I1が縮小されて観察記録画像I2が生成されることがあるが、この場合は画像I2において十分な帯域抑制処理がすでに適用されているものと考えられることから撮像画像I1のサイズ $ISX1 \times ISY1$ を考慮することは不要である。また、撮像画像I1から観察記録画像I2が生成される際、拡大処理の前または後で、ガンマ補正、色補正などの画像処理も実行される。これにより視認しやすい観察記録画像I2が生成される。観察記録画像I2が生成されると、基本的に撮像画像I1は消去される。

【0014】

撮像画像I1のサイズ($ISX1 \times ISY1$)は、内視鏡に含まれる固体撮像素子の違いにより多種多様であるが、観察記録画像I2のサイズ($ISX2 \times ISY2$)は種類が

10

20

30

40

50

限られている。医師などが、なるべく同等のサイズで観察記録画像 I 2 を観察できるようにするためである。

【0015】

インデックス画像 I 3 のサイズ (I S X 3 × I S Y 3) は、撮像画像 I 1 のサイズ (I S X 1 × I S Y 1) 及び観察記録画像 I 2 のサイズ (I S X 2 × I S Y 2) に関わらず一定のサイズとすることが多い。インデックス画像は一覧表示に利用されることが多いため、サイズを統一したほうが一覧表示画面をきれいに表示できる。

【0016】

以下、低画素撮像素子で撮像された低画素撮像画像 I L 1、中画素撮像素子で撮像された中画素撮像画像 I M 1、及び高画素撮像素子で撮像された高画素撮像画像 I H 1 から、インデックス画像 I 3 を生成する例を説明する。

【0017】

図 2 は、低画素撮像素子、中画素撮像素子、及び高画素撮像素子で撮像された撮像画像 I L 1、I M 1、I H 1、撮像画像 I L 1、I M 1、I H 1 をもとに生成される観察記録画像 I L 2、I M 2、I H 2、並びに観察記録画像 I L 2、I M 2、I H 2 をもとに生成されるインデックス画像 I L 3、I M 3、I H 3 の各画像サイズの一例を示す図である。以下本明細書では単純化のため、撮像素子の有効画素数と撮像画像の画素数を同じ値とみなして説明する。

【0018】

より具体的には、図 2 は低画素撮像素子で撮像された低画素撮像画像 I L 1、中画素撮像素子で撮像された中画素撮像画像 I M 1、高画素撮像素子で撮像された高画素撮像画像 I H 1、低画素撮像画像 I L 1 から生成された低画素観察記録画像 I L 2、中画素撮像画像 I M 1 から生成された中画素観察記録画像 I M 2、高画素撮像画像 I H 1 から生成された高画素観察記録画像 I H 2、低画素観察記録画像 I L 2 から生成された低画素インデックス画像 I L 3、中画素観察記録画像 I M 2 から生成された中画素インデックス画像 I M 3、及び高画素観察記録画像 I H 2 から生成された高画素インデックス画像 I H 3 の各画像サイズの一例を示している。

【0019】

通常、画像を縮小してインデックス画像を作成する場合、撮像画像 I L 1、I M 1、I H 1 ではなく、観察記録画像 I L 2、I M 2、I H 2 に対して縮小処理を適用する。縮小処理には単純間引き法、バイキュービック法、線形補間法などの一般化な縮小アルゴリズムを使用できる。縮小により折り返し歪みが生じる場合には、縮小処理の適用前に帯域抑制処理を適用する。帯域抑制処理には通常、平滑化フィルタリング、又は低域通過型フィルタリングが使用される。

【0020】

単純な帯域抑制処理としては、観察記録画像 I L 2 の水平方向の画素数 I S X 2 / 垂直方向の画素数 I S Y 2 と、インデックス画像 I 3 の水平方向の画素数 I S X 3 / 垂直方向の画素数 I S Y 3 との比率に基づき最高周波数を算出し、当該最高周波数を超える周波数帯域成分を抑制する効果を備えるフィルタを観察記録画像 I L 2 に適用する。当該最高周波数はナイキスト周波数の概念に相当する。例えば、高画素観察記録画像 I H 2 (画像サイズが 1000 × 1000) を高画素インデックス画像 I H 3 (画像サイズ 160 × 160) に縮小する際の、高画素観察記録画像 I H 2 における最高周波数 f_{n2} は、下記式 (1) で算出される。

【0021】

$$f_{n2} = (160 / 1000) \times M \quad \cdots \text{式 (1)}$$

ここで、M は画像上で再現可能な最大空間周波数に対応する数値であり、例えば $2M = 256$ とした場合には $M = 128$ である。例えば画像サイズ、具体的には水平 / 垂直方向の画素数が 256 の画像上で白黒のラインペアを最大 128 組表示できることに対応する。上記式 (1) において、 $M = 128$ を代入すると、最高周波数 f_{n2} は 20.4 となる。

【0022】

図3は、理想特性を備える低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。横軸は空間周波数、縦軸は周波数応答をそれぞれ示す。このフィルタは、インデックス画像I3の生成の前処理として観察記録画像I2に対して適用されるフィルタである。図3に示すフィルタでは、最高周波数 f_{n2} 以下の空間周波数では周波数応答が1になり、最高周波数 f_{n2} を超える空間周波数では周波数応答が0になる。なお低域通過型フィルタの代わりに、近似的な特性を備えるフィルタを使用してもよい。

【0023】

上記に帯域抑制について理論的に説明したが、折り返し歪みの発生は実際にどのような撮像対象であるかということにも依存する。主として生体粘膜表面を観察する内視鏡画像では通常、許容される最大周波数に近い微細な構造が撮像されることは少ない。しかしながら内視鏡画像でも折り返し歪みが発生しやすい画像もある。例えばハレーションのエッジ部は、急峻な変化を示すため折り返し歪みが発生しやすい。また色素・染色剤の散布やNBI(Narrow Band Imaging)等の特殊光観察では比較的微細な構造が撮像され、折り返し歪みが発生する可能性が高くなる。これらを勘案し、平均的に良好な画質が得られる低域通過型フィルタ等を設計の上、インデックス画像I3に対する目視評価により、観察記録画像I2に適用するフィルタを決定することが考えられる。

【0024】

しかしながら本来、観察記録画像IL2、IM2、IH3に存在する最大の周波数成分は基本的に、撮像素子の画素数により規定されるものである。観察記録画像IL2のサイズ($ISX2 \times ISY2$)が等しい、あるいは同程度であっても高画素撮像素子で撮像された高画素撮像画像IH1をもとに生成された高画素観察記録画像IH2と、低画素撮像素子で撮像された低画素撮像画像IL1をもとに生成された低画素観察記録画像IL2とでは、各々の画像上に存在し得る最大の周波数成分に大きな違いがある。

【0025】

高画素観察記録画像IH2用に生成した帯域抑制フィルタを、低画素観察記録画像IL2に適用すると、もともと微細な高周波数帯域の構成成分が少ない画像に対してさらに平滑化効果が加わることになる。従って当該帯域抑制フィルタが適用された後の低画素観察記録画像IL2を縮小して生成されたインデックス画像IL3にぼけが生じる。

【0026】

逆に、低画素観察記録画像IL2または中画素観察記録画像IM2に対して目視上良好な画質の縮小画像が得られる帯域抑制フィルタを、高画素観察記録画像IH2に適用すると、十分な帯域抑制効果が得られなくなる。即ち、当該帯域抑制フィルタが適用された後の高画素観察記録画像IH2を縮小して生成されたインデックス画像IH3に折り返し歪みが発生することになる。

