

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2021年4月29日(29.04.2021)



(10) 国際公開番号

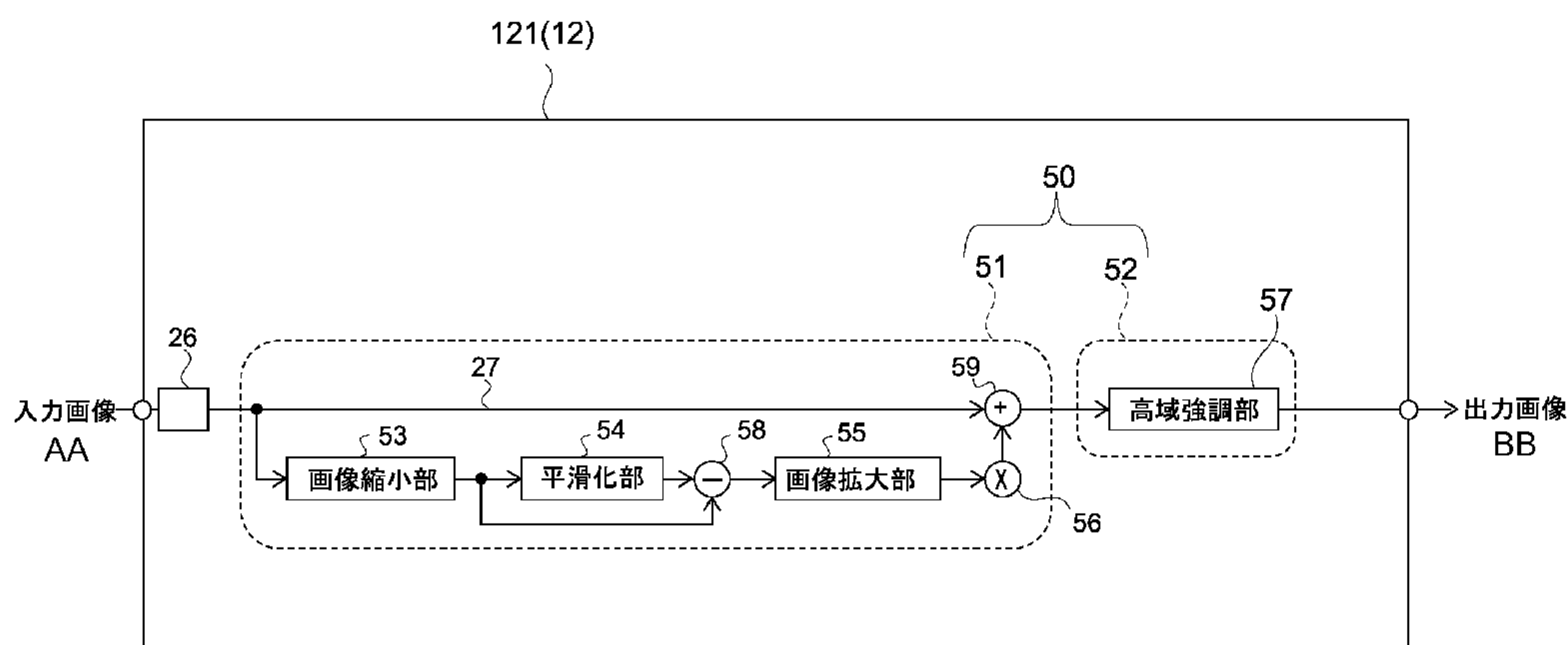
WO 2021/079723 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/045 (2006.01) G06T 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/037727
- (22) 国際出願日: 2020年10月5日(05.10.2020)
- (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 2019-192049 2019年10月21日(21.10.2019) JP
- (71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 深澤 宇紀 (FUKAZAWA, Takanori); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 高橋 穂 (TAKAHASHI, Minori); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大森 純一 (OMORI, Junichi); 〒1070052 東京都港区赤坂7-5-47 U & M 赤坂ビル2F 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理方法および内視鏡システム

[図6]



AA... INPUT IMAGE  
 53... IMAGE SHRINKING UNIT  
 54... SMOOTHING UNIT  
 55... IMAGE EXPANDING UNIT  
 57... HIGH-FREQUENCY ENHANCEMENT UNIT  
 BB... OUTPUT IMAGE

(57) Abstract: Provided are an image processing device, an image processing method, and an endoscope system that make it possible to display to an operator, in real time, deep tissue and superficial blood vessels enhanced to improve the visibility thereof. An image processing device according to one embodiment of the present technology is provided with an enhancement processing unit, and said enhancement processing unit performs enhancement processing of a low-frequency component that is a region in which the spatial frequency is lower than a predetermined spatial frequency in an input image,

WO 2021/079723 A1

DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

---

performs enhancement processing of a high-frequency component that is a region in which the spatial frequency is higher than in the low-frequency component in the input image, and outputs the input image in which both the low-frequency component and the high-frequency component have been subjected to enhancement processing.

(57) 要約 : 強調され視認性が改善された深部組織および表層の血管を、リアルタイムに術者に表示することができる画像処理装置、画像処理方法および内視鏡システムを提供する。本技術の一形態に係る画像処理装置は、入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、前記入力画像において前記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記入力画像を出力する強調処理部を具備する。

## 明 細 書

**発明の名称**：画像処理装置、画像処理方法および内視鏡システム

### 技術分野

[0001] 本技術は、医用の画像処理装置、画像処理方法および内視鏡システムに関する。

### 背景技術

[0002] 外科手術において、生体膜や脂肪などに覆われた血管やリンパ節などの深部組織の位置を同定し、適切な処置をすることは合併症率の低減や手術時間の短縮に重要であり、手術の安全性の向上に大きく寄与する。

近年の医用画像は、高解像度化により表層の組織構造の視認性が高くなった。しかしながら、深部組織は、生体膜や脂肪の影響による反射光の吸収・散乱ボケによりコントラストが低下するため、視認性の更なる改善が求められている。

[0003] 例えば特許文献1では、生体組織の表層構造を解析して粘膜および非粘膜を識別して、表面の血管を強調して表示する方法が開示されている。特許文献2では、医用画像にエッジ強調を適用して、エッジ強度に応じて過度な強調を防止して表示する方法が開示されている。特許文献1および2では、表層の血管などの視認性改善が図られているものの、深部組織の視認性は改善されていない。

なぜならば、いずれの手法も血管やエッジといった画像の高域成分を主に強調するためである。深部組織は生体膜や脂肪などに覆われているため、散乱ボケが大きく、表層組織よりも低域成分の方が多く含まれる。そのため、深部血管の視認性を向上させるためには、低域強調が必要となる。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開第2012/147505号パンフレット

特許文献2：特開平9-62836号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0005] 低域強調処理の一手段として、アンシャープマスクがある。アンシャープマスクでは、入力画像に平滑化処理を施して得た平滑画像と、入力画像との差分画像を求めて差分画像と入力画像とを合成することで強調画像を生成する。

この手法の平滑化処理段階において、フィルタサイズを大きくすれば入力画像をより強力にボカした平滑化画像を生成することが可能となり、入力画像と平滑化画像との差分をとった差分画像には低域成分がより含まれるようになる。そのため、結果的により強力な低域強調が可能となる。

[0006] しかしながら、アンシャープマスクによる強調処理では、ある周波数帯域から上の帯域を一律に強調する処理となるため、医用画像の深部組織と表層の血管とを同時に強調することは難しく、強調の自由度が制限されてしまう。

[0007] 以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、視認性が改善された深部組織および表層の血管を術者に表示することができる画像処理装置、画像処理方法および内視鏡システムを提供することにある。

