

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2007年9月27日 (27.09.2007)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2007/108280 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) H04N 1/46 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01) H04N 1/60 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/053586
- (22) 国際出願日: 2007年2月27日 (27.02.2007)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2006-071197 2006年3月15日 (15.03.2006) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリ
ンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS
MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京
都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 中村 健次 (NAKA-
MURA, Kenji) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷
二丁目4番2号オリンパスメディカルシステムズ

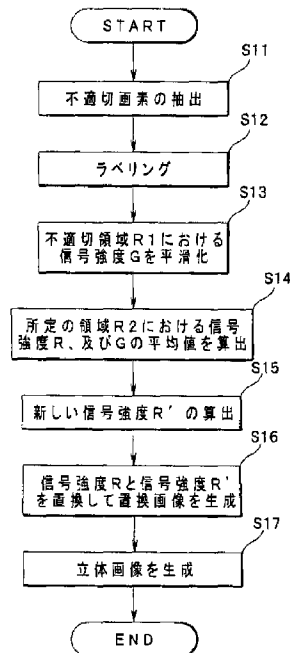
株式会社内 Tokyo (JP). 田中 秀樹 (TANAKA, Hideki).
西村 博一 (NISHIMURA, Hirokazu). 井上 涼子 (IN-
OUE, Ryoko). 沢 美穂 (SAWA, Miho).

- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都
新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護
が可能): 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, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR,
KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG,
MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM,
PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, SV, SY, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可
能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,
SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,
KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG,
CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL IMAGE PROCESSING DEVICE AND MEDICAL IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法



- S11... EXTRACTION OF IMPROPER PIXEL
- S12... LABELING
- S13... RECTIFICATION OF SIGNAL STRENGTH G IN IMPROPER REGION R1
- S14... CALCULATION OF AVERAGE VALUES OF SIGNAL STRENGTH R AND G IN PRESCRIBED REGION R2
- S15... CALCULATION OF NEW SIGNAL STRENGTH R'
- S16... GENERATION OF REPLACED IMAGE BY REPLACING SIGNAL STRENGTH R WITH SIGNAL STRENGTH R'
- S17... GENERATION OF THREE-DIMENSIONAL IMAGE

(57) Abstract: A medical image processing device (1) is comprised of an extracting unit (2), a calculating unit (3), a replacing unit (4) and a three-dimensional image generating unit (5) which are provided with a plurality of electronic devices including a CPU, respectively. The extracting unit (2) extracts improper pixels included in an input image. The calculating unit (3) calculates replacing information to replace image information in the extracted improper pixels. The replacing unit (4) outputs a replaced image in which the image information in the improper pixels is replaced with the calculated replacing information. The three-dimensional image generating unit (5) generates a three-dimensional image based on the replaced image.

[続葉有]

WO 2007/108280 A1



IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される
各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語
のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(57) 要約: 画像処理装置1は、CPUを含む複数の電子機器をそれぞれ有する抽出部2、算出部3、置換部4、及び立体画像生成部5を含んで構成される。抽出部2は、入力画像に含まれる不適切画素を抽出する。算出部3は、抽出された不適切画素における画素情報と置換するための置換情報を算出する。置換部4は、不適切画素における画素情報を算出された置換情報と置換した置換画像を出力する。立体画像生成部5は、置換画像に基づいて、立体画像を生成する。

明 細 書

医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、医療用の入力画像に対して画像処理を行う医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、撮像機能を有する医療機器を用いた体腔内の臓器の観察及び診断が広く行われている。この撮像機能を有する医療機器において、例えば、内視鏡装置は、細長の挿入部を体腔内に挿入し、その挿入部の先端部に設けられた撮像手段により、体腔内の臓器を撮像する。術者は、撮像された内視鏡画像から観察及び診断を行う。

[0003] これらの内視鏡画像には、例えば色彩強調等の診断時の視認性を高めるような画像処理が画像処理装置等によって施されることがある。しかし、撮像された内視鏡画像は、例えばハレーション部もしくは暗部等が含まれることがあり、正確な画像処理結果が得られないことがある。

[0004] そのため、特開平10-210454号公報には、例えばハレーション部もしくは暗部等の正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを適切に除去して、画像処理が正確に行われるようにする画像処理装置が提案されている。

[0005] しかしながら、上述した画像処理装置は、正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを除去するのみであり、その部分の画像データを補うことについてはなんら考慮されていない。

[0006] そこで、本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを算出し補うことができる医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法を提供することを目的とする。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の医療用画像処理装置は、医療用の入力画像に対して画像処理を行う医

療用画像処理装置であって、上記入力画像において所定の条件を満たす不適切画素を抽出する画素抽出手段と、抽出された上記不適切画素を含んだ、又は上記不適切画素に隣接する所定の領域の画素情報に基づいて、上記不適切画素の画素情報と置換するための置換情報を算出する置換画素情報算出手段と、上記入力画像における上記不適切画素の画素情報を上記置換情報に置換し、置換画像を生成する置換画像生成手段とを具備することを特徴とする。

- [0008] また、本発明の医療用画像処理方法は、医療用の入力画像に対して画像処理を行う医療用画像処理方法であって、上記入力画像において所定の条件を満たす不適切画素を抽出する画素抽出ステップと、抽出された上記不適切画素を含んだ、又は上記不適切画素に隣接する所定の領域の画素情報に基づいて、上記不適切画素の画素情報と置換するための置換情報を算出する置換画素情報算出ステップと、上記入力画像における上記不適切画素の画素情報を、算出した上記置換情報に置換した画像を生成する置換画像生成ステップとを具備することを特徴とする。

図面の簡単な説明

- [0009] [図1]第1の実施の形態に係る、画像処理装置の概略的な構成図である。
- [図2]第1の実施の形態に係る、撮像画像におけるRGB信号強度値と画素の位置との関係の一例を示す図である。
- [図3]第1の実施の形態に係る、画像処理装置における画像処理の流れの例のフローチャートである。
- [図4]第2の実施の形態に係る、画像処理装置における画像処理の流れの例のフローチャートである。
- [図5]第2の実施の形態に係る、エッジ画像の一例の概略図である。
- [図6]第2の実施の形態に係る、第1の境界位置を示す不適切領域近傍の拡大図である。
- [図7]第2の実施の形態に係る、エッジ方向を示す不適切領域近傍の拡大図である。
- [図8]第2の実施の形態に係る、仮到達画素の位置を示す不適切領域近傍の拡大図である。
- [図9]第2の実施の形態に係る、第2の境界位置を示す不適切領域近傍の拡大図で