【0027】

以上に鑑み本発明の実施の形態では、撮像素子の画素数によって規定される最高周波数を勘案して帯域抑制フィルタの周波数特性を変更する。これにより多種多様な画素数の撮像素子のいずれで撮像された画像に対しても、適切な縮小処理を適用でき、良好な画質の縮小画像を得ることができる。デジタルフィルタが使用される場合、デジタルフィルタの係数を変更して、帯域抑制フィルタの周波数特性を変更する。また複数のフィルタの組み合わせで実現する場合、複数のフィルタの組み合わせ方、及び／または繰り返し適用回数を変更して、帯域抑制フィルタの周波数特性を変更する。

【0028】

はじめに、高画素観察記録画像IH2を縮小する場合の最高周波数について説明する。高画素撮像画像IH1から高画素インデックス画像IH3を生成する場合、高画素撮像画像IH1のサイズ($ISX1 \times ISY1$)と高画素インデックス画像IH3のサイズ($ISX3 \times ISY3$)に着目する。図2では高画素撮像画像IL1の水平方向の画素数 $ISX1$ と垂直方向の画素数 $ISY1$ 、高画素インデックス画像IH3の水平方向の画素数 $ISX3$ と垂直方向の画素数 $ISY3$ が、それぞれ等しい例を記載している。

【0029】

なお水平方向の画素数と垂直方向の画素数が異なる場合は、例えば折り返し歪みの発生を最も回避するように画素数を選択する。具体的には高画素撮像素子 I L 1 の水平方向の画素数 I S X 1 と垂直方向の画素数 I S Y 1 では大きいほうを選択し、高画素インデックス画像 I H 3 の水平方向の画素数 I S X 3 と垂直方向の画素数 I S Y 3 では小さいほうを選択する。なお画素数の代わりに解像度で考えてもよい。撮像素子 I 1 における最高周波数 f_{n1} は下記式 (2) で算出される。

【0030】

$$f_{n1} = (I S X 3 / I S X 1) \times M \quad \cdots \text{式 (2)}$$

高画素撮像素子が使用される場合、 $(160 / 800) \times 128$ により最高周波数 f_{n1} は 25.6 となる。同様に中画素撮像素子が使用される場合、34.1 となり、低画素撮像素子が使用される場合、51.2 となる。

【0031】

実際の帯域抑制処理（即ちフィルタリング処理）では観察記録画像 I 2 に対して適用されるため、フィルタの周波数特性は観察記録画像 I 2 のサイズ ($I S X 2 \times I S Y 2$) が勘案される。実際にはスケール変換された最高周波数 f_{ns} が使用される。スケール変換された最高周波数 f_{ns} は下記式 (3) で算出される。

【0032】

$$f_{ns} = ((I S X 3 / I S X 1) \times M) \times (I S X 2 / I S X 1) \quad \cdots \text{式 (3)}$$

高画素撮像素子が使用される場合、スケール変換された最高周波数 f_{ns} は 32 となる。同様に中画素撮像素子が使用される場合、56.8 となり、低画素撮像素子が使用される場合、82.4 となる。撮像素子 I 1 から観察記録画像 I 2 への拡大により、周波数の一周期に対応する波長が長くなるため低周波数寄りに変化する。

【0033】

図 4 は、高画素観察記録画像 I H 2 に適用される低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。図 5 は、中画素観察記録画像 I M 2 に適用される低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。図 6 は、低画素観察記録画像 I L 2 に適用される低域通過型フィルタの周波数応答を示す図である。図 4－図 6 のいずれも理想特性の低域通過型フィルタを描いている。図 4－図 6 では理想特性の低域通過型フィルタの周波数特性を示したが、実際には同等の特性を現実的なフィルタサイズで実現することは困難である。従って帯域抑制→縮小→鮮鋭度補正により過剰なぼけの発生を抑制する。以降、高画素観察記録画像 I H 2、中画素観察記録画像 I M 2 及び低画素観察記録画像 I L 2 における最高周波数をそれぞれ $f_{nH} = 32$ 、 $f_{nM} = 57$ 及び $f_{nL} = 83$ とする。上述の最高周波数の小数点以下を切り上げた数値である。

【0034】

以下、上記の帯域抑制処理を、デジタルフィルタを用いたフィルタリング（より具体的には畳み込み演算）により実現する方法を説明する。以下の例では、小サイズのフィルタの組み合わせにより高速に所望の帯域抑制を実現する。具体的には、 $n \times n$ (n は 3 以上の整数（奇数）) のガウシアンフィルタの組み合わせにより実現する。

【0035】

下記式 (4) は、ガウシアン係数を用いたマスクサイズ 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ を示す。下記式 (5) はマスクサイズ 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ を示す。下記式 (6) はマスクサイズ 7×7 のガウシアンフィルタ $h_7(k, l)$ を示す。ガウシアンフィルタは、注目画素周辺の輝度値を単に平均する移動平均フィルタと異なり、注目画素に近い輝度値ほど、積和演算を実施するときの重みを大きくしたフィルタである。ガウス分布の関数を用いて各係数を決定している。ガウシアンフィルタは低域通過型フィルタ（ローパスフィルタ）と同等の作用を有する。

【0036】

10

20

30

40

【数 1】

$$h_3(k, l) = \begin{cases} 0.0682850 & 0.1125830 & 0.0682850 \\ 0.1125830 & 0.2765270 & 0.1125830 & \cdots \text{式(4)} \\ 0.0682850 & 0.1125830 & 0.0682850 \end{cases}$$

【数 2】

$$h_5(k, l) = \begin{cases} 0.0682850 & 0 & 0.1125830 & 0 & 0.0682850 & \cdots \text{式(5)} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.1125830 & 0 & 0.2765270 & 0 & 0.1125830 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0682850 & 0 & 0.1125830 & 0 & 0.0682850 \end{cases} \quad \begin{matrix} 10 \\ 20 \end{matrix}$$

【数 3】

$$h_7(k, l) = \begin{cases} 0.0682850 & 0 & 0 & 0.1125830 & 0 & 0 & 0.0682850 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.1125830 & 0 & 0 & 0.2765270 & 0 & 0 & 0.1125830 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.0682850 & 0 & 0 & 0.1125830 & 0 & 0 & 0.0682850 \end{cases} \quad \begin{matrix} 20 \\ 30 \end{matrix}$$

• • • 式(6)

【0037】

上記式(5)に示す 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ 及び上記式(6)に示す 7×7 のガウシアンフィルタ $h_7(k, l)$ は、 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ に0を内挿することにより作成している。これにより、 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ と同様に乗算回数を9回に抑えることができ、高速演算が可能である。 40

【0038】

図7は、ガウシアンフィルタの周波数応答を示す図である。図7では、上記式(4)に示す 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ 、上記式(5)に示す 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ 、上記式(6)に示す 7×7 のガウシアンフィルタ $h_7(k, l)$ 、 9×9 のガウシアンフィルタ $h_9(k, l)$ の周波数応答を示している。 9×9 のガウシアンフィルタ $h_9(k, l)$ も 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ に0を内挿したものである。

【0039】

これらの基本となるガウシアンフィルタを組み合わせることにより、種々の周波数特性を実現できる。即ち、これらのガウシアンフィルタを任意の組み合わせで畳み込み演算する 50

ことにより種々の周波数特性を実現できる。なお同じガウシアンフィルタを複数回使用してもよい。

【0040】

図8は、図7のガウシアンフィルタを組み合わせたフィルタの周波数応答を示す図である。図8では、 $h_3(k, l) * h_3(k, l)$ のフィルタと、 $h_3(k, l) * h_5(k, l)$ のフィルタと、 $h_3(k, l) * h_5(k, l) * h_7(k, l)$ のフィルタの周波数応答を示している。 $*$ は畳み込み演算を表している。