### 課題を解決するための手段

[0008] 本技術の一形態に係る画像処理装置は、強調処理部を具備する。

上記強調処理部は、入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、上記入力画像において上記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、上記低域成分及び上記高域成分がそれぞれ強調処理された上記入力画像を出力する。

[0009] 上記画像処理装置は、入力画像の低域成分及び高域成分をそれぞれ強調処理し、視認性が改善された画像を出力表示し、画像を使用するユーザの作業を支援することができる。

[0010] 上記強調処理部は、上記入力画像の上記低域成分について強調処理を行う低域強調処理部を有し、上記低域強調処理部は、上記入力画像を平滑化し、

平滑化した後の上記入力画像と平滑化する前の上記入力画像との差分から差分画像を得てもよい。

これにより、入力画像の低域成分を強調表示することができる。

[0011] 上記低域強調処理部は、上記入力画像を平滑化する前に、上記入力画像の解像度を所定の縮小率で縮小処理してもよい。

これにより、入力画像を予め縮小することで平滑化フィルタ演算量を減らし、平滑化をより高速に行うことができる。

[0012] 上記低域強調処理部は、上記入力画像を平滑化した後に、上記差分画像の解像度を、上記所定の縮小率に対応する拡大率で拡大してもよい。

これにより、出力画像を縮小前の元のサイズで表示することができる。

[0013] 上記低域強調処理部は、上記解像度を拡大した画像に所定の係数を掛けて上記入力画像と合成した低域強調画像を出力してもよい。

これにより、低域強調の度合いを調整することができる。

[0014] 上記強調処理部は、上記低域成分が強調処理された画像である低域強調画像を上記入力画像に合成し、上記低域強調画像が合成された上記入力画像の上記高域成分を強調処理してもよい。

これにより、入力画像に含まれている高域のノイズ成分を強調することのない処理が可能である。

[0015] 上記強調処理部は、上記低域成分が強調処理された画像である低域強調画像と、上記高域成分が強調処理された画像である高域強調画像とを上記入力画像に合成してもよい。

これにより、処理速度が向上した画像（動画）を、画像処理装置のユーザに表示することができる。

[0016] 上記低域強調処理部は、上記入力画像を輝度成分画像および色成分画像に分離する分離処理部と、上記輝度成分画像および上記色成分画像から強調すべき画素と強調すべきでない画素とを選択し、強調すべき画素と強調すべきでない画素について乗じられるゲインを調整するゲイン調整部と、を有してもよい。

これにより、輝度成分の暗部、明部は強調しない強調制御を行うことで、過度な強調を抑えることができる。

[0017] 上記入力画像は、医用画像であってもよい。

これにより、視認性が改善された深部組織および表層の血管を、術者に支援表示することができる。

[0018] 上記入力画像は、白色下で照明された白色光画像、狭帯域光で照明された狭帯域画像および励起光で照明された蛍光画像のうち少なくとも1つを含んでもよい。

これにより、深部組織のコントラストを向上させつつ表層のボケ除去も可能となる。

[0019] 上記強調処理部は、2種類以上の上記入力画像が入力された場合には、1種類の入力画像をもとに他種類の入力画像の強調処理を制御してもよい。

これにより、視認性の劣化を防ぐことができる。

[0020] 本技術の一形態に係る画像処理方法は、入力画像を読み込む。そして、上記入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、上記入力画像において上記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、上記低域成分及び上記高域成分がそれぞれ強調処理された上記入力画像を出力する。

[0021] 本技術の一形態に係る内視鏡システムは、内視鏡装置と、画像処理装置とを具備する。

上記内視鏡装置は、体腔に挿入される挿入部の先端に対物レンズが設けられている内視鏡と、上記内視鏡から入力される、上記対物レンズによって集光された光学像を撮像し、画像信号として出力する撮像部とを有する。

上記画像処理装置は、上記画像信号を読み込む画像読み込み部と、上記画像信号において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、上記画像信号において上記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、上記低域成分及び上記高域成分がそれぞれ強調処理された上記画像信号を出力する強調処理部とを有する。

## 図面の簡単な説明

- [0022] [図1]腹腔鏡下手術の概要を示す図である。
- [図2]本技術を適用した内視鏡システムの構成例を示すブロック図である。
- [図3]図2の内視鏡装置の他の構成例を示すブロック図である。
- [図4]表層血管および深部血管の空間周波数スペクトルを示すイメージ図である。
- [図5]図4の画角で撮影した画像中の表層血管および深部血管領域の周波数特性を解析したグラフ結果である。
- [図6]本技術の第1の実施形態に係る直列型の画像処理装置の概略構成図である。
- [図7]本技術の第1の実施形態に係る画像処理方法のフローである。
- [図8]図6の画像処理方法で処理された画像の実施例である。
- [図9]本技術の第1の実施形態に係る並列型の画像処理装置の概略構成図である。
- [図10]本技術の第2の実施形態に係る画像処理装置の概略構成図である。
- [図11]本技術の第2の実施形態に係る画像処理方法のフローである。
- [図12]図10の概略構成をより具体的に示した構成図である。
- [図13]図10の画像処理方法で処理された画像の実施例である。
- [図14]汎用のパーソナルコンピュータの構成例を説明する図である。

## 発明を実施するための形態

[0023] 以下、本技術に係る実施形態を、図面を参照しながら説明する。なお、同一の符号は、同一の機能を有するものである。

[0024] <内視鏡システムの概要>

図1は、本技術を適用した内視鏡システムの概要を説明する図である。

この内視鏡システムは、近年、医療現場において従来の開腹手術に代わって行われる腹腔鏡下手術において利用される。

[0025] すなわち、図1で示されるように、腹腔鏡下手術では、例えば腹部の手術を行う場合、従来行われていた腹壁1を切って開腹する代わりに、トロツカ

2と称される開孔器具が腹壁1に数か所取り付けられ、トロッカ2に設けられている孔から腹腔鏡（以下、内視鏡装置または内視鏡とも称する）11と処置具3とが体内に挿入される。そして、内視鏡装置11によってビデオ撮像された患部（腫瘍等）4の画像をリアルタイムに見ながら、処置具3によって患部4を切除するなどの処置が行われる。

図1に示されるような直線棒状の内視鏡装置11では、ヘッド部24を術者、助手、スコピスト、またはロボットなどが保持している。

[0026] <内視鏡システムの構成例>

ここで、図2を参照して、本技術の実施の形態である内視鏡システムの構成例について説明する。この内視鏡システム10は、内視鏡装置11、画像処理装置12、および（出力画像を表示する）表示装置13から構成される。

内視鏡装置11と画像処理装置12は、ケーブルを介して接続する他、無線で接続してもよい。また、画像処理装置12を手術室から離れた場所に配置し、構内LANやインターネットなどのネットワークを介して接続するようにしてもよい。画像処理装置12と表示装置13の接続についても同様とする。

[0027] 内視鏡装置11は、直線棒状の鏡筒部21とヘッド部24から構成される。鏡筒部21は、光学視管または硬性管とも称され、その長さが数10センチ程度であり、体内に挿入される側の一端には対物レンズ22が設けられており、他端はヘッド部24に接続されている。鏡筒部21の内部にはリレー光学系の光学レンズ部23が設けられている。なお、鏡筒部21の形状は、直線棒状に限定されるものではない。

[0028] 鏡筒部21には、大きく分類して、図2の鏡筒軸と光軸が等しい直視鏡と、鏡筒軸と光軸とが所定の角度をなす斜視鏡がある。図2の鏡筒部21は、このうち直視鏡を例にしたものである。

ヘッド部24には撮像部25が内蔵されている。撮像部25は、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどの撮像素子を