ある。

[図10]第2の実施の形態に係る、置換画像における不適切領域近傍の拡大図である。

[図11]本発明の実施の形態に係る、画像処理の変形例の流れを示すフローチャートである。

発明を実施するための最良の形態

[0010] 以下に本発明における実施の形態を説明する。

本発明の実施の形態の画像処理装置は、入力される医療用の画像に存在する例えばハレーション画素、Rの信号強度値のみが飽和している画素(以下R飽和画素と記す)、欠落画素等を抽出する。そして、画像処理装置は、その画素周辺の例えば信号強度値等の画素情報に基づいて新しい画素情報を算出し、その画素の画素情報を算出した画素情報に置換した画像を生成することができるものである。

[0011] つまり、この画像処理装置は、入力画像に含まれる例えばハレーション画素、R飽和画素、欠落画素等を、立体画像の生成処理に適した画素に修正することができるようにしたものである。

[0012] まず、第1の実施の形態の画像処理装置を説明する。

(第1の実施の形態)

以下に、第1の実施の形態の画像処理装置について説明する。

近年、医療用画像において、病変部を発見するため、2次元の画像から3次元の立体画像に変換する処理が行われている。この立体画像は、2次元の撮像画像を構成する各画素に、それぞれの画素の輝度に基づいた3次元座標を付加することにより生成する。

[0013] 立体画像を生成する手法としては、例えば2次元の内視鏡画像における最暗部の位置を中心位置とし、管腔方向のZ方向と、周方向の θ 方向との座標系に変換して展開図を生成するといった手法がある。そのため、例えばハレーション画素、R飽和画素、欠落画素等の輝度が異常な画素の3次元座標は、本来得られるべき値とは大きく乖離してしまうことがある。

[0014] 本実施の形態の画像処理装置は、入力画像に含まれるハレーション画素等を、立

体画像の生成処理に適した画素に修正し、その修正された画像に基づいて立体画像を生成することができるようにしたものである。なお、以下の説明において、R飽和画素は、不適切画素と記す。

[0015] まず、本実施の形態における画像処理装置について以下に説明する。

図1は、本実施の形態における画像処理装置の概略的な構成図である。図1に示すように、画像処理装置1は、抽出部2、算出部3、置換部4、及び立体画像生成部5を含んで構成される。これら抽出部2、算出部3、置換部4、及び立体画像生成部5は、それぞれCPUを含む複数の電子機器を有する。

[0016] 画素抽出手段としての抽出部2は、入力画像に含まれる不適切画素を抽出する。置換画素情報算出手段としての算出部3は、抽出された不適切画素における画素情報を置換するための置換情報を算出する。置換画像出力手段としての置換部4は、不適切画素における画素情報を算出された置換情報に置換した置換画像を生成する。立体画像生成手段としての立体画像生成部5は、生成された置換画像に基づいて、立体画像を生成する。

[0017] この画像処理装置1に入力される入力画像は、CCDカメラ等を有する内視鏡装置6により撮像された撮像画像である。この撮像画像は、例えば大腸等の体腔内が撮像された内視鏡画像であり、RGBの各色信号から構成される。各色信号は、画素情報である赤色の信号強度値R、緑色の信号強度値G、及び青色の信号強度値Bを有する。

[0018] ここで、このx、yの2次元の撮像画像のある行（もしくはある列）におけるRGB信号強度と画素の位置との関係の一例を図2に示す。図2においては、縦軸が信号強度、横軸が撮像画像におけるある行（もしくはある列）、例えばx方向（もしくはy方向）に沿った画素の位置である。

[0019] 図2に示すように、入力される撮像画像は、赤色の信号強度値R、緑色の信号強度値G、及び青色の信号強度値Bは、各画素においてほぼ同じ比率を示す。

[0020] また、体腔内の表面の生体粘膜における光の吸収が酸素と結合したヘモグロビンの量に依存するために、赤色の信号強度値Rが最も強度が大きい。そのため、生体粘膜の画像においては、赤色の信号強度値Rのみが飽和するケースが見られる。

- [0021] つまり、図2に示す赤色の信号強度値Rが飽和している画素、例えば信号強度が255以上の画素は、不適切画素であることを示している。
- [0022] 画像処理装置1は、撮像画像に含まれるこのような不適切画素を抽出し、不適切画素における画素情報と置換するための置換情報を算出し、不適切画素における画素情報を算出された置換情報に置換して生成した置換画像に基づいて、立体画像を生成する。
- [0023] そこで、画像処理装置1における画像処理の詳細について図2及び図3を用いて説明する。図3は、画像処理装置1における画像処理の流れの例のフローチャートである。以下に説明する処理は、画像処理装置1に撮像画像が入力されたときに始まるものである。
- [0024] まず、画像処理装置1は、入力された撮像画像における不適切画素の抽出を行う(ステップS11)。この不適切画素の抽出は、抽出部2によって行われる。
- [0025] 不適切画素は、2次元の撮像画像の各画素について、例えば(1, 1)の画素から順次走査し、赤色の信号強度値 R_{ij} (i, j :撮像画像における画素の座標)が所定の閾値以上であるかどうか判定されることによって抽出される。
- [0026] 本実施の形態において、この所定の閾値は、信号強度値255であり、図2に示す赤色の信号強度値 R_{ij} が255以上である画素は、不適切画素であると判定される。なお、この所定の閾値は、抽出したい不適切画素に応じた値に設定しても良い。
- [0027] 次に、画像処理装置1は、抽出した不適切画素にラベリングを行う(ステップS12)。このラベリングは、抽出部2によって行われる。
- [0028] このラベリングによって、2次元の撮像画像が、例えば(1, 1)の画素から順次走査され、隣接する不適切画素に同一の番号などの属性つまりラベルが付加される。
- [0029] ラベルは、複数の不適切画素からなる領域毎に異なる値が付加され、以降の処理は、このラベリングされた領域毎に行われる。以下、この複数の不適切画素からなる領域を不適切領域と記す。
- [0030] 図2に、赤色の信号強度値 R_{ij} が255以上である不適切画素からなる領域を、不適切領域R1と示す。この不適切領域R1を構成する各不適切画素には、同一のラベルが付加される。