【0041】

上記の例では低画素観察記録画像 I_{L2} における最高周波数 f_{nL} を83とした。 $h_3(k, l) * h_3(k, l)$ のフィルタでは、空間周波数が80以上の周波数帯域成分を0.1以下に抑制できる。従って低画素観察記録画像 I_{L2} に 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ を適用し、そのフィルタリング後の画像に再度、 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ を適用することにより、最高周波数 f_{nL} を超える周波数帯域成分を抑制できる。なお本実施の形態では、周波数応答を0.1未満にすることで周波数帯域成分の抑制達成としている。

【0042】

また上述の例では中画素観察記録画像 I_{M2} における最高周波数 f_{nM} を57とした。 $h_3(k, l) * h_5(k, l)$ のフィルタでは、空間周波数が48以上の周波数帯域成分を0.1以下に抑制できる。従って中画素観察記録画像 I_{M2} に 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ を適用し、そのフィルタリング後の画像に 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ を適用することにより、最高周波数 f_{nM} を超える周波数帯域成分を抑制できる。

【0043】

また上述の例では高画素観察記録画像 I_{H2} における最高周波数 f_{nH} を32とした。 $h_3(k, l) * h_5(k, l) * h_7(k, l)$ のフィルタでは、空間周波数が25以上の周波数帯域成分を0.1以下に抑制できる。従って高画素観察記録画像 I_{H2} に 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ を適用し、そのフィルタリング後の画像に 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ を適用し、そのフィルタリング後の画像に 7×7 のガウシアンフィルタ $h_7(k, l)$ を適用することにより、最高周波数 f_{nH} を超える周波数帯域成分を抑制できる。

【0044】

以上のフィルタリングが適用された後の観察記録画像 I_2 を縮小することにより、折り返し歪みの生じない良好なインデックス画像 I_3 を得ることができる。縮小処理には、バイキュービック法などの一般的な手法を使用できる。なおバイキュービック法にも若干の帯域抑制効果があるため、それを勘案して、縮小処理前のフィルタリングによる帯域抑制効果を若干弱めておいてもよい。

【0045】

さらに、生成されたインデックス画像 I_3 に対して、鮮鋭度補正フィルタを使用した鮮鋭度補正を行ってもよい。鮮鋭度補正フィルタは、インデックス画像 I_3 において帯域抑制されずに残存する周波数帯域成分、即ち低域通過型フィルタを通過した周波数帯域成分に対する増幅効果を有する。鮮鋭度補正フィルタは、高域成分を通過させる高域通過型フィルタ（ハイパスフィルタ）で構成できる。下記式（7）は、高画素インデックス画像 I_{H3} に対して適用される鮮鋭度補正フィルタの一例を示す。このフィルタ $h_{3s}(k, l)$ は、上記式（4）に示した帯域抑制効果を有するガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ と逆の関係にある高域通過型フィルタであり、画像上の高周波数帯域成分（多くはエッジ成分）を抽出する効果を有する。

【0046】

10

20

30

40

【数 4】

$$h3s(k, l) = \begin{cases} -0.0682850 & -0.1125830 & -0.0682850 \\ -0.1125830 & 0.723473 & -0.1125830 & \cdots \text{式(7)} \\ -0.0682850 & -0.1125830 & -0.0682850 \end{cases}$$

【0047】

上記式(7)に示す鮮鋭度補正フィルタを適用した高域インデックス画像 $gH3(x, y)$ を、下記式(8)により生成する。

10

$$gH3(x, y) = IH3(x, y) * h3s(k, l) \quad \cdots \text{式(8)}$$

【0048】

高域インデックス画像 $gH3(x, y)$ を用いて高画素インデックス画像 $IH3(x, y)$ を補正して、鮮鋭度補正された高画素インデックス画像 $IH3'(x, y)$ を生成する。鮮鋭度補正された高画素インデックス画像 $IH3'(x, y)$ は、下記式(9)に示すように、高画素インデックス画像 $IH3(x, y)$ に、重み付けされた高域インデックス画像 $\lambda gH3(x, y)$ を加算することにより生成される。

【0049】

$$IH3'(x, y) = IH3(x, y) + \lambda gH3(x, y) \quad \cdots \text{式(9)}$$

λ には例えば 0.2 を設定する。同様の方法により、鮮鋭度補正された中画素インデックス画像 $IM3'(x, y)$ 、及び鮮鋭度補正された低画素インデックス画像 $IL3'(x, y)$ も生成できる。

20

【0050】

以上に説明したように、撮像素子の画素数によって規定される最高周波数を勘案して帯域抑制フィルタの周波数特性を変更することにより、多種多様な画素数の撮像素子のいずれで撮像された画像に対しても、適切な縮小処理を適用でき、良好な画質の縮小画像を得ることができる。

【0051】

(変形例1)

次に、上述の帯域抑制のためのフィルタリング処理を、省リソースで高速に実行する方法を説明する。上述のように高画素インデックス画像 $IH3(x, y)$ は、下記式(10)に示すように高画素観察記録画像 $IH2(x, y)$ に、上述の複数のガウシアンフィルタを畳み込んで生成される。

30

【0052】

$$IH3(x, y) = ((IH2(x, y) * h3(k, l)) * h5(k, l)) * h7(k, l) \quad \cdots \text{式(10)}$$

右辺のフィルタリング処理において高画素観察記録画像 $IH2$ の画像サイズは常に $ISX2 \times ISY2$ である。

【0053】

ここで、 3×3 のガウシアンフィルタ $h3(k, l)$ 及び 5×5 のガウシアンフィルタ $h5(k, l)$ を組み合わせた際の周波数特性は、すでに約 64 ($=M/2$) 以上の周波数帯域成分を十分に抑制している。下記式(11)は、上記式(10)における 5×5 のガウシアンフィルタ $h5(k, l)$ のフィルタリングが終了した時点の、途中画像 $IH2b(x, y)$ を示す。

40

【0054】

$$IH2b(x, y) = (IH2(x, y) * h3(k, l)) * h5(k, l) \quad \cdots \text{式(11)}$$

この途中画像 $IH2b(x, y)$ のサイズを $1/2$ に縮小しても、折り返し歪みは生じないこととなる。

【0055】

50

この縮小処理によりメモリ領域を削減できる。またフィルタリングの計算量を削減でき、フィルタリング処理を高速化できる。バイキュービック法などで $1/2$ に縮小された途中画像 $I H 2 b'$ には、上記式 (10) における 7×7 のガウシアンフィルタ $h_7(k, l)$ ではなく、別の帯域抑制フィルタ $h_t(k, l)$ を適用する。これによっても高画素インデックス画像 $I H 3(x, y)$ を得ることができる。

【0056】

帯域抑制フィルタ $h_t(k, l)$ には、 7×7 のガウシアンフィルタ $h_7(k, l)$ よりも緩やかな周波数特性を備えるフィルタが用いられる。途中画像 $I H 2 b$ を $1/2$ に縮小したため、理想的には 3.5×3.5 のガウシアンフィルタ $h_{3.5}(k, l)$ を使用するべきであるが、実現困難である。そこで 3×3 のガウシアンフィルタ $h_3(k, l)$ もしくは 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ を使用する。 5×5 のガウシアンフィルタ $h_5(k, l)$ を適用した場合には、上記式 (10) のフィルタリング処理と比較して、やや強めの帯域抑制効果となるが、上記式 (9) の鮮鋭度補正処理の λ を大きくすることにより補正が可能である。