有し、鏡筒部 2 1 から入力される患部の光学像を所定のフレームレートで画像信号に変換する。

[0029] また、内視鏡装置 1 1 には、光源装置 1 4 が接続されており、撮像に必要とされる光源の供給を受けて、患部 4 を照射する。この際、光源装置 1 4 は、さまざまな波長の光を切り替えて発することができ、通常光に加えて、患部 4 を特に識別できるような特殊光を発することもできる。したがって、撮像部 2 5 により撮像される画像は、通常光による画像信号の他、特殊光による画像信号を撮像することも可能である。図示しないが、内視鏡装置 1 1 に光源装置 1 4 が複数備えられ、さまざまな波長の光が同時に発せられてもよい。本実施形態において内視鏡装置 1 1 は、白色下で照明された白色光画像、狭帯域光で照明された狭帯域画像および励起光で照明された蛍光画像などのうち 1 つ又は複数種類の画像を、入力画像として画像処理装置 1 2 へ出力する。

[0030] 内視鏡装置 1 1 においては、対物レンズ 2 2 により集光される患部 4 の光学像が光学レンズ部 2 3 を介してヘッド部 2 4 の撮像部 2 5 に入射され、撮像部 2 5 によって所定のフレームレートの画像信号に変換されて後段の画像処理装置 1 2 に出力される。また、ヘッド部 2 4 は、光源装置 1 4 により発せられている光の種別、対物レンズ 2 2 の口径、光学レンズ部 2 3 の口径といった情報を条件情報として、画像処理装置 1 2 に供給する構成であるものとする。

[0031] この条件情報については、ヘッド部 2 4 の図示せぬ部位にユーザが予め入力する構成を設けて、この部位から条件情報として画像処理装置 1 2 2 に供給するようにしても良い。また、条件情報は、画像処理装置 1 2 において、撮像される画像信号を解析することにより、画像処理装置 1 2 が、自ら認識する構成とするようにしてもよい。

ここでは、いずれかの方法により画像処理装置 1 2 に、条件情報が入力されることを前提として説明を進めるものとする。尚、光源装置 1 4 から画像処理装置 1 2 に供給される光の種別の情報については、光源装置 1 4 から画

像処理装置 1 2 に直接供給される構成にしてもよい。

[0032] 図 3 は、内視鏡装置 1 1 の他の構成例を示している。同図に示されるように、対物レンズ 2 2 の直後に撮像部 2 5 を配置し、鏡筒部 2 1 の内部の光学レンズ部 2 3 を省略するようにしてもよい。

[0033] 図 4 は、表層血管（表層組織）および深部血管（深部組織）の空間周波数スペクトルを示す医用画像のイメージ図である。図に示すように、深部血管は空間周波数スペクトルの低域、そして、表層血管は、深部血管より高い、空間周波数スペクトルの高域に相当する。

深部血管は、生体膜や脂肪などに覆われているため、散乱ボケが大きく、表層血管よりも低域成分の方が多く含まれる。そのため、深部血管の視認性を向上させるためには、低域強調が必要となる。

[0034] 図 5 は、図 4 の画角で撮影した画像中の表層血管および深部血管領域の周波数特性を解析したグラフ結果である。

この図に示されているように、ナイキスト周波数（信号をサンプリングしたときに表現できる、周波数の最大値）を 1 としたときに、ナイキスト周波数 0 以上 0.05 未満においては、深層血管の振幅スペクトルが、表層血管の振幅スペクトルより高い。

そして、ナイキスト周波数 0.05 以上 0.17 未満においては、表層血管の振幅スペクトルが、深層血管の振幅スペクトルより高い。ここで表層血管および深部血管領域を見分ける上では、ナイキスト周波数 0.17 以上の周波数特性は無視できる。

[0035] したがって、この例では、ナイキスト周波数 0 以上 0.05 未満の（入力画像）信号を低域成分とし、それ以上の信号を高域成分とすることができる。換言すると、入力画像において所定の空間周波数（ナイキスト周波数 0.05）より低い領域を低域成分とし、この低域成分よりも高い空間周波数の領域を高域成分とする。

あるいは、所定の振幅スペクトル（例えば  $2.0 \times 10^4$ ）以上の信号を低域成分とし、それ以下の信号を高域成分としてもよい。

[0036] 周波数特性は、内視鏡装置 1 1 のズームイン／アウトによって変動する。例えば、ズームインをすればするほど画角に対して血管が太くなるので、空間周波数は低くなる。一方、ズームアウトをすればするほど画角に対して血管が細くなるので、空間周波数は高くなる。そのため、ズームインを行った場合は、それに対応して低域あるいは高域のフィルタサイズを自動で大きくし、ズームアウトを行った場合は、それに対応して低域あるいは高域のフィルタサイズを自動で小さくしてもよい。

[0037] <画像処理装置の第 1 の実施形態>

図 6 は、本実施形態に係る画像処理装置 1 2 として直列型の画像処理装置 1 2 1 を示す概略構成図である。画像処理装置 1 2 1 は、後述するように、典型的には、CPU、メモリ等を有するコンピュータで構成される。

画像処理装置 1 2 1 は、CPU の機能ブロックとして、画像読み込み部 2 6 と強調処理部 5 0 とを備える。強調処理部 5 0 は、入力画像（本実施形態では医用画像）において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、入力画像において低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、低域成分及び高域成分がそれぞれ強調処理された入力画像を出力する。

[0038] 強調処理部 5 0 は、入力画像の低域成分について強調処理を行う低域強調処理部 5 1 と、入力画像の高域成分について強調処理を行う高域強調処理部 5 2 とを備える。本実施形態において強調処理部 5 0 は、低域強調処理部 5 1 と高域強調処理部 5 2 が直列に配置されることで、低域成分が強調処理された画像である低域強調画像を入力画像に合成し、低域強調画像が合成された入力画像の高域成分を強調処理するように構成される。

[0039] 低域強調処理部 5 1 は、画像縮小部 5 3 と、平滑化部 5 4 と、差分処理部 5 8 と、画像拡大部 5 5 と、ゲイン乗算部 5 6 と、合成処理部 5 9 とを備える。高域強調処理部 5 2 は、高域強調部 5 7 を備える。

低域強調処理部 5 1 は、画像縮小部 5 3、平滑化部 5 4、画像拡大部 5 5、ゲイン乗算部 5 6 をその順で直列に備える。

[0040] 画像縮小部53は、画像読み込み部26で取得された入力画像を所定の低解像度の画像に縮小する。

平滑化部54は、画像縮小部53において縮小された画像を所定のフィルタサイズ（平滑強度）で平滑化する。

差分処理部58は、画像縮小部53の出力と平滑化部54の出力との差分をとることで、これらの差分画像を取得する。

画像拡大部55は、差分処理部58から出力される差分画像の解像度を拡大する。拡大率は、典型的には、画像縮小部53により縮小処理したときの縮小率と対応した拡大率である。

ゲイン乗算部56は、画像拡大部55において拡大された画像信号に所定のデジタルゲイン（係数）を掛け合わせる。デジタルゲインは、（低域）強調の度合いを調整するものであり、その値は任意に調整可能である。

合成処理部59は、画像読み込み部26と高域強調処理部52との間をダイレクトに接続するバイパスルート27に備えられ、画像読み込み部26で取得された入力画像にゲイン乗算部56から出力される画像を合成して高域強調処理部52へ出力する。