- [0031] 続いて、画像処理装置1は、不適切領域R1の各画素の緑色の信号強度値G_{ij}を平滑化し、平滑信号強度である平滑信号強度値G_sを算出する(ステップS13)。この平滑化は、算出部3によって行われる。また、このステップS13は、平滑化手段を構成する。
- [0032] この平滑化は、不適切領域に属する各不適切画素を対象画素として、その対象画素における緑色の信号強度値G_{ij}を、例えば周囲8画素の範囲における信号強度値の平均値に順次置き換える処理である。
- [0033] この平滑化の他の手法としては、例えば近傍加重平均法、メディアン法等の手法があり、どのような手法を用いても構わない。また、平滑化における平均値の算出範囲は、周囲8画素に限らず、所望の平滑化の程度によって自由に変更可能である。
- [0034] この平滑化は、ラベリングされた各不適切領域に属する各不適切画素に順次行われる。図2において、この平滑化が行われる対象画素は、不適切領域R1内のG_{ij}である。
- [0035] 次に、画像処理装置1は、所定の領域における第1の平均信号強度値としての赤色の信号強度値Rの平均値(μ_R)、及び第2の平均信号強度値としての緑色の信号強度値Gの平均値(μ_G)を算出する(ステップS14)。この平均値は、算出部3によって算出される。また、このステップS14は、平均化手段を構成する。
- [0036] この所定の領域は、対象ラベルの不適切領域に隣接する画素を少なくとも一つ含み、不適切画素ではない画素から成る例えば5x5画素の、可能な限り多くの領域である。つまり、この所定の領域は、不適切領域に属した画素と接した不適切領域近傍の領域である。この所定の領域は、5×5画素に限らず、入力される撮像画像に応じて自由に変更可能である。
- [0037] 図2に、この所定の領域R2を示す。赤色の信号強度値Rの平均値(μ_R)、及び緑色の信号強度値Gの平均値(μ_G)は、この所定の領域R2に属する赤色の信号強度値R_{ij}、及び緑色の信号強度値G_{ij}に基づいて算出される。
- [0038] そして、画像処理装置1は、不適切領域に属する各不適切画素における置換情報としての赤色の信号強度値R'_{ij}を算出する(ステップS15)。この赤色の信号強度値R'_{ij}は、算出部3によって算出される。また、このステップS15は、置換情報算出手

段を構成する。

[0039] 上述したように、赤色の信号強度値R及び緑色の信号強度値Gは、撮像画像を構成する各画素においてほぼ同じ比率を示す。そのため、不適切領域内の赤色の信号強度値R' ij及び平滑化信号強度値Gsの比率が、不適切領域近傍の領域において算出された平均値(μ_R)及び平均値(μ_G)の比率とほぼ同じ比率であるものと仮定すると、赤色の信号強度値R' ijは、以下に示す(1)式に基づいて算出される。

$$R'_{ij} = G_{sij} \times [(\mu_R) / (\mu_G)] \quad \dots\dots(1)$$

(1)式に示すように、平滑化信号強度Gsijに平均値(μ_R)と平均値(μ_G)の比率を乗ずることによって、不適切領域における赤色の信号強度値R' ijを算出する。

[0040] 次に、画像処理装置1は、各不適切領域に属する各不適切画素の赤色の信号強度値Rijと、算出した赤色の信号強度値R' ijとを順次置換して、置換画像を生成する(ステップS16)。この処理は、置換部4によって行われる。また、このステップS16は、置換画像出力手段を構成する。

[0041] 最後に、画像処理装置1は、置換画像に基づいて立体画像を生成する(ステップS17)。この処理は、立体画像生成部5によって行われる。また、このステップS17は、立体画像生成手段を構成する。

[0042] なお、ステップS11、及びステップS12は、画素抽出ステップを構成する。また、ステップS13からステップS15は、置換画素情報算出ステップを構成する。ステップS16は、置換画像出力ステップを構成する。

[0043] 以上説明したように、本実施の形態の画像処理装置1は、正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを算出して補い、立体画像を出力することができる。つまり、入力画像に含まれる不適切画素(R飽和画素)を、立体画像の生成処理に適した画素に修正し、その修正された画像に基づいて立体画像を生成することができる。

[0044] なお、本実施の形態の画像処理装置1は、図2のステップS13において、緑色の信号強度値Gを平滑化し、平滑信号強度値Gsを算出しているが、青色の信号Bを平滑化し、平滑信号強度値Bsを算出するようにしてもよい。これは、上述したように、各画

素における赤色の信号強度値R、緑色の信号強度値G、及び青色の信号強度値Bの比率がほぼ同じであるためである。

[0045] また、同様の理由から、ステップS14において緑色の信号強度Gの平均値(μ_G)を算出するが、青色の信号強度Bの平均値(μ_B)を算出するようにしても良い。ただし、ステップS13、及びステップS14において算出する平滑信号強度値と信号強度の平均値は、同じ色信号を対象にして算出しなければならない。

[0046] (第2の実施の形態)

続いて、以下に第2の実施の形態を説明する。

以下に、第2の実施の形態の画像処理装置について説明する。本実施の形態の画像処理装置は、第1の実施の形態とは異なり、入力画像に含まれるR飽和画素だけでなく、ハレーション画素や欠落画素も立体画像の生成処理に適した画素に修正し、その修正された画像に基づいて立体画像を生成することができるようにしたものである。なお、以下の説明においては、R飽和画素、ハレーション画素、及び欠落画素のことを不適切画素と記す。

[0047] 本実施の形態の画像処理装置は、第1の実施の形態の画像処理装置と同様の構成であり、同じ構成要素には同じ符号を記し、説明は省略する。また、第1の実施の形態と同様に、画像処理装置1に入力される撮像画像は、内視鏡装置6によって撮像された、例えば大腸等の内視鏡画像であるものとする。

[0048] そこで、本実施の形態の画像処理装置1における画像処理の詳細について図4から図10を用いて説明する。図4は、本実施の形態の画像処理装置における画像処理の流れの例のフローチャートである。また、図5は、生成したエッジ画像の一例の概略図であり、図6から図10は、不適切領域近傍の拡大図である。