【0057】

なお上記の例では、途中画像 $I H 2 b(x, y)$ のサイズを $1/2$ に縮小する例を示したが、 $1/2$ 以外に縮小することも可能である。例えば、縮小前の途中画像 $I H 2 b(x, y)$ において約 $86 (= 2M/3)$ 以上の周波数帯域成分が十分に抑制されている場合は、途中画像 $I H 2 b(x, y)$ のサイズを $2/3$ に縮小できる。この場合、その後に適用するガウシアンフィルタのサイズを $2/3$ にできる。

【0058】

以上に説明したように、複数のガウシアンフィルタで畳み込み演算する途中で、画像を縮小することにより演算量を減らすことができ、省リソースで高速演算が可能になる。

【0059】

(変形例2)

次に、撮像画像 $I 1$ 及び観察記録画像 $I 2$ における最高周波数 f_n を算出する際に、撮像素子の画素数以外の光学設計やシステム全体の MTF (Modulation Transfer Function) を考慮する例を説明する。実際の内視鏡システムにおいては撮像素子の画素数以外に以下の要因により、撮像画像 $I 1$ 及び観察記録画像 $I 2$ における最高周波数 f_n が影響を受ける。

【0060】

最高周波数 f_n に影響を与える要因として、内視鏡のレンズを含めた光学設計がある。一般に、撮像素子の最高解像度と被写界深度の幅はトレードオフの関係にある。例えば被写界深度を優先して設計すれば、撮像素子の最大解像度に相当する高周波数成分は生じなくなる。被写界深度を優先した設計とは、対象との距離の遠近において広い範囲で観察できるようにした設計を指す。即ち被写界深度が深い設計を指す。

【0061】

各種の画像処理は主にカメラコントロールユニット内部において実行される。それら画像処理の中にはノイズ抑制処理や強調処理など、内視鏡とカメラコントロールユニットを含めたシステム全体の MTF に影響を与える場合がある。また、電気的な信号劣化が生じることもあり得る。これらも最高周波数 f_n に影響を与える要因となる。

【0062】

図9は、観察記録画像 $I 2$ の生成に対する、内視鏡とカメラコントロールユニットを含めたシステム全体の MTF の周波数応答の一例を示す図である。この例では、空間周波数が 112 の時点で周波数応答が 0 になる。例えば水平方向の画素数 $I S X 1 =$ 垂直方向の画素数 $I S Y 1 = 800$ の高画素撮像素子を用いても、実質的な最大周波数成分は $800 \times (112/128) = 700$ となる。即ち水平方向の画素数 $I S X 1 =$ 垂直方向の画素数 $I S Y 1 = 700$ の撮像素子の最大周波数成分と同様のものとなる。

【0063】

以下これらの要因を考慮した場合の、高画素インデックス画像 $I H 3$ の生成処理につい

て説明する。高画素撮像画像 I H 1、高画素観察記録画像 I H 2、及び高画素インデックス画像 I H 3 の各画像サイズは、上記図 2 の通りである。上記式 (3) の右辺にシステム全体の M T F を考慮した数値を代入すると、 $(160 / (800 \times (112 / 128))) \times 128 \times (1000 / (800 \times (112 / 118)))$ となる。これを解くと、高画素観察記録画像 I H 2 におけるスケール変換された最高周波数 $f_{ns} = 41.8$ となる。

【0064】

図 10 は、図 8 に $h_3(k, l) * h_5(k, l) * h_5(k, l)$ のフィルタの周波数応答を追加した図である。最高周波数 $f_{ns} = 41.8$ の場合、 $h_3(k, l) * h_5(k, l) * h_7(k, l)$ のフィルタではなく、 $h_3(k, l) * h_5(k, l) * h_5(k, l)$ のフィルタを使用することが適切である。

10

【0065】

このように、撮像素子の画素数（換言すると最大解像度）に基づく最高周波数に加え、光学的・電氣的なシステム全体の M T F を考慮した帯域抑制処理を実施してもよい。例えば、光学的設計の異なる内視鏡の機種や、カメラコントロールユニットの設定状態によりシステムの M T F が変化する場合、その機種や設定状態ごとに適切な帯域抑制処理を適用することで、柔軟かつ高画質の縮小画像を作成することが可能となる。

【0066】

なお、周波数応答が 1 を下回る周波数特性の遷移域においては、周波数成分の劣化（即ち減衰）が生じているが、これについては上記式 (8) 及び式 (9) を用いて説明した鮮鋭度補正処理により補正することが可能である。

20

【0067】

以下、以上の知見に基づくインデックス画像生成機能を搭載した医用画像管理システムを説明する。

図 11 は、本発明の実施の形態に係る医用画像管理システム 500 の構成を示す図である。本実施の形態に係る医用画像管理システム 500 は、主に内視鏡 50 で撮像された画像を管理するためのシステムである。医用画像管理システム 500 は、内視鏡システム 100、画像ファイリング装置 200、端末装置 300 を備え、それらは通信回線 400 を介して相互接続される。本実施の形態では通信回線 400 として有線 LAN を想定する。図 11 では内視鏡システム 100 を一つしか描いていないが、複数の内視鏡システム 100 が通信回線 400 に接続される形態であってもよい。一般に大規模病院では複数の内視鏡システム 100 が導入されている。

30

【0068】

内視鏡システム 100 は、カメラコントロールユニット 10、光源装置 30、表示装置 40 及び内視鏡 50 を備える。内視鏡 50 は患者の体腔内に挿入されて使用される。内視鏡 50 は体腔内を撮像し、カメラコントロールユニット 10 に出力する。

【0069】

内視鏡 50 には様々な種別がある。具体的には部位別に、上部消化管用スコープ、下部消化管用スコープ、十二指腸用スコープ、気管支用スコープなどがある。また用途もしくは特徴別に、それら各スコープはさらに細分化される。例えば、上部消化管スコープには、汎用スコープ、細経スコープ、経鼻スコープ、光学拡大スコープ、処置用スコープなどが含まれる。また超音波を利用する超音波スコープもある。またカプセル状のカプセル内視鏡もある。

40

【0070】

カメラコントロールユニット 10 は、内視鏡 50 から送信される画像信号を受信し、当該画像信号を処理する。カメラコントロールユニット 10 の具体的な構成および動作は後述する。光源装置 30 は内視鏡 50 内に光を送り込む。表示装置 40 はカメラコントロールユニット 10 から入力される映像信号をもとに映像を表示する。例えば、内視鏡 50 により撮像されている画像をリアルタイムに表示する。なお図 11 には描いていないが、内視鏡システム 100 は印刷装置や記録装置を含んでいてもよい。

50

【0071】

図12は、図11の内視鏡50及びカメラコントロールユニット10の内部構成を示す図である。内視鏡50は、撮像素子51及び信号処理部52を含む。撮像素子51は入射光を電気信号に変換する。信号処理部52は、撮像素子51により光電変換された画像信号に対してA/D変換、ノイズ除去などの信号処理を施し、カメラコントロールユニット10に出力する。

【0072】

カメラコントロールユニット10は、制御部11、記憶部17及び通信部18を備える。制御部11は、スコープタグ取得部12及び画像処理部13を含む。制御部11内の機能ブロックは、上述したインデックス画像生成機能に関連する機能のみを描いている。制御部11の機能はハードウェア資源のみ、又はハードウェア資源とソフトウェア資源の協働により実現できる。ハードウェア資源としてCPU、FPGA(Field Programmable Gate Array)、その他のLSIを利用できる。ソフトウェア資源として記憶部17から読み出されたプログラムを利用できる。記憶部17はROM、RAMを含み、制御部11で使用されるプログラム及びデータを記憶している。