[0041] 図7は、本技術の第1の実施形態に係る画像処理装置121において実行される画像処理方法のフローである。

この画像処理方法100のステップS101において、画像読み込み部26によって入力画像（内視鏡装置11から出力される画像信号）が読み込まれる。

ステップS102において、入力画像の低域強調および高域強調が行われる。図6に示すように、低域強調処理部52では、入力画像が2系統に分離される。一方の入力画像は、画像縮小部53において解像度の縮小処理が行われた後に、平滑化部54において平滑化処理が行われ、差分処理部58において平滑化前後の画像同士の差分画像が取得される。

入力画像を平滑化する前に入力画像の縮小処理を行うため、平滑化に要する処理時間を短縮することができる。

[0042] 取得された差分画像は、画像縮小部53における縮小率に対応する拡大率で画像拡大部55によって解像度の拡大がなされる。これにより、縮小前の元の解像度に戻すことができる。この画像は低域強調成分画像として、ゲイン乗算部56において所定のデジタルゲインを掛けられた後、合成処理部59において、2系統に分離された他方の入力画像（画像読み込み部26からバイパスルート27を介して合成処理部59へ入力される画像）と合成される。

この処理により、平滑化の強度次第で任意の空間周波数よりも大きい成分の強調が可能となる。高域強調部57では、低域強調後の画像を入力として例えばエッジ強調処理により、表層の血管の強調が行われる。

その後ステップS103において、強調処理部50において強調処理された画像が表示装置13へ出力され、表示装置13によって処理結果が表示される。

[0043] 画像処理方法100で処理された画像の一例を図8に示す。この例では、低域強調処理部51に、入力画像（図8（A））として4K画像（3840×2160ピクセル）が入力されて、画像縮小部53において解像度が1/64の画像に縮小される。その後、平滑化部54において27ピクセルのフィルタサイズを有するガウシアンフィルタで平滑化された後、画像拡大部55において64倍に拡大した差分画像に2倍のゲインを掛けて低域強調処理画像が取得される。次に、高域強調処理部52において、高域成分を強調するためにエッジ強調フィルタが適用された画像が取得される。

以上の2段階の帯域強調処理により得られた出力画像（図8（B））は、膜に覆われた血管のコントラストの向上（M'）と、表層の細径血管の先鋭度（T'）とを、図8（A）の膜に覆われた血管Mと表層の細径血管Tと比較して、より向上させた。

[0044] なお、一般に、平滑化フィルタのサイズを大きくすると、画像処理コストが増大する弊害を発生させるため、リアルタイム性が要求される外科手術の医用画像を処理するのには不向きである。上記の例では、仮に縮小処理を行

わない場合には、同じ低域強調をするためには平滑化フィルタのサイズが8倍になり、200ピクセルを超えてしまう。このサイズのフィルタを4K画像に適用して、リアルタイム処理を行うことは非常に困難である。

これに対して本実施形態によれば、図8の実施例のように、4Kの入力画像を1/64に縮小したことで、後段の平滑化のフィルタを27ピクセルという小さいサイズに抑えることができ、高速化が実現されている。さらに縮小処理を行うことにより、入力画像に含まれている高域のノイズ成分を強調することのない処理が可能となる。

なお、上記の縮小率および拡大率はこれに限られず、例えば、4KからフルHD(1920×1080ピクセル)に画像が変換されてもよい。

[0045] 上述したように、本実施形態によれば、低域強調処理により、深部組織のコントラストが向上し、さらに高域強調処理を併用することによって、深部組織だけでなく表層の組織構造の視認性の向上も同時に達成できる。また、画像処理結果をリアルタイムに術者に表示することができるため、生体膜や脂肪などに覆われた深部の生体組織の視認性を改善し、より安全な外科手術の支援が可能となる。

[0046] 強調処理部50は、低域成分が強調処理された画像である低域強調画像を入力画像に合成し、低域強調画像が合成された入力画像の前記高域成分を強調処理する。

図6のように入力画像を2系統に分離することによって、低域強調後の合成画像には原画像にあった高域成分を残すことができるために、後段での高域強調が可能となる。この実施形態では低域強調を行ってから高域強調を行うという順序であったが、この順序は逆転しても同様に実施可能である。

さらに、図6で示した低域強調と高域強調とを連続して行う直列型のフローだけでなく、図9のように低域強調と高域強調とを並列に処理して最後に合成する処理フローも実施可能である。

[0047] <画像処理装置の第2の実施形態>

図9は、本実施形態に係る画像処理装置12として並列型の画像処理装置

122を示す概略構成図である。以下、第1の実施形態と異なる構成について主に説明し、第1の実施形態と同様の構成については同様の符号を付しその説明を省略または簡略化する。

ここでは、強調処理部50は、第1の実施形態に係る直列型の画像処理装置121とは異なり、画像読み込み部26に対して、低域強調処理部51および高域強調処理部52が並列に配置される。強調処理部50は、低域強調画像と高域強調画像とを入力画像に合成するように構成される。

[0048] 低域強調処理部51においては、画像縮小部53、平滑化部54、差分処理部58、画像拡大部55およびゲイン乗算部56が直列に接続される。高域強調処理部52は高域強調部57を備える。画像処理部122は、高域強調される前の画像と高域強調された後の画像との差分をとる差分処理部581と、差分処理部581の出力画像（差分画像）に所定のデジタルゲインを乗じるゲイン乗算部561とをさらに有する。高域強調処理された画像は、合成処理部59において入力画像と低域強調処理された画像とに合成される。

このように、本実施形態の画像処理装置122は、低域成分が強調処理された画像である低域強調画像と、高域成分が強調処理された画像である高域強調画像とを入力画像に合成する。

[0049] この画像処理装置122では、入力画像が画像読み込み部26において4系統（入力画像11、入力画像12、入力画像13および入力画像14）に分離される。

入力画像11は、低域強調処理部51の強調成分画像を生成するために使用され、低域強調処理部51は、入力画像11を基に、入力画像についての低域強調成分画像を生成する。

入力画像12は、バイパスルート27を介して合成処理部59へ入力される。

入力画像13は、高域強調処理部52に用いられ、入力画像14は、差分処理部581へ入力される。高域強調処理部52は、入力画像13および入

力画像 14 を基に、入力画像についての高域強調成分画像を生成する。

低域強調成分画像および高域強調成分画像は、ゲイン乗算部 56、561 によりそれぞれ適切なゲインを乗じられた後、合成処理部 59 において入力画像 12 と合成されて表示装置 13 へ出力される。

[0050] 本実施形態においても上述の第 1 の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。本実施形態によれば、入力画像の低域強調処理と高域強調処理とをそれぞれ並列的に行うようにしているため、画像処理に要する時間の短縮を図ることができる。これにより、表示装置 13 における画像表示のリアルタイム性がより向上する。

[0051] <画像処理装置の第 3 の実施形態>

上述の第 1 および第 2 の実施形態では、低域強調処理部 51 において低域強調成分画像がゲイン乗算部 56 において一律のゲインで強調されたが、強調ゲインを入力画像の特徴に応じて制御することによって更なる視認性改善効果を得ることが可能である。

[0052] 図 10 は、本技術の第 3 の実施形態に係る画像処理装置 123 の概略構成図である。以下、第 1 の実施形態と異なる構成について主に説明し、第 1 の実施形態と同様の構成については同様の符号を付しその説明を省略または簡略化する。

この画像処理装置 123 は、画像読み込み部 26 と、輝度色分離部（分離処理部）60 と、輝度色識別部 61 と、ゲイン調整部 62 と、低域強調処理部 51' とを備える。低域強調処理部 51' は、差分処理部 58 と画像拡大部 53 との間に過強調抑制処理部 40 を備える点で第 1 の実施形態と相違する。