なお、以下に説明する処理は、画像処理装置1に撮像画像が入力されたときに始まるものである。

[0049] まず、画像処理装置1は、入力された撮像画像における不適切画素の抽出を行う(ステップS21)。上述したように、抽出される不適切画素は、R飽和画素、ハレーション画素、及び欠落画素である。この不適切画素の抽出は、抽出部2によって行われる。

[0050] 不適切画素は、2次元の撮像画像の各画素について、例えば(1, 1)の画素から順

次走査し、各色信号の信号強度値が所定の第1の閾値以上である画素、もしくは、すべての色信号の信号強度値が所定の第2の閾値以下である画素を不適切画素であると判定し抽出される。

[0051] 所定の第1の閾値は、信号強度値255であり、例えば赤色の信号強度値が255以上である画素は、R飽和画素あるいはハレーション画素として不適切画素であると判定される。また、所定の第2の閾値は、信号強度値0であり、すべての色信号の信号強度値が0以下である画素は、欠落画素として不適切画素であると判定される。この第1の閾値、および第2の閾値は、上述した値に限らず、抽出したい不適切画素に応じて自由に変更可能である。

[0052] 次に、画像処理装置1は、抽出した不適切画素にラベリングを行う(ステップS22)。このラベリングは、抽出部2によって行われる。

[0053] このラベリングは、2次元の撮像画像の各画素について、例えば(1, 1)の画素から順次走査し、隣接する不適切画素に同一の番号などの属性つまりラベルを付加する処理である。

[0054] 付加されるラベルは、複数の不適切画素からなる領域毎に異なる値であり、以降の処理は、ラベリングされた領域毎に行われる。以下、この複数の不適切画素からなる領域を不適切領域と記す。

[0055] 続いて、画像処理装置1は、入力された撮像画像を構成する各色信号においてエッジ検出・細線化を行い、エッジ画像を生成する(ステップS23)。このエッジ検出・細線化は、算出部3によって行われる。また、このステップS23は、エッジ画像生成手段を構成する。

[0056] エッジ検出によって、入力された撮像画像における各色信号の明るさが急激に変化する画素がエッジとして検出される。この検出結果に基づいて、検出されたエッジ部分の画素を信号値「1」、その他の画素を信号値「0」とした2値化画像であるエッジ画像が生成される。

[0057] さらに、算出部3は、生成したエッジ画像のエッジを例えば1画素幅の連続した細線に修正する細線化を行う。なお、このエッジ検出・細線化処理に用いられる手法は、どのような手法でも良い。

- [0058] ここで、図5に、生成したエッジ画像の一例を示す。図5に示すように、入力された撮像画像における管腔内壁がエッジとして検出されている。また、このエッジ画像は、不適切領域20が含まれている。
- [0059] そして、画像処理装置1は、エッジが不適切領域に接する第1の境界位置を抽出する(ステップS24)。この第1の境界位置の抽出は、算出部3により行われる。また、このステップS24は、第1の境界位置抽出手段を構成する。
- [0060] 第1の境界位置とは、あるエッジが不適切領域に接する画素の位置である。ここで、図6に不適切領域20の近傍を拡大した図を示す。図6において、1つの正方形が1つの画素に対応し、斜線入りの画素は信号が「1」でありエッジを表す。一方、無柄の画素は信号が「0」の画素である。太線によって囲まれた画素部分は不適切領域20を示す。
- [0061] 図6に示すように、不適切領域20には、エッジ10、及びエッジ11が接している。第1の境界位置は、エッジ10が不適切領域20に接する画素の位置(x1, y1)である。
- [0062] 次に、画像処理装置1は、エッジ方向を抽出する(ステップS25)。このエッジ方向の抽出は、算出部3により行われる。また、このステップS25は、エッジ方向抽出手段を構成する。
- [0063] まず、第1の境界位置にある画素に接しており、かつ、不適切領域に接していない位置にある画素を検出する。この画素の位置を(x2, y2)とすると、エッジの方向は、 $(x1 - x2, y1 - y2)$ によって算出される。図7にエッジの方向を矢印ARによって図示する。
- [0064] エッジ方向を抽出すると、画像処理装置1は、第1の境界位置と、エッジ方向とに基づいて仮到達位置を算出する(ステップS26)。この仮到達位置の算出は、算出部3によって行われる。また、このステップS26は、仮到達位置算出手段を構成する。
- [0065] 仮到達位置とは、第1の境界位置から不適切領域20内にエッジ方向に沿ってエッジを伸張させ、その伸張させたエッジが不適切領域20を越えた最初の位置である。
- [0066] 図8に仮到達位置を図示する。図8に示すように、第1の境界位置(x1, y1)からエッジ方向である矢印ARの方向にエッジ10を伸張させ、その伸張させたエッジが不適切領域20を越えた最初の位置(x3, y3)が仮到達位置となる。

- [0067] 次に、画像処理装置1は、仮到達位置に基づいて、第2の境界位置を抽出する(ステップS27)。この第2の境界位置の抽出は、算出部3によって行われる。また、このステップS27は、第2の境界位置抽出手段を構成する。
- [0068] 算出部3は、まず、仮到達位置を中心とした例えば 3×3 画素の範囲の中にあるエッジ10とは異なるエッジ、つまりエッジ11を構成する画素があるかどうかを検出する。なお、エッジ11を検出する範囲は、 3×3 画素の範囲に限らず、自由に変更可能である。
- [0069] エッジ11を構成する画素がある場合、エッジ10とエッジ11とが本来連続した一つのエッジであるものと判断し、算出部3は、エッジ11が不適切領域20に接する画素の位置を第2の境界位置として抽出する。
- [0070] 図9に第2の境界位置を示す。まず、仮到達位置(x_3, y_3)を中心とした 3×3 画素の範囲の中にあるエッジ11を構成する画素が検出される。その検出されたエッジ11が不適切領域20に接する画素の位置が、第2の境界位置(x_4, y_4)である。
- [0071] ただし、第2の境界位置(x_4, y_4)が、仮到達位置(x_3, y_3)を中心とした例えば 5×5 画素の範囲内に無ければ、エッジ10とエッジ11とは連続したエッジではないものとし、不適切領域20内にエッジが存在しないものと判断する。
- [0072] また、仮到達位置(x_3, y_3)を中心とした例えば 3×3 画素検出範囲内にエッジを構成する画素が無い場合、算出部3は、不適切領域20内にエッジが存在しないものと判断し、ラベリングされた次の不適切領域の処理を行う。
- [0073] そして、画像処理装置1は、第1の境界位置と、第2の境界位置との間の経路において線形補間処理を行い、その経路における各画素の新しい信号値を算出する(ステップS28)。この線形補間処理は、算出部3によって行われる。また、このステップS28は、置換情報算出手段を構成する。
- [0074] 線形補間処理とは、処理対象の画素の周囲に位置する例えば4つの画素の信号値に、その処理対象の画素との距離に基づいた重み付けを行って、置換情報としての新しい信号値を算出する処理のことである。
- [0075] この新しい信号値は、ステップS26において仮到達画素を算出した際の経路を可能な限り多く含み、かつ、第1の境界画素と、第2の境界画素との最短距離になるよう