【0073】

スコープタグ取得部12は、カメラコントロールユニット10に内視鏡50が装着された際に内視鏡50からタグ情報を取得する。上述のように本実施の形態に係るインデックス画像生成方法では撮像素子の画素数を使用する。当該タグ情報に、撮像素子51の水平および垂直方向の有効画素数が含まれている場合、その画素数を使用できる。

【0074】

なお内視鏡50から取得できるタグ情報に撮像素子51の画素数が含まれない設計では、当該タグ情報に含まれる型番と、その型番の内視鏡で使用される撮像素子の画素数を紐付けたテーブルを予め用意する必要がある。また、撮像素子51で撮像された撮像画像にタグ情報として、撮像画像の水平および垂直方向の画素数が記録されている場合、当該画素数を使用できる。スコープタグ取得部12は、撮像素子51の画素数を画像処理部13に渡す。

【0075】

画像処理部13は、内視鏡50を用いて撮像された撮像画像に対して、少なくとも拡大処理を含む画像処理を適用する。図12に示す例では画像処理部13は、画像拡大部14、ガンマ補正部15及び色補正部16を含む。

【0076】

画像拡大部14は、内視鏡50から送信された撮像画像を拡大して観察記録画像を生成する。その際、スコープタグ取得部12から渡される撮像素子51の画素数と、生成すべき観察記録画像の画素数との比率に応じて拡大率を設定する。

【0077】

ガンマ補正部15は、生成された観察記録画像に対してガンマ補正を施す。色補正部16は、生成された観察記録画像に対して色補正を施す。例えば、赤味を強調する補正を行ってもよい。なおガンマ補正および色補正は画像処理の一例であり、その他のエフェクト処理が実行されてもよい。例えば、明るさ調整、輪郭強調、コントラスト調整などが実行されてもよい。なおこれらの画像処理は、拡大処理前の撮像画像に対して適用されてもよい。観察記録画像が生成されると、撮像画像は基本的に不要となるため破棄される。

【0078】

通信部18はカメラコントロールユニット10が通信回線400に接続するための通信制御を行う。制御部11は、生成した観察記録画像を通信回線400を介して画像ファイリング装置200に送信し、ファイリングする。また制御部11は、撮像素子51の画素数を通信回線400を介して画像ファイリング装置200に送信する。

【0079】

図13は、図11の画像ファイリング装置200の内部構成を示す図である。画像ファイリング装置200は例えば、サーバで構成される。画像ファイリング装置200は、通

10

20

30

40

50

信部 21、制御部 22、記憶部 28 及び画像保存部 29 を備える。

【0080】

通信部 21 は画像ファイリング装置 200 が通信回線 400 に接続するための通信制御を行う。例えば内視鏡システム 100 から送信された観察記録画像および撮像素子 51 の画素数を受信して、制御部 22 に出力する。また端末装置 300 からの取得要求に応じて、制御部 22 が画像保存部 29 から読み出した観察記録画像および／またはインデックス画像を端末装置 300 に送信する。画像保存部 29 は、ハードディスクなどの大容量記録装置を備え、観察記録画像を含む医用画像を保存する。なお、医用画像のインデックス画像が生成された場合、そのインデックス画像も保存する。

【0081】

制御部 22 は画像処理部 23 を含む。制御部 22 内の機能ブロックは、上述したインデックス画像生成機能に関連する機能のみを描いている。制御部 22 の機能はハードウェア資源のみ、又はハードウェア資源とソフトウェア資源の協働により実現できる。ハードウェア資源として CPU、FPGA、その他の LSI を利用できる。ソフトウェア資源として記憶部 28 から読み出されたプログラムを利用できる。記憶部 28 は ROM、RAM を含み、制御部 22 で使用されるプログラム及びデータを記憶している。

【0082】

画像処理部 23 は、フィルタ設定部 24、フィルタ処理部 25、画像縮小部 26 及び鮮鋭度補正部 27 を含む。フィルタ処理部 25 は、内視鏡システム 100 から受信した観察記録画像に対して高域成分を抑制させるフィルタを適用する。当該フィルタには、上述の低域通過型フィルタを使用する。画像縮小部 26 は、当該低域通過型フィルタを適用後の観察記録画像に対して縮小処理を適用してインデックス画像を生成する。鮮鋭度補正部 27 は、生成されたインデックス画像に対して、上述の鮮鋭度補正フィルタを使用した鮮鋭度補正処理を適用する。

【0083】

フィルタ設定部 24 は、フィルタ処理部 25 で使用される低域通過型フィルタの特性を、少なくとも撮像画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報と、インデックス画像で再現すべき最高周波数成分に関する情報に基づいて変更する。当該撮像画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報は、内視鏡 50 に含まれる撮像素子 51 の画素数に基づく情報であってもよい。またインデックス画像で再現すべき最高周波数成分に関する情報は、インデックス画像の画素数に基づく情報であってもよい。

【0084】

この場合、フィルタ設定部 24 は、撮像画像の水平／垂直方向の画素数とインデックス画像の水平／垂直方向の画素数の比率をもとに、当該低域通過型フィルタの特性を変更する。より具体的にはフィルタ設定部 24 は、(1) 撮像画像の水平／垂直方向の画素数とインデックス画像の水平／垂直方向の画素数との比率、(2) 画像の最大空間周波数、及び(3) 撮像画像の水平／垂直方向の画素数と観察記録画像の水平／垂直方向の画素数との比率に基づき、インデックス画像に折り返し歪みを発生させない最高周波数を導出する。この最高周波数は、上記式(3)に示したスケール変換された最高周波数 f_{ns} に相当する。なお当該最高周波数を導出する際、内視鏡 50 及びカメラコントロールユニット 10 を含むシステム全体の MTF を加味してもよい。

【0085】

フィルタ設定部 24 は、当該最高周波数を超える周波数成分を抑制するよう、上記低域通過型フィルタを設定する。上記図 8 に示したように当該低域通過型フィルタは、基本となるガウシアンフィルタの組み合わせで実現できる。この場合、フィルタ設定部 24 は観察記録画像に対して複数回のフィルタ演算（換言すれば、畳み込み演算）を実行する。

【0086】

フィルタ処理部 25 は画像縮小部 25a を含み、画像縮小部 25a は、複数回のフィルタ演算の途中で、少なくとも一回のフィルタ演算が適用された観察記録画像を、折り返し歪が発生しない範囲の縮小率で縮小してもよい。上述のように複数回のフィルタ演算の途

10

20

30

40

50

中で、途中画像を縮小することにより、その後のフィルタ演算の演算量を削減できる。

【0087】

以上に説明した、上記最高周波数に対する帯域抑制の周波数特性の選択、基本となるフィルタの組み合わせ、帯域抑制処理途中での縮小処理、及び鮮鋭度補正処理に関する設定情報は、設計者がソフトウェアプログラムに予め記述しておくことができる。カメラコントロールユニット10に装着される内視鏡50の種類は多数あるが、撮像素子51の種類としては例えば10種程度等、ある程度の数である。観察記録画像およびインデックス画像のサイズは、それぞれ1～数種類である。従って上記最高周波数の種類は、それほど多くなり、当該最高周波数の全種類に対するフィルタリング戦略を予め規定することは比較的容易である。なおソフトウェアプログラムに、各最高周波数に対するフィルタリング戦略を記述するのではなくテーブルに記述して、ソフトウェアプログラムが参照する構成にしてもよい。