[0053] なお、輝度色分離 60 および輝度色識別部 61 は、単一の機能ブロックで構成されてもよい。また、図示せずとも画像処理装置 123 は、高域強調部 57 を有する高域強調処理部を備える。高域強調処理部は、第 1 の実施形態のように低域強調処理部と直列的に構成されてもよいし、第 2 の実施形態のように低域強調処理部と並列的に構成されてもよい。



[0054] 輝度色分離部60は、入力画像を輝度成分画像および色成分画像に分離する。ゲイン調整部62は、輝度成分画像および色成分画像から強調すべき画素と強調すべきでない画素とを選択し、強調すべき画素と強調すべきでない画素について乗じられるゲインを調整する。過強調抑制処理部40は、差分処理部40において得られた低域強調画像（差分画像）のうち過度に強調された部分（画素領域）の強調度合を抑制する機能を有する。

[0055] 図11は、画像処理装置123において実行される画像処理方法のフローである。

この画像処理方法200のステップS201において、ステップS101と同様に、画像読み込み部26によって入力画像（例えば4K画像）が画像処理装置12に読み込まれる。その後ステップS202において、輝度色分離部60によって入力画像の輝度成分と色成分とが分離される。その後ステップS203において、輝度色識別部61によってそれぞれの成分が識別される。

その後、ステップS204において、識別された成分情報に基づいてゲイン調整部62によってゲイン乗算部56のゲインが調整される。その後、ステップS205において、強調処理部51'によって入力画像の強調処理が行われ、ステップ206において強調処理された画像が表示装置13へ出力され、表示装置13によって処理結果が表示される。

[0056] 低域強調処理部51'では、入力画像が2系統に分離される（図10参照）。一方の入力画像は、画像縮小部53において解像度の縮小処理（例えば1/64倍）が行われた後に、平滑化部54において平滑化処理が行われ、差分処理部58において平滑化前後の画像同士の差分をとり、差分画像が取得される。

ここで平滑化部54は、画像のボカシの程度が大きいほど（平滑化が強いほど）低域成分の強調成分が大きくなる。取得された差分画像は、平滑化の勾配が大きい部分で強調成分の値が大きくなっているため、過強調抑制処理部58において、過強調を抑制する処理（例えば1/64倍）が行われる。

[0057] 過強調が抑制された画像の解像度は、画像縮小部53における縮小率に対応する拡大率で拡大される。この強調成分画像は、ゲイン乗算部56において前述したゲイン調整部62によるゲイン調整がなされたデジタルゲインを掛けて、バイパスルート27を介して合成処理部59に入力された入力画像と合成される。この処理により、平滑化の強度次第で任意の空間周波数よりも大きい成分の強調が可能となる。

[0058] 図12は、図10の画像処理装置123の一具体例である画像処理装置123'の構成図である。以下に、図10と異なる構成のみ説明する。

ここで低域強調処理部51'は、画像縮小部53と、平滑化部54と、差分処理部58と、ゲイン調整部62'と、画像拡大部55と、合成処理部59とを備える。ゲイン調整部62'は、差分処理部58から出力される差分画像に対し、輝度成分および色成分ごとにそれぞれ所定のゲインを掛けて画像拡大部55へ出力する。

[0059] 入力画像(YCbCr)は、輝度信号Yと2つの色差信号Cb, Crとで表現される色空間である。本実施形態では入力画像の輝度成分(Y)および色成分(Cb, Cr)のそれぞれの成分に対して低域強調が適用される。

[0060] 例えば、色成分を強調せずに輝度成分のみ強調すると、血管部分が暗くなり、赤みが低減したように見える。血管の色味は血行状態を観察するために重要であるため、赤みを低減しないほうが好ましい。

その一方で、輝度成分を強調せずに色成分のみ強調すると、色味の強調はされるが、構造は強調されないため、視認性が悪くなってしまう。そこで、輝度成分および色成分をどちらも強調することで、構造を強調しつつ、血管などの色のコントラストを付けて、深部の血管やリンパ節などの視認性を向上させることができる。

[0061] また、輝度成分と色成分とを分離することで、それぞれの特徴に応じた独立した強調ゲインの制御が可能となる。図13(B)に画像処理方法200で強調処理を行った画像の一例を示す。血管のコントラスト(M')および表層の細径血管の先鋭度(T')を向上させつつ、上記画像処理方法100で処

理された図13(A) (図8(B)と同一)と比較して、輝点の広がり(L)が制御された画像(L')が得られることが分かる。

[0062] [輝度成分の強調制御]

輝度色識別部61は、縮小画像の輝度(Y)情報をもとに、強調すべき画素と強調すべきでない画素を検出する。例えば、ハレーションが起きているような輝度が大きい画素の強調は小さくする。あるいは、輝度が小さい血液部の強調を小さくすることで、過度な強調が抑制される。

強調処理を適用した際に、高輝度や低輝度部分で過度な強調が起こることがある。例えば輝点が拡大したり、血液が黒くなったりする。そこで輝度成分の暗部、明部は強調しない強調制御を行うことで、過度な強調を抑えることができる。

[0063] [色成分の強調制御]

輝度色識別部61は、縮小画像の色(Cb、Cr)情報をもとに強調すべき画素と強調すべきでない画素を検出する。例えば、色収差によりCb、Cr信号が高値となっている部分の強調を小さくする処理が行われる。画像上の色収差部分を強調してしまうと、色ずれがさらに目立ってしまい、視認性が悪くなる。そこで、色成分の過度な強調をしない強調制御を加えることで、色収差の過度な強調を抑えることができる。

さらに、色の強調制御を行うことで生体組織の視認性をより向上させることができる。例えば、動脈(例えば赤み)と静脈(例えば青み)は色が異なるため、動脈および/または静脈を強調したい場合はそれぞれが有する色味を特に強調させればよい。

[0064] また、深部の血管は表層の血管に比べて鮮やかさが乏しいため、色情報を解析すれば深部の血管が持つ色成分を選択的に強調して視認性を向上させることができる。さらに、医用画像上には生体以外に手術器具などの人工物(例えば鉗子)が映っている。人工物は生体組織とは大きく異なる色(例えば緑色や銀色)を持っているため、それらを色で分離することができる。

そのため、生体の色ではないものを強調しない制御を行うことができる。

[0065] 以上のように本実施形態によれば、深部組織のコントラストが向上し、さらに別の強調処理（高域強調処理）を併用することによって、深部組織だけでなく表層の組織構造の視認性の向上も同時に達成できる。またさらに、ゲイン調整も併用することによって、輝度成分および色成分を強調することで、構造を強調しつつ、血管などの色のコントラストを付けて、深部の血管やリンパ節などの視認性を向上させることができる。

本実施形態による画像処理結果をリアルタイムに術者に表示することで、生体膜や脂肪などに覆われた深部の生体組織の視認性を改善し、より安全な外科手術の支援が可能となる。

[0066] <画像処理装置の第4の実施形態>

入力画像には白色光下で撮影（照明）された単一の医用画像（白色光画像）だけでなく、狭帯域光で照明された狭帯域画像、励起光で照明された蛍光画像など、他種の医用画像を利用してもよい。これに限定されないが、入力画像として、白色光画像と蛍光画像との2種類の画像を用いる場合について説明する。

[0067] 励起光で蛍光画像は通常の白色光画像よりも散乱ボケが大きくなるため、低域強調によるコントラスト向上の効果が大きい。また、複数種類の画像を併用した強調処理は、表層の蛍光ボケやレンズの収差などを補正する強調を取り入れることで、深部組織のコントラストを向上させつつ表層のボケ除去も可能となる。