に算出される。

[0076] 画像処理装置1は、不適切領域の各画素の画素情報を、算出された新しい信号値に置換した置換画像を生成する(ステップS29)。この置換画像の生成は、置換部によって行われる。また、このステップS29は、置換画像生成手段を構成する。

[0077] 図10に、生成した置換画像における不適切領域20の近傍の拡大図を示す。図10に示すように、第1の境界位置(x1, y1)と、第2の境界位置(x4, y4)との間の経路において、線形補間処理によって算出された新しい信号値がエッジ12を構成する。その結果、エッジ12は、エッジ10と、エッジ11とを連結させる。

[0078] 最後に、画像処理装置1は、置換画像に基づいて立体画像を生成する(ステップS30)。この処理は、立体画像生成部5によって行われる。また、このステップS30は、立体画像生成手段を構成する。

[0079] 以上で処理は終了するが、上述のステップS23からステップS29の各処理は、各色信号に対してそれぞれ行われるものである。

なお、ステップS21、及びステップS22は、画素抽出ステップを構成する。また、ステップS23からステップS28は、置換画素情報算出ステップを構成する。ステップS29は、置換画像出力ステップを構成する。

[0080] 以上説明したように、本実施の形態の画像処理装置1は、正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを算出し補い、立体画像を出力することができる。つまり、画像処理装置1は、入力画像に含まれるR飽和画素、ハレーション画素、及び欠落画素を、立体画像の生成処理に適した画素に修正し、その修正された画像に基づいて立体画像を生成することができる。

[0081] なお、本実施の形態において、立体画像生成処理を最初に行い、その後に画素抽出ステップ・置換画素情報算出ステップ・置換画像出力ステップを行うようにしても良い。

[0082] また、本実施の形態において、不適切領域内のエッジ以外の画素については、例えば米国特許出願公開第2005/0001832号明細書に示されるような公知の多項式演算手法を用いて各画素の信号値を算出して置換する。

[0083] ところで、上述したように第1、及び第2の実施の形態における画像処理装置1に入

力される撮像画像は、内視鏡装置6によって撮像される内視鏡画像である。近年、これら内視鏡画像から、画像処理によってポリープなどの病変部を発見する手法が用いられている。上述した実施の形態の画像処理装置1は、不適切画素を置換した置換画像を生成することができるため、このような病変部を発見する画像処理を行う際にも有効である。

[0084] このとき、第1、及び第2の実施の形態の画像処理装置1は、図11に示すような処理を行うようにしても良い。図11は、本発明の実施の形態に係る、画像処理の変形例の流れを示すフローチャートである。以下に説明する処理は、画像処理装置1に撮像画像が入力されたときに行われるものとする。

[0085] まず、画像処理装置1は、不適切画素を抽出する(ステップS31)。このステップにおいては、上述した第1、第2の実施の形態と同様に、入力された撮像画像に含まれる不適切画素を抽出する。

[0086] 次に、画像処理装置1は、抽出された不適切画素にNGフラグを立てる(ステップS32)。例えば不適切画像には、NGフラグを「1」として、立体画像生成部5において行われる立体画像の生成処理の対象から除外されるようにする。

[0087] 以上で処理は終了する。この処理によって、立体画像生成部5において立体画像の生成処理における不適切画素の影響を排除することができる。

[0088] 以上説明したように、本発明の実施の形態の画像処理装置1は、正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを算出し補うことができる。つまり、この画像処理装置1は、入力画像に含まれる例えばR飽和画素、ハレーション画素、欠落画素等を、立体画像の生成処理に適した画素に修正することができる。

[0089] なお、本発明の実施の形態において、入力画像を構成する全画素における不適切画素の割合が一定以上である場合、その入力画像を信頼度が低いと判定して処理を行わないようにしても良い。

[0090] また、本発明の実施の形態において、画像処理装置1の有する立体画像生成部5は、異なる画像処理を行うようにしても良い。さらに、立体画像生成部5を画像処理装置1の外部に設けるような構成にしても良い。つまり、画像処理装置1は、不適切画素を含む入力画像を画像処理に適した画像に修正することができるため、どのような画

像処理にも適用可能である。

- [0091] なお、本発明の実施の形態の画像処理装置1は、内視鏡装置6とは異なる装置により構成されるが、内視鏡装置6の内部に設けられるようにしても良い。
- [0092] また、本発明の実施の形態における抽出部2と算出部3と置換部4と立体画像生成部5は、それぞれ異なる構成であるが、例えば一つの画像処理部等が上述の処理を行うようにしても良い。
- [0093] また、本発明の実施の形態において、画像処理装置1に入力される撮像画像は、内視鏡装置6が撮像しているが、異なる撮像手段を用いた撮像画像でも良い。
- [0094] 以上説明したように、本発明の医療用画像処理装置、及び医療用画像処理方法によれば、正確な画像処理結果が得られない部分の画像データを算出し補うことができる。
- [0095] なお、本発明は前述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変更しない程度に改変が可能である。