10

【0088】

図11の端末装置300は例えば、パーソナルコンピュータ（PC）で構成される。端末装置300は主に、医師によるレポート入力、撮影した医用画像の確認などに使用される。端末装置300は、画像ファイリング装置200に記録されている観察記録画像のインデックス画像を取得し、一覧表示することができる。

【0089】

図14は、本発明の実施の形態に係るインデックス画像生成方法を示すフローチャートである。カメラコントロールユニット10のスコプタグ取得部12は、内視鏡50から撮像素子51の画素数を取得する（S10）。カメラコントロールユニット10の画像処理部13は、撮像素子51で撮像された撮像画像を内視鏡50から取得する（S11）。画像拡大部14は、取得した撮像画像を拡大して観察記録画像を生成する（S12）。生成された観察記録画像は画像ファイリング装置200に送信される。

20

【0090】

画像ファイリング装置200のフィルタ処理部25は、観察記録画像に対して帯域抑制処理を実行する（S13）。画像縮小部26は、帯域抑制された観察記録画像を縮小してインデックス画像を生成する（S14）。鮮鋭度補正部27は、生成されたインデックス画像に対して鮮鋭度補正処理を実行して、最終的なインデックス画像を生成する（S15）。

30

【0091】

図15は、図14のフローチャートのステップS13のサブルーチンを示す。フィルタ設定部24は、撮像素子51の画素数などをもとに、観察記録画像における最高周波数を特定する（S131）。フィルタ設定部24は、特定した最高周波数に応じて、観察記録画像に対するフィルタリング戦略を決定し（S132）、決定したフィルタリング戦略に基づき、観察記録画像に対してフィルタリング処理を実行する（S133）。

【0092】

以上説明したように本実施の形態によれば、観察記録画像に適用する低域通過型フィルタを適切に設定することができる。従って折り返し歪み、及び過度の平滑化を防止でき、観察記録画像から高品質なインデックス画像を生成できる。

40

【0093】

また帯域抑制処理として多段階のフィルタを適用する過程において、高周波帯域成分に対して抑制効果が得られた処理途中段階の画像を、折り返し歪みが生じない範囲の倍率で縮小することにより、以後の計算量を削減できる。計算量の削減によりメモリを節約でき、計算時間を短縮できる。なお処理途中段階の縮小処理は、フィルタの適用回数、又はフィルタ適用により抑制された周波数帯域に基づき決定される。

【0094】

以上、本発明を実施の形態をもとに説明した。この実施の形態は例示であり、それらの各構成要素や各処理プロセスの組合せにいろいろな変形例が可能なこと、またそうした変形例も本発明の範囲にあることは当業者に理解されるところである。

50

【0095】

上述の実施の形態では、観察記録画像からインデックス画像を生成する機能を画像ファイリング装置200の画像処理部23に実装する例を説明した。この点、当該機能がカメラコントロールユニット10の画像処理部13に設けられてもよい。この場合、カメラコントロールユニット10で撮像画像から観察記録画像およびインデックス画像の両方を生成できる。また観察記録画像からインデックス画像を生成する機能を、カメラコントロールユニット10または通信回線400に接続された独立の画像処理装置に実装されてもよい。

【0096】

また上述の実施の形態では、低域通過型フィルタとしてガウシアンフィルタを用いる例を説明したが、平均値フィルタ等の他のフィルタを用いてもよい。

【符号の説明】

【0097】

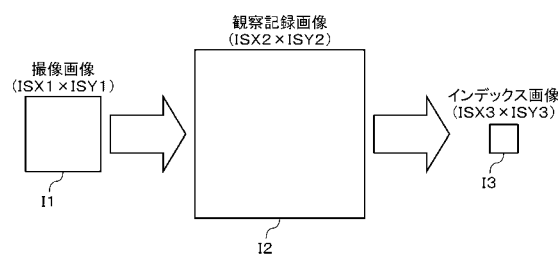
100 内視鏡システム、 200 画像ファイリング装置、 300 端末装置、 400 通信回線、 500 医用画像管理システム、 10 カメラコントロールユニット、 30 光源装置、 40 表示装置、 50 内視鏡、 51 撮像素子、 52 信号処理部、 11 制御部、 12 スコープタグ取得部、 13 画像処理部、 14 画像拡大部、 15 ガンマ補正部、 16 色補正部、 17 記憶部、 18, 21 通信部、 22 制御部、 23 画像処理部、 24 フィルタ設定部、 25 フィルタ処理部、 25a, 26 画像縮小部、 27 鮮鋭度補正部、 28 記憶部、 29 画像保存部。

【産業上の利用可能性】

【0098】

本発明は、内視鏡部門システムに利用可能である。

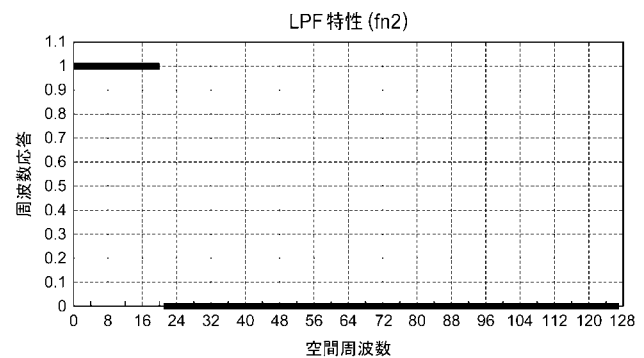
【図1】



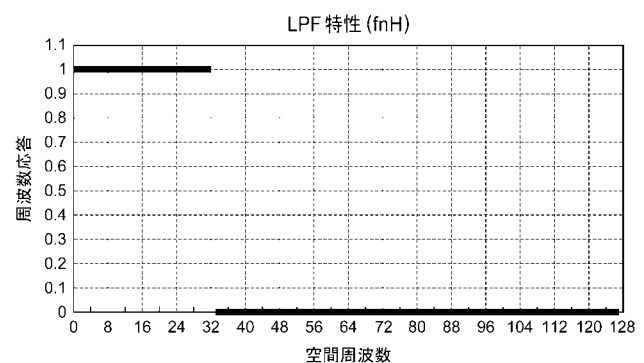
【図2】

画像名	IL1、IM1、IH1		IL2、IM2、IH2		IL3、IM3、IH3	
撮像素子	ISX1	ISY1	ISX2	ISY2	ISX3	ISY3
低画素	200	200	800	800	160	160
中画素	400	400	1000	1000	160	160
高画素	800	800	1000	1000	160	160