[0068] そこで、白色光画像と蛍光画像とを併用して強調処理を行うことで、医用画像の視認性向上をさせることができる。以下に適用例を示す。

なお、画像の識別は、例えば、画像処理装置123（123'）における輝度色識別部61で行われてもよいし、画像識別用の他の識別部がさらに備えられてもよい。また、各画像は共通の低域強調処理部で処理されてもよいし、画像ごとに異なる低域強調処理部で処理されてもよい。

[0069] （適用例1）

白色光画像と蛍光画像とのどちらにも低域強調処理を行い、複数のモニタ

または1つのモニタにPinP (Picture in Picture) で表示する。これにより、白色光/蛍光どちらの画像も視認性が高い状態で同時に観察することが可能となる。

[0070] (適用例2)

白色光画像と蛍光画像とのどちらにも低域強調処理を行い、白色光画像に蛍光画像を重畳表示する。これにより、蛍光していない周辺の組織の視認性を向上させつつ、視認性の高い蛍光画像も観察することができる。

[0071] (適用例3)

蛍光画像から、蛍光が発光している領域を抽出し、その領域を白色光画像で強調する。これにより、術者は、重畳してしまうと見えない実際の胆管、血管、大網(脂肪組織)などの状態を確認しながら、手技を行うことができる。

[0072] (適用例4)

脂肪の下の血管は、蛍光画像を確認しても視認しづらい。そこで、白色光画像から脂肪を検出し、その領域で蛍光が発光していた場合は蛍光画像の強調強度を強めることで脂肪の下の蛍光像だけを特異的に強調することが可能である。

肝臓など蛍光薬剤(ICG)を蓄積しやすい臓器は、時間がたつと強く発光してしまい、実際に見たい領域の視認性が悪くなることがある。そこで、白色光画像から臓器を識別し、肝臓などの蛍光剤を蓄積して非常に明るくなる臓器は強調を弱める制御を行うと、視認性の劣化を防ぐことが可能である。つまり、強調処理部50は、白色光画像、狭帯域画像、蛍光画像など2種類(以上)の画像が入力された場合には、一方(1種類)の画像をもとに、他方(他種類)の画像の強調処理を制御する。

[0073] (適用例5)

蛍光剤が混ざっている血液が出血した場合、周囲が非常に明るくなってしまふ。そこで、白色光画像から血液を識別し、血液部分の蛍光は強調を弱める制御を行うと、視野が明るくなりすぎることを防ぎつつ観察することが可

能である。

[0074] 上述したように、本実施形態技術における低域強調により、深部組織のコントラストが向上し、さらに別の強調処理（高域強調処理）を併用することによって、深部組織だけでなく表層の組織構造の視認性の向上も同時に達成できる。またさらに、複数種類の画像を併用した強調処理により、表層の蛍光ボケやレンズの収差などを補正する強調を取り入れることで、深部組織のコントラストを向上させつつ表層のボケ除去が可能となる。

本実施形態による画像処理結果をリアルタイムに術者に表示することで、生体膜や脂肪などに覆われた深部の生体組織の視認性を改善し、より安全な外科手術の支援が可能となる。

[0075] <ソフトウェアにより実行させる例>

ところで、上述した画像処理装置12による一連の処理は、ハードウェアなどにより実行させることもできるが、ソフトウェアにより実行させることもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行させる場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータ、または、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な、例えば汎用のパーソナルコンピュータなどに、記録媒体からインストールされる。

[0076] 図14は、汎用のパーソナルコンピュータの構成例を示している。このパーソナルコンピュータは、CPU(Central Processing Unit)1001を内蔵している。CPU1001にはバス1004を介して、入出力インターフェイス1005が接続されている。バス1004には、ROM(Read Only Memory)1002およびRAM(Random Access Memory)1003が接続されている。

[0077] 入出力インターフェイス1005には、ユーザが操作コマンドを入力するキーボード、マウスなどの入力デバイスよりなる入力部1006、処理操作画面や処理結果の画像を表示デバイスに出力する出力部1007、プログラムや各種データを格納するハードディスクドライブなどよりなる記憶部1008、LAN(Local Area Network)アダプタなどよりなり、インターネットに代

表されるネットワークを介した通信処理を実行する通信部1009が接続されている。また、磁気ディスク（フレキシブルディスクを含む）、光ディスク（CD-ROM(Compact Disc-Read Only Memory)、DVD(Digital Versatile Disc)を含む）、光磁気ディスク（MD(Mini Disc)を含む）、もしくは半導体メモリなどのリムーバブルメディア1011に対してデータを読み書きするドライブ1010が接続されている。

[0078] CPU1001は、ROM1002に記憶されているプログラム、または磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、もしくは半導体メモリ等のリムーバブルメディア1011から読み出されて記憶部1008にインストールされ、記憶部1008からRAM1003にロードされたプログラムに従って各種の処理を実行する。RAM1003にはまた、CPU1001が各種の処理を実行する上において必要なデータなども適宜記憶される。

[0079] 以上のように構成されるコンピュータでは、CPU1001が、例えば、記憶部1008に記憶されているプログラムを、入出力インタフェース1005及びバス1004を介して、RAM1003にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

コンピュータ（CPU1001）が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブルメディア1011に記録して提供することができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル衛星放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供することができる。

[0080] コンピュータでは、プログラムは、リムーバブルメディア1011をドライブ1010に装着することにより、入出力インタフェース1005を介して、記憶部1008にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部1009で受信し、記憶部1008にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM1002や記憶部1008に、あらかじめインストールしておくことができる。

[0081] なお、コンピュータが実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に

沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで処理が行われるプログラムであっても良い。

また、本明細書において、システムとは、複数の構成要素（装置、モジュール（部品）等）の集合を意味し、すべての構成要素が同一筐体中にあるか否かは問わない。したがって、別個の筐体に収納され、ネットワークを介して接続されている複数の装置、及び、1つの筐体の中に複数のモジュールが収納されている1つの装置は、いずれも、システムである。

[0082] なお、本技術の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本技術の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

例えば、本技術は、1つの機能をネットワークを介して複数の装置で分担、共同して処理するクラウドコンピューティングの構成をとることができる。

また、上述のフローチャートで説明した各ステップは、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

さらに、1つのステップに複数の処理が含まれる場合には、その1つのステップに含まれる複数の処理は、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

[0083] <変形例>

（変形例1）

上述した本技術の第3の実施形態の輝度色識別部61において、医用画像を学習したデータを用いることで、人工物や生体組織、深部血管や表層血管などをより識別しやすくすることができる。識別した結果をもとに、ゲイン調整部62、62'において強調したい領域の強調ゲインをより強くすることで、注目したい領域をより強調させることができる。

この場合、輝度色識別部61は、強調すべき画像部分（例えば生体組織や血管）または強調すべきでない画像部分（例えば人工物等）を含む多数の教師データを記憶するデータベースと、当該データベースを基に入力画像から



強調すべき画像領域または強調すべきでない画像領域を判定あるいは抽出する制御部などを備える。

あるいは、輝度識別部61に代えて、強調すべき画像を選択的に強調して出力するAIセンサが内視鏡装置11（例えば撮像部25）に搭載されてもよい。

[0084]（変形例2）

上述した本技術の各実施形態の低域強調処理部51、51'に備えられる平滑化部54は、ガウシアンフィルタ以外にも移動平均フィルタ、メディアンフィルタ、バイラテラルフィルタなど種々の平滑化フィルタが適用可能である。

[0085]（変形例3）

さらに以上の各実施形態では、入力画像として医用画像を例に挙げて説明したが、これに限られず、例えば、生物や植物の組織画像などの強調処理にも、本技術は適用可能である。

[0086] なお、本技術は以下のような構成もとることができる。

（1） 入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、前記入力画像において前記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記入力画像を出力する強調処理部