請求の範囲

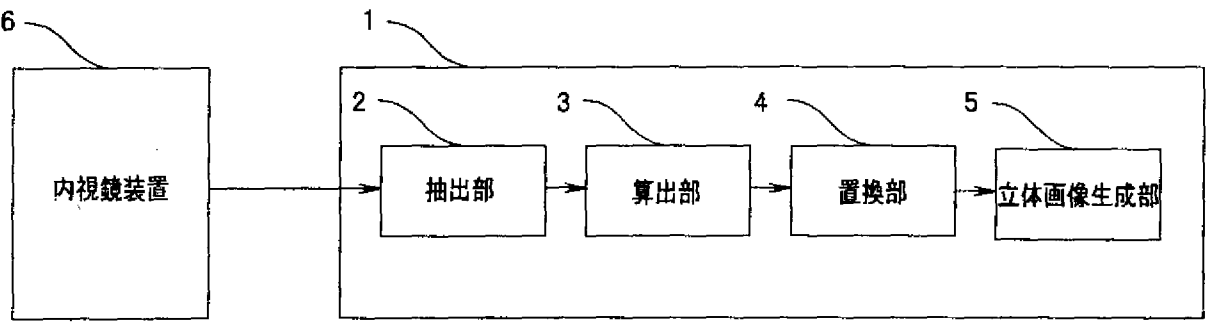
- [1] 医療用の入力画像に対して画像処理を行う医療用画像処理装置であって、
上記入力画像において所定の条件を満たす不適切画素を抽出する画素抽出手段と、
抽出された上記不適切画素を含んだ、又は上記不適切画素に隣接する所定の領域の画素情報に基づいて、上記不適切画素の画素情報と置換するための置換情報を算出する置換画素情報算出手段と、
上記入力画像における上記不適切画素の画素情報を上記置換情報に置換し、置換画像を生成する置換画像生成手段と、
を具備することを特徴とする医療用画像処理装置。
- [2] 上記入力画像は、RGB画像であり、
上記所定の条件を満たす不適切画素は、R信号の信号強度値が所定の閾値以上の画素であり、
上記画素情報は、RGB信号における各色の信号強度値であることを特徴とする請求項1記載の医療用画像処理装置。
- [3] 上記置換画素情報算出手段は、
抽出された上記不適切画素におけるG信号もしくはB信号の信号強度値を平滑化して平滑信号強度値を算出する平滑化手段と、
抽出された上記不適切画素と隣接した所定の領域における上記R信号の信号強度値の平均値である第1の平均信号強度値、及び、上記G信号もしくはB信号の信号強度値の平均値である第2の平均信号強度値を求める平均化手段と、
上記平滑信号強度値と、上記第1の平均信号強度値と、上記第2の平均信号強度値と、に基づいて上記置換情報を算出する置換情報算出手段と、
を具備することを特徴とする請求項2に記載の医療用画像処理装置。
- [4] 上記所定の条件を満たす不適切画素は、複数の不適切画素からなる不適切画素領域であり、かつ、該不適切画素領域の不適切画素は、その信号強度値が第1の閾値以上の画素、もしくは、上記第1の閾値より小さい第2の閾値以下の画素であり、
上記画素情報は、上記入力画像にエッジ化処理を施したエッジ画像におけるエッ

ジを構成する画素の位置、及び信号値であることを特徴とする請求項1に記載の医療用画像処理装置。

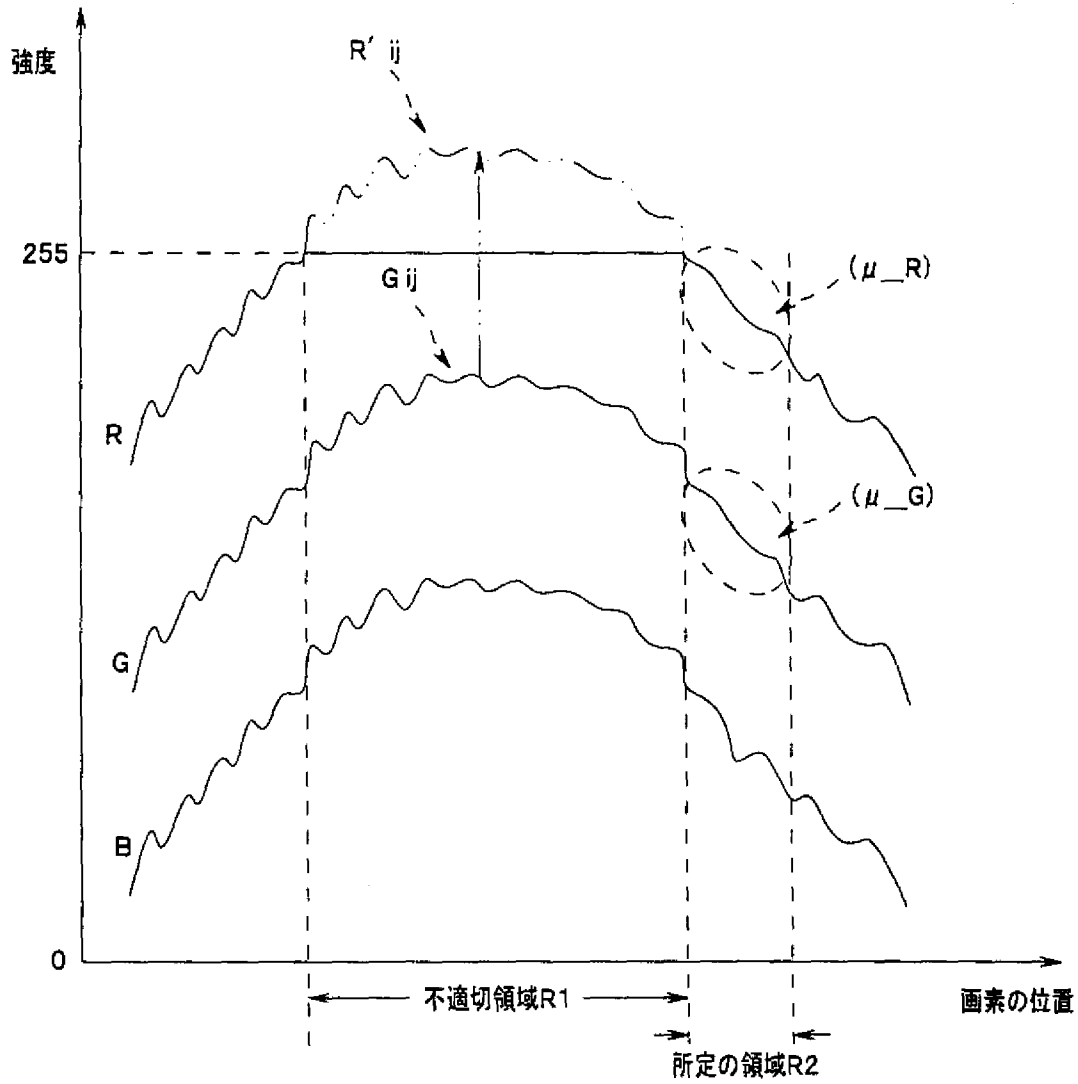
- [5] 上記置換画素情報算出手段は、
上記入力画像にエッジ化処理を施し上記エッジ画像を生成するエッジ画像生成手段と、
上記エッジが上記不適切画素領域に接する位置にある第1の境界位置を抽出する第1の境界位置抽出手段と、
上記エッジの方向を抽出するエッジ方向抽出手段と、
上記エッジの方向に基づいて、上記第1の境界位置から上記不適切画素領域内に上記エッジを伸張させ、その伸張した上記エッジが上記不適切画素領域を越えた位置であって、上記不適切画素領域に隣接する仮到達位置を算出する仮到達位置算出手段と、
上記仮到達位置を含んだ所定の領域内の上記エッジとは異なるエッジを検出し、上記異なるエッジが上記不適切画素領域に接する位置にある第2の境界位置を抽出する第2の境界位置抽出手段と、
上記第1の境界位置と上記第2の境界位置とに基づいて上記置換情報を算出する置換情報算出手段と、
を具備することを特徴とする請求項4に記載の医療用画像処理装置。
- [6] さらに、生成された上記置換画像に基づいて、立体画像を生成する立体画像生成手段を有する請求項1から請求項5のいずれか一つに記載の医療用画像処理装置。
- [7] 医療用の入力画像に対して画像処理を行う医療用画像処理方法であって、
上記入力画像において所定の条件を満たす不適切画素を抽出する画素抽出ステップと、
抽出された上記不適切画素を含んだ、又は上記不適切画素に隣接する所定の領域の画素情報に基づいて、上記不適切画素の画素情報と置換するための置換情報を算出する置換画素情報算出ステップと、
上記入力画像における上記不適切画素の画素情報を、算出した上記置換情報に