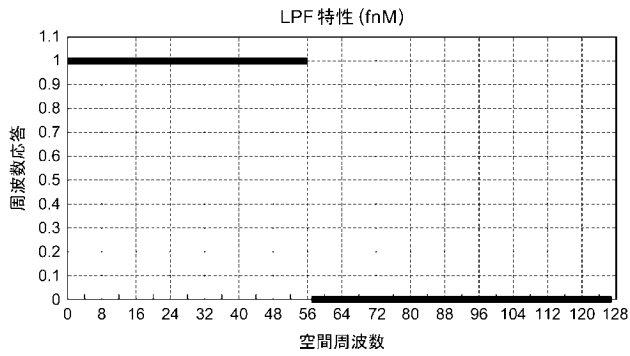
【図3】



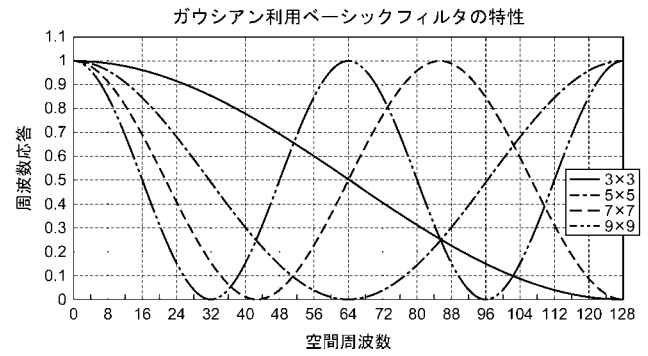
【図4】



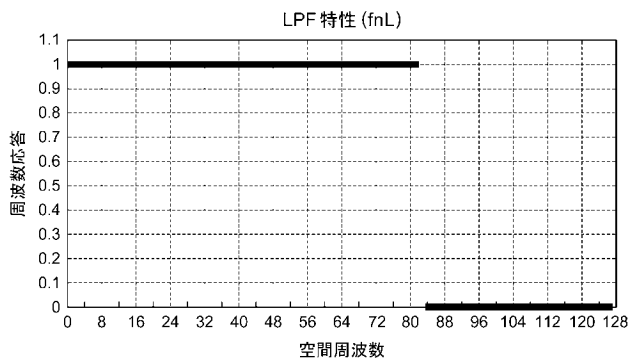
【図 5】



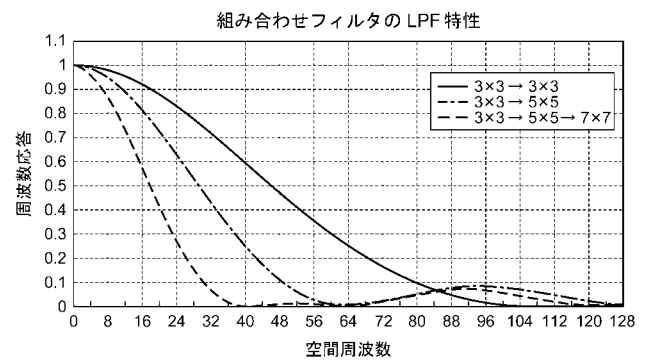
【図 7】



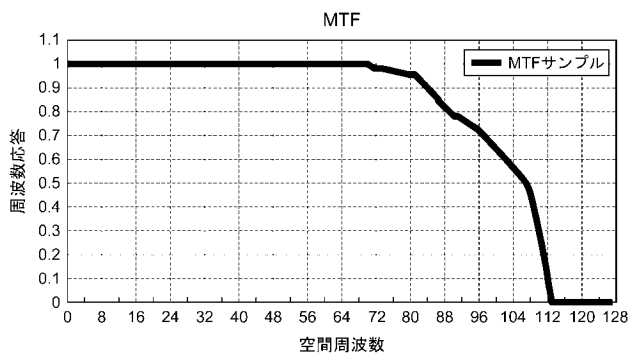
【図 6】



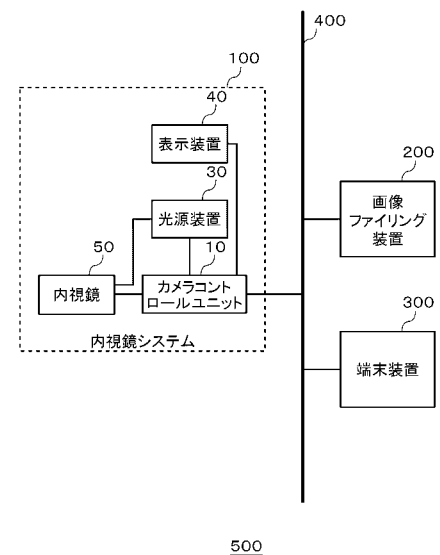
【図 8】



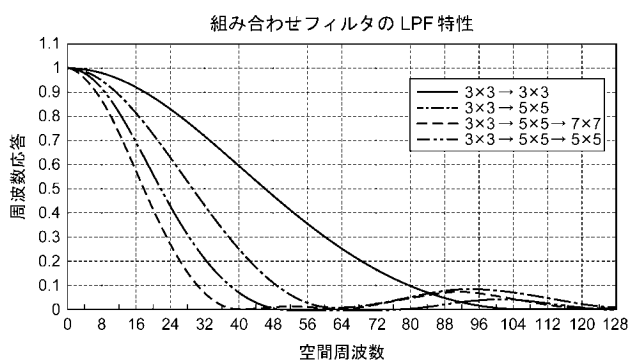
【図 9】



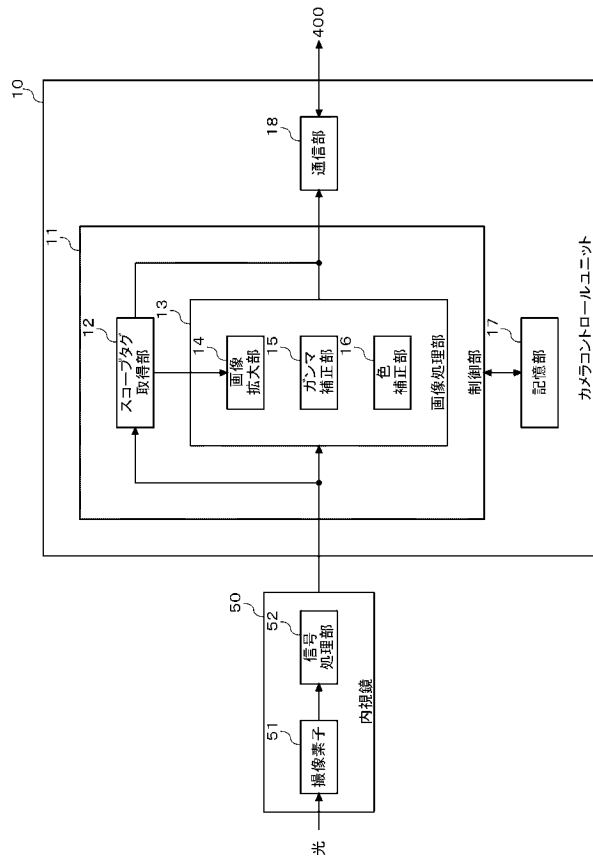
【図 1 1】



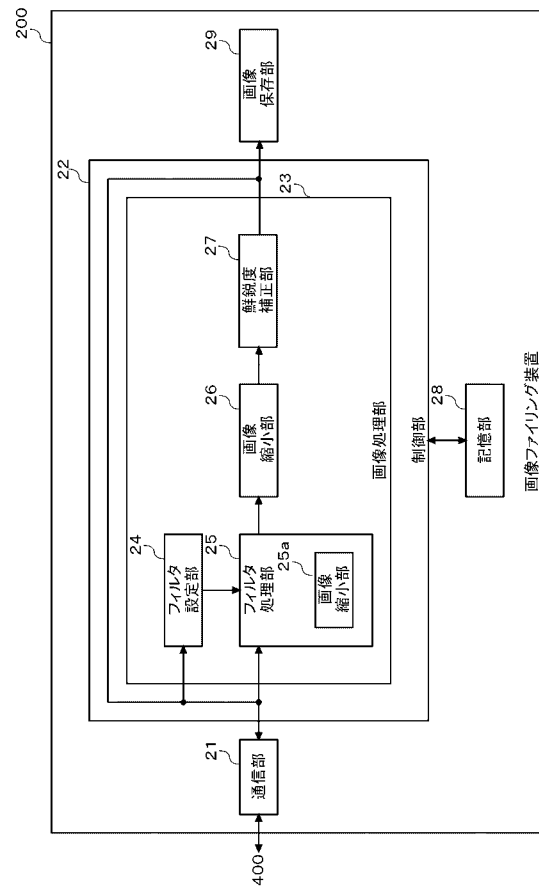
【図 1 0】



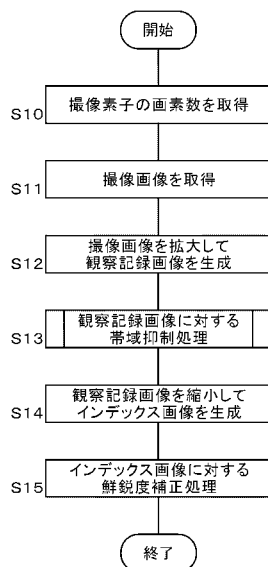
【 図 1 2 】



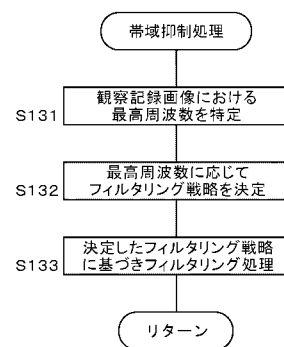
【图 1 3】



【図 14】



【図 15】



【手続補正書】

【提出日】平成27年11月10日(2015.11.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡を用いて撮像された第 1 の画像に対して、拡大処理を含む画像処理を適用して生成された第 2 の画像に対して画像の空間周波数の高域成分を制限させるフィルタを適用するフィルタ処理部と、

前記フィルタを適用後の第 2 の画像に対して予め決められた画像サイズに縮小処理を適用して第 3 の画像を生成する画像縮小部と、

前記フィルタの帯域制限の最高周波数を、少なくとも前記第 1 の画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報と前記第 3 の画像の前記画像サイズに基づく最高周波数成分に関する情報に基づいて設定するフィルタ設定部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の画像で再現可能な最高周波数成分に関する情報は、前記内視鏡に含まれる撮像素子の画素数に基づく情報であり、

前記第 3 の画像の前記画像サイズに基づく最高周波数成分に関する情報は、前記第 3 の画像の画素数に基づく情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記フィルタ設定部は、前記第 1 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数と前記第 3 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数との比率をもとに前記フィルタの帯域制限の最高周波数を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記フィルタ設定部は、前記第 1 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数と前記第 3 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数との比率、画像の最大空間周波数、及び前記第 1 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数と前記第 2 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数との比率に基づき、前記第 3 の画像に折り返し歪みを発生させない最高周波数を導出し、当該最高周波数を前記フィルタの帯域制限の最高周波数として設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記フィルタ処理部は、前記第 2 の画像に対して複数回のフィルタ演算を実行することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記フィルタ処理部は、前記複数回のフィルタ演算の途中で、少なくとも一回のフィルタ演算が実行された第 2 の画像を、折り返し歪が発生しない範囲の縮小率で縮小することを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【手続補正書】

【提出日】平成28年3月2日(2016.3.2)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡を用いて撮像された第 1 の画像の画像サイズを拡大して生成された第 2 の画像に対して、画像の空間周波数の高域成分を制限させるフィルタを適用するフィルタ処理部と

、
前記フィルタを適用後の第 2 の画像に対して、予め決められた画像サイズに縮小して第 3 の画像を生成する画像縮小部と、

前記フィルタの周波数特性を決定するための第 1 と第 2 のフィルタ係数を記憶する記憶部と、

前記第 1 の画像の画像サイズと前記第 3 の画像の画像サイズに基づいて、前記フィルタの帯域制限の最高周波数を設定し、さらに、前記第 1 の画像の画像サイズに基づいて、前記第 1 と第 2 のフィルタ係数の組み合わせ、及び前記第 1 と第 2 のフィルタ係数の適用回数を設定するフィルタ設定部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記フィルタ設定部は、前記第 1 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数と前記第 3 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数との比率をもとに前記フィルタの帯域制限の最高周波数を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記フィルタ設定部は、前記第 1 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数と前記第 3 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数との比率、画像の最大空間周波数、及び前記第 1 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数と前記第 2 の画像の水平または垂直方向の少なくとも一方の画素数との比率に基づき、前記第 3 の画像に折り返し歪みを発生させない最高周波数を導出し、当該最高周波数を前記フィルタの帯域制限の最高周波数として設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記フィルタ処理部は、複数回のフィルタ演算の途中で、少なくとも一回のフィルタ演算が実行された第 2 の画像を、折り返し歪が発生しない範囲の縮小率で縮小することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/060094

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/232(2006.01)i