を具備する画像処理装置。

（2） 上記（1）に記載の画像処理装置であって、

前記強調処理部は、前記入力画像の前記低域成分について強調処理を行う低域強調処理部を有し、

前記低域強調処理部は、前記入力画像を平滑化し、平滑化した後の前記入力画像と平滑化する前の前記入力画像との差分から差分画像を得る

画像処理装置。

（3） 上記（1）または（2）に記載の画像処理装置であって、

前記低域強調処理部は、前記入力画像を平滑化する前に、前記入力画像の

解像度を所定の縮小率で縮小処理する

画像処理装置。

(4) 上記(1)～(3)のいずれか1つに記載の画像処理装置であって、  
前記低域強調処理部は、前記入力画像を平滑化した後に、前記差分画像の解像度を、前記所定の縮小率に対応する拡大率で拡大する

画像処理装置。

(5) 上記(4)に記載の画像処理装置であって、  
前記低域強調処理部は、前記解像度を拡大した画像に所定の係数を掛けて前記入力画像と合成した低域強調画像を出力する

画像処理装置。

(6) 上記(1)～(5)のいずれか1つに記載の画像処理装置であって、  
前記強調処理部は、前記低域成分が強調処理された画像である低域強調画像を前記入力画像に合成し、前記低域強調画像が合成された前記入力画像の前記高域成分を強調処理する

画像処理装置。

(7) 上記(1)～(5)のいずれか1つに記載の画像処理装置であって、  
前記強調処理部は、前記低域成分が強調処理された画像である低域強調画像と、前記高域成分が強調処理された画像である高域強調画像とを前記入力画像に合成する

画像処理装置。

(8) 上記(1)～(7)のいずれか1つに記載の画像処理装置であって、  
前記低域強調処理部は、  
前記入力画像を輝度成分画像および色成分画像に分離する分離処理部と、  
前記輝度成分画像および前記色成分画像から強調すべき画素と強調すべきでない画素とを選択し、強調すべき画素と強調すべきでない画素について乗じられるゲインを調整するゲイン調整部と、を有する

画像処理装置。

(9) 上記(1)～(8)のいずれか1つに記載の画像処理装置であって、

前記入力画像は、医用画像である

画像処理装置。

(10) 上記(1)～(9)のいずれか1つに記載の画像処理装置であって

、  
前記入力画像は、白色下で照明された白色光画像、狭帯域光で照明された狭帯域画像および励起光で照明された蛍光画像のうち少なくとも1つを含む画像処理装置。

(11) 上記(10)に記載の画像処理装置であって、

前記強調処理部は、2種類以上の前記入力画像が入力された場合には、1種類の入力画像をもとに他種類の入力画像の強調処理を制御する

画像処理装置。

(12) 入力画像を読み込み、

前記入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、

前記入力画像において前記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、

前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記入力画像を出力する

画像処理方法。

(13) 体腔に挿入される挿入部の先端に対物レンズが設けられている内視鏡と、前記内視鏡から入力される、前記対物レンズによって集光された光学像を撮像し、画像信号として出力する撮像部と、を有する内視鏡装置と、

画像処理装置と

を具備し、

前記画像処理装置は、

前記画像信号を読み込む画像読み込み部と、

前記画像信号において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、前記画像信号において前記低域成分よりも高い空間周波数の領

域である高域成分を強調処理し、前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記画像信号を出力する強調処理部とを有する内視鏡システム。

### 符号の説明

- [0087] 1 0…内視鏡システム  
1 1…内視鏡装置  
1 2, 1 2 1, 1 2 2, 1 2 3, 1 2 3'…画像処理装置  
1 3…表示装置  
4 0…過強調抑制処理部  
5 0…強調処理部  
5 1…低域強調処理部  
5 2…高域強調処理部  
5 3…画像縮小部  
5 4…平滑化部  
5 5…画像拡大部  
5 6…ゲイン乗算部  
5 8…差分処理部  
5 9…合成処理部  
6 0…輝度色分離部  
6 1…輝度色識別部  
6 2…ゲイン調整部

## 請求の範囲

- [請求項1] 入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、前記入力画像において前記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記入力画像を出力する強調処理部を具備する画像処理装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の画像処理装置であって、前記強調処理部は、前記入力画像の前記低域成分について強調処理を行う低域強調処理部を有し、前記低域強調処理部は、前記入力画像を平滑化し、平滑化した後の前記入力画像と平滑化する前の前記入力画像との差分から差分画像を得る画像処理装置。
- [請求項3] 請求項2に記載の画像処理装置であって、前記低域強調処理部は、前記入力画像を平滑化する前に、前記入力画像の解像度を所定の縮小率で縮小処理する画像処理装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の画像処理装置であって、前記低域強調処理部は、前記入力画像を平滑化した後に、前記差分画像の解像度を、前記所定の縮小率に対応する拡大率で拡大する画像処理装置。
- [請求項5] 請求項4に記載の画像処理装置であって、前記低域強調処理部は、前記解像度を拡大した画像に所定の係数を掛けて前記入力画像と合成した低域強調画像を出力する画像処理装置。
- [請求項6] 請求項1に記載の画像処理装置であって、前記強調処理部は、前記低域成分が強調処理された画像である低域強調画像を前記入力画像に合成し、前記低域強調画像が合成された前

記入力画像の前記高域成分を強調処理する  
画像処理装置。

[請求項7]

請求項1に記載の画像処理装置であって、  
前記強調処理部は、前記低域成分が強調処理された画像である低域  
強調画像と、前記高域成分が強調処理された画像である高域強調画像  
とを前記入力画像に合成する  
画像処理装置。

[請求項8]

請求項1に記載の画像処理装置であって、  
前記低域強調処理部は、  
前記入力画像を輝度成分画像および色成分画像に分離する分離処理  
部と、  
前記輝度成分画像および前記色成分画像から強調すべき画素と強調  
すべきでない画素とを選択し、強調すべき画素と強調すべきでない画  
素について乗じられるゲインを調整するゲイン調整部と、を有する  
画像処理装置。

[請求項9]

請求項1に記載の画像処理装置であって、  
前記入力画像は、医用画像である  
画像処理装置。

[請求項10]

請求項1に記載の画像処理装置であって、  
前記入力画像は、白色下で照明された白色光画像、狭帯域光で照明  
された狭帯域画像および励起光で照明された蛍光画像のうち少なくと  
も1つを含む  
画像処理装置。

[請求項11]

請求項10に記載の画像処理装置であって、  
前記強調処理部は、2種類以上の入力画像が入力された場合には、  
1種類の入力画像をもとに他種類の入力画像の強調処理を制御する  
画像処理装置。

[請求項12]

入力画像を読み込み、

前記入力画像において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、

前記入力画像において前記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、

前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記入力画像を出力する

画像処理方法。

[請求項13]

体腔に挿入される挿入部の先端に対物レンズが設けられている内視鏡と、前記内視鏡から入力される、前記対物レンズによって集光された光学像を撮像し、画像信号として出力する撮像部と、を有する内視鏡装置と、