置換した画像を生成する置換画像生成ステップと、
を具備することを特徴とする医療用画像処理方法。

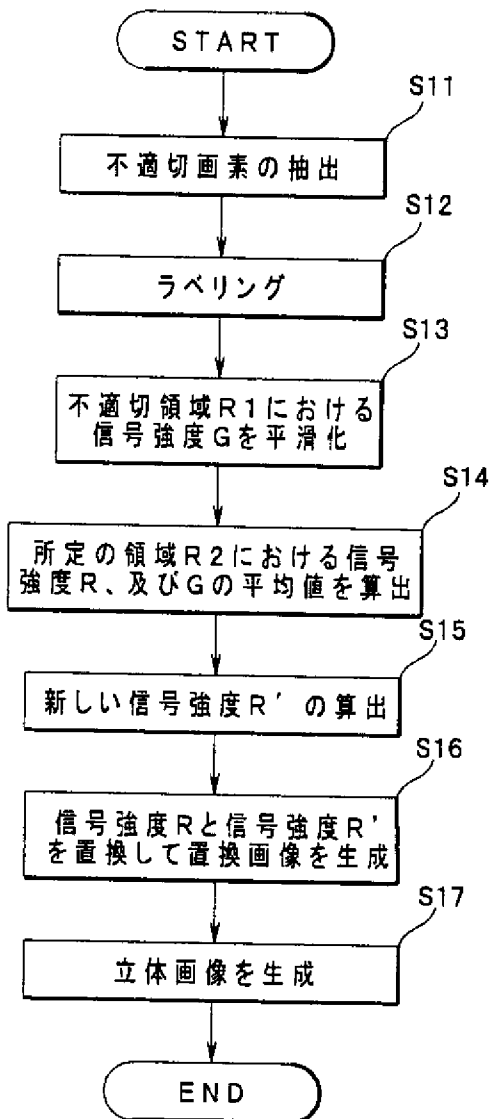
[図1]



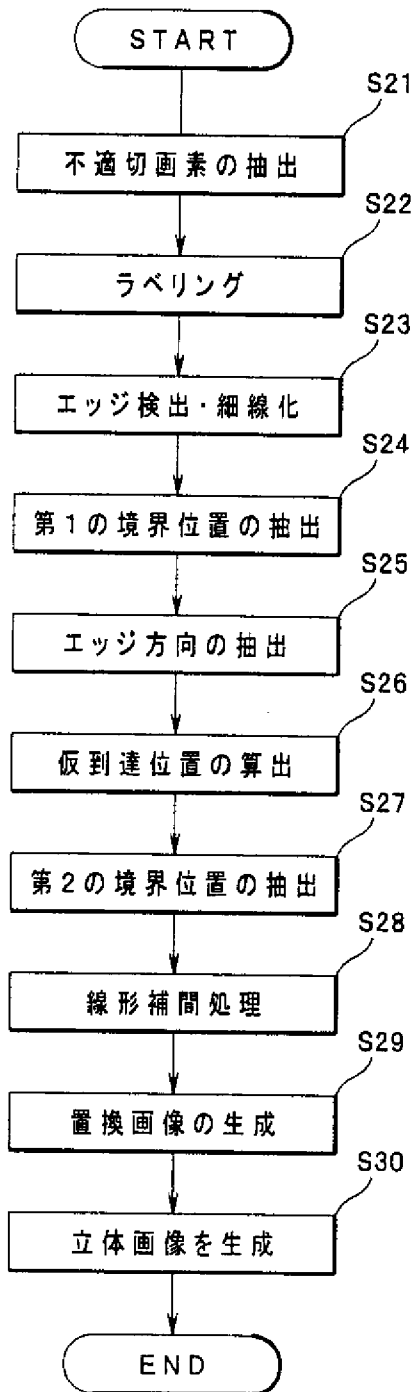
[図2]