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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, H04N5/225, H04N5/232

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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 2000-165664 A (Sony Corp.), 16 June 2000 (16.06.2000), paragraphs [0010] to [0015], [0046]; fig. 1, 3, 4, 13, 16 (Family: none)	1-6
Y	JP 1-270842 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 October 1989 (30.10.1989), page 2, upper left column, line 5 to lower left column, line 2 (Family: none)	1-6
A	JP 9-218944 A (Hudson Co., Ltd.), 19 August 1997 (19.08.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
22 June 2015 (22.06.15)Date of mailing of the international search report
07 July 2015 (07.07.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/060094

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-77698 A (Canon Inc.), 15 March 2002 (15.03.2002), entire text; all drawings & US 2001/0055066 A1	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 0 0 9 4	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/232(2006.01)i			
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. A61B1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26, H04N5/225, H04N5/232			
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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 請求項の番号	
Y	JP 2000-165664 A（ソニー株式会社）2000.06.16, [0010]～[0015]、[0046]、図1, 3, 4, 13, 16 （ファミリーなし）	1-6	
Y	JP 1-270842 A（オリンパス光学工業株式会社）1989.10.30, 第2頁左上欄第5行～左下欄第2行（ファミリーなし）	1-6	
A	JP 9-218944 A（株式会社ハドソン）1997.08.19, 全文全図（ファミリーなし）	1-6	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 22.06.2015		国際調査報告の発送日 07.07.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 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） 渡▲辺▼ 純也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 0 0 9 4
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 請求項の番号
A	JP 2002-77698 A (キヤノン株式会社) 2002.03.15, 全文全図 & US 2001/0055066 A1	1-6

フロントページの続き

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

Fターム(参考) 5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CD06
CE05 CE06 CE11 CH11 DA16 DB02 DB06 DB09
5C122 DA26 EA29 FH23 HB01 HB07 HB10

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)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)	图像处理设备		
公开(公告)号	JPWO2015182239A1	公开(公告)日	2017-04-20
申请号	JP2015555491	申请日	2015-03-31
[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	西村博一		
发明人	西村 博一		
IPC分类号	A61B1/04 G06T3/40 G06T1/00 H04N5/225 H04N5/232		
CPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/232		
FI分类号	A61B1/04.370 G06T3/40.700 G06T1/00.290.Z H04N5/225.C H04N5/232.Z		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL01 4C161/NN05 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW11 5B057/AA07 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD06 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CE11 5B057/CH11 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5C122/DA26 5C122/EA29 5C122/FH23 5C122/HB01 5C122/HB07 5C122/HB10		
代理人(译)	森下Kenju 三木 友由		
优先权	2014111432 2014-05-29 JP		
其他公开文献	JP5927361B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

滤波处理单元25抑制通过对使用内窥镜拍摄的第一图像进行至少包括放大处理的图像处理而生成的第二图像中的高频成分。应用过滤器。图像缩小单元26在应用滤波器以生成第三图像之后，对第二图像进行缩小处理。滤波器设置单元24至少基于关于在第一图像中可以再现的最高频率分量的信息和关于应当在第三图像中再现的最高频率分量的信息来设置滤波器的特性。