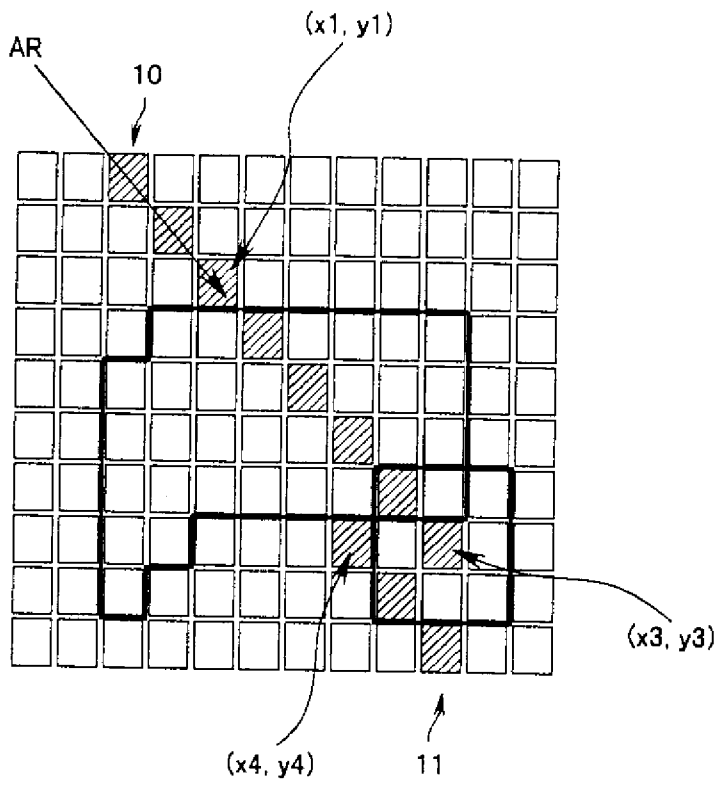
[図3]



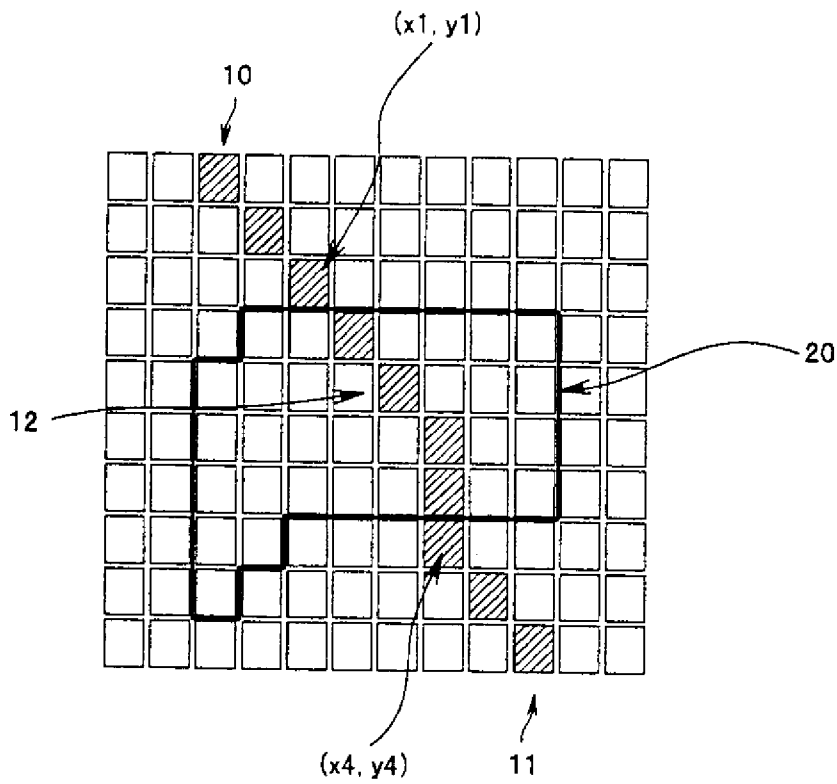
[図4]



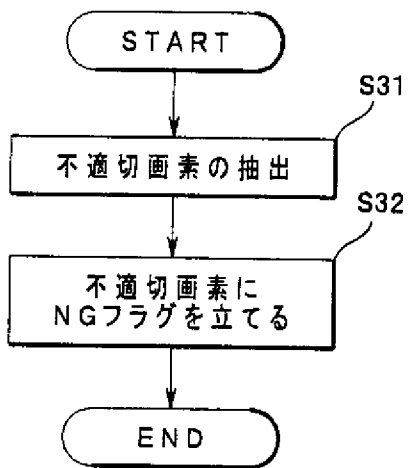
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/053586

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T5/00(2006.01)i, H04N1/46(2006.01)i, H04N1/60(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)

A61B1/04, G06T1/00, G06T5/00, H04N1/46, H04N1/60

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	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

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.
X A	JP 2000-126162 A (Konica Corp.), 09 May, 2000 (09.05.00), Par. Nos. [0034] to [0053] & US 6529618 B2 & EP 984393 A2	1, 2, 6, 7 3-5
X A	JP 2-224745 A (Shimadzu Corp.), 06 September, 1990 (06.09.90), Page 3, upper left column, line 12 to page 4, upper left column, line 17 (Family: none)	1, 2, 6, 7 3-5
A	JP 5-108819 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 30 April, 1993 (30.04.93), Full text; all drawings & US 5764809 A1	1-7

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
28 May, 2007 (28.05.07)

Date of mailing of the international search report
05 June, 2007 (05.06.07)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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, G06T1/00(2006.01)i, G06T5/00(2006.01)i, H04N1/46(2006.01)i, H04N1/60(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. A61B1/04, G06T1/00, G06T5/00, H04N1/46, H04N1/60

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 1971-2007年
 日本国実用新案登録公報 1996-2007年
 日本国登録実用新案公報 1994-2007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
X A	JP 2000-126162 A (ユニカ株式会社) 2000.05.09, 段落【0034】 - 【0053】 & US 6529618 B2 & EP 984393 A2	1, 2, 6, 7 3-5
X A	JP 2-224745 A (株式会社島津製作所) 1990.09.06, 第3頁左上欄第 12行-第4頁左上欄第17行 (ファミリーなし)	1, 2, 6, 7 3-5
A	JP 5-108819 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.04.30, 全文、 全図 & US 5764809 A1	1-7

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 28.05.2007	国際調査報告の発送日 05.06.2007
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) 谷垣 圭二 電話番号 03-3581-1101 内線 3292