画像処理装置と

を具備し、

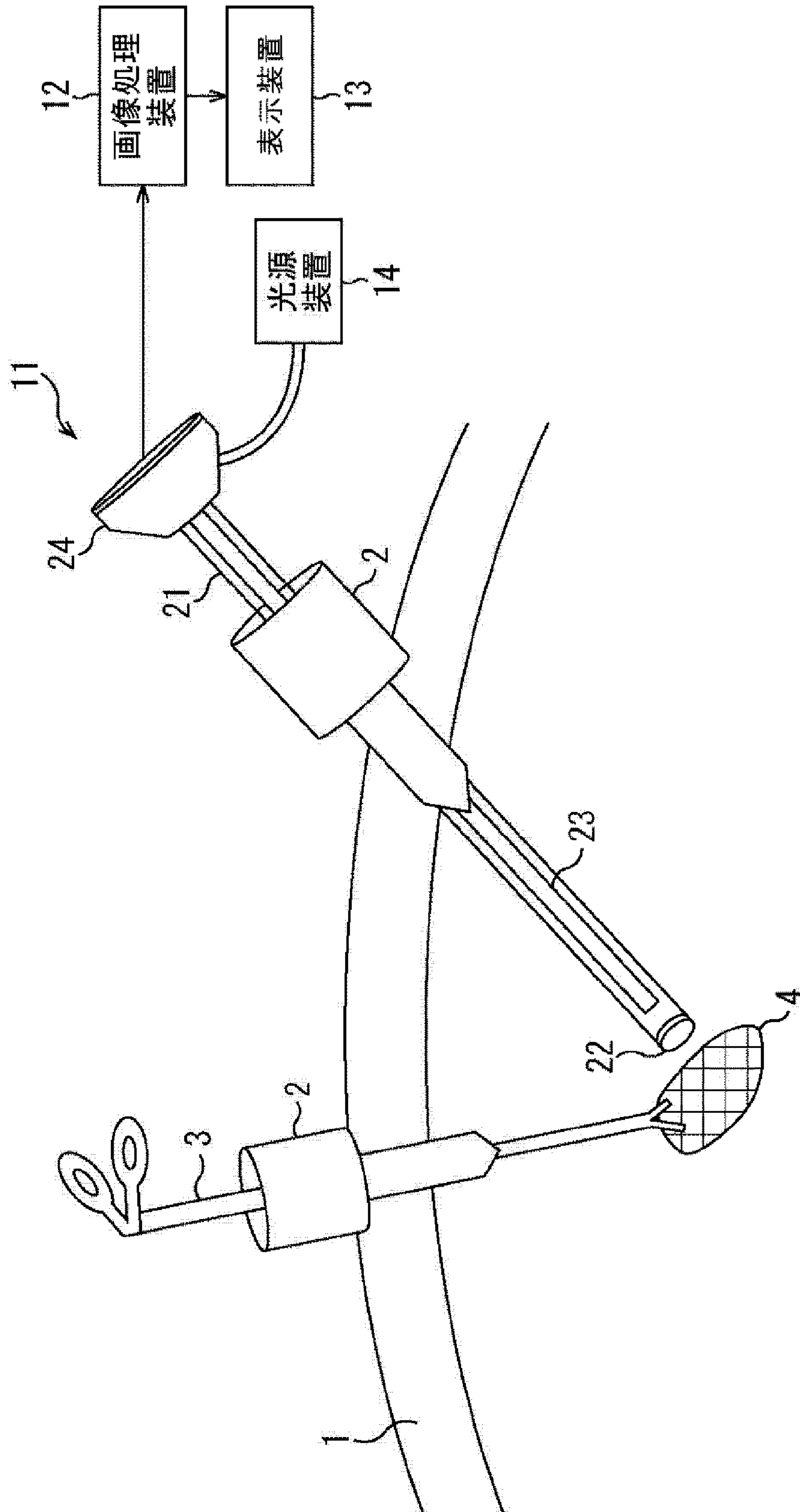
前記画像処理装置は、

前記画像信号を読み込む画像読み込み部と、

前記画像信号において所定の空間周波数より低い領域である低域成分を強調処理し、前記画像信号において前記低域成分よりも高い空間周波数の領域である高域成分を強調処理し、前記低域成分及び前記高域成分がそれぞれ強調処理された前記画像信号を出力する強調処理部と

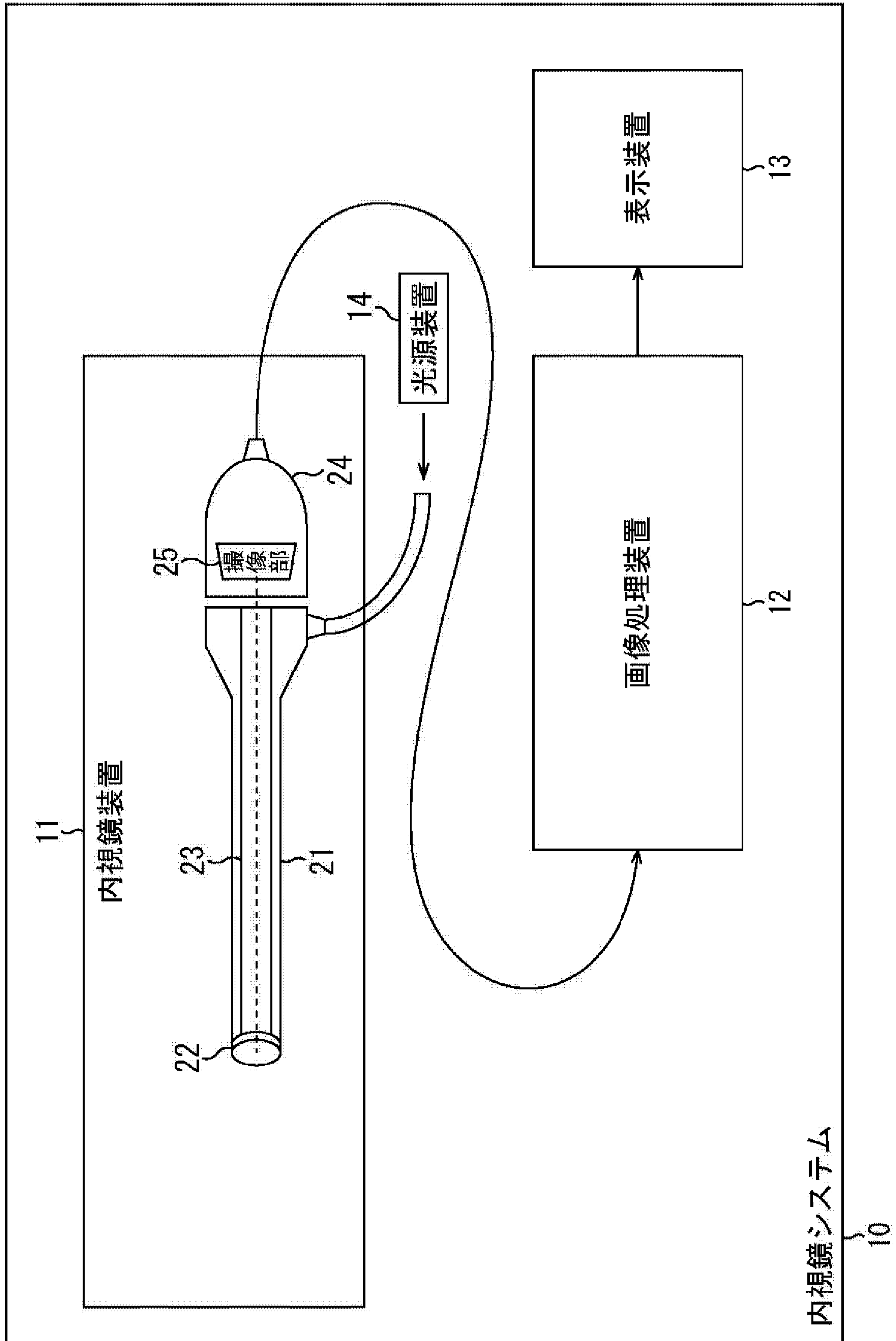
を有する内視鏡システム。

[图1]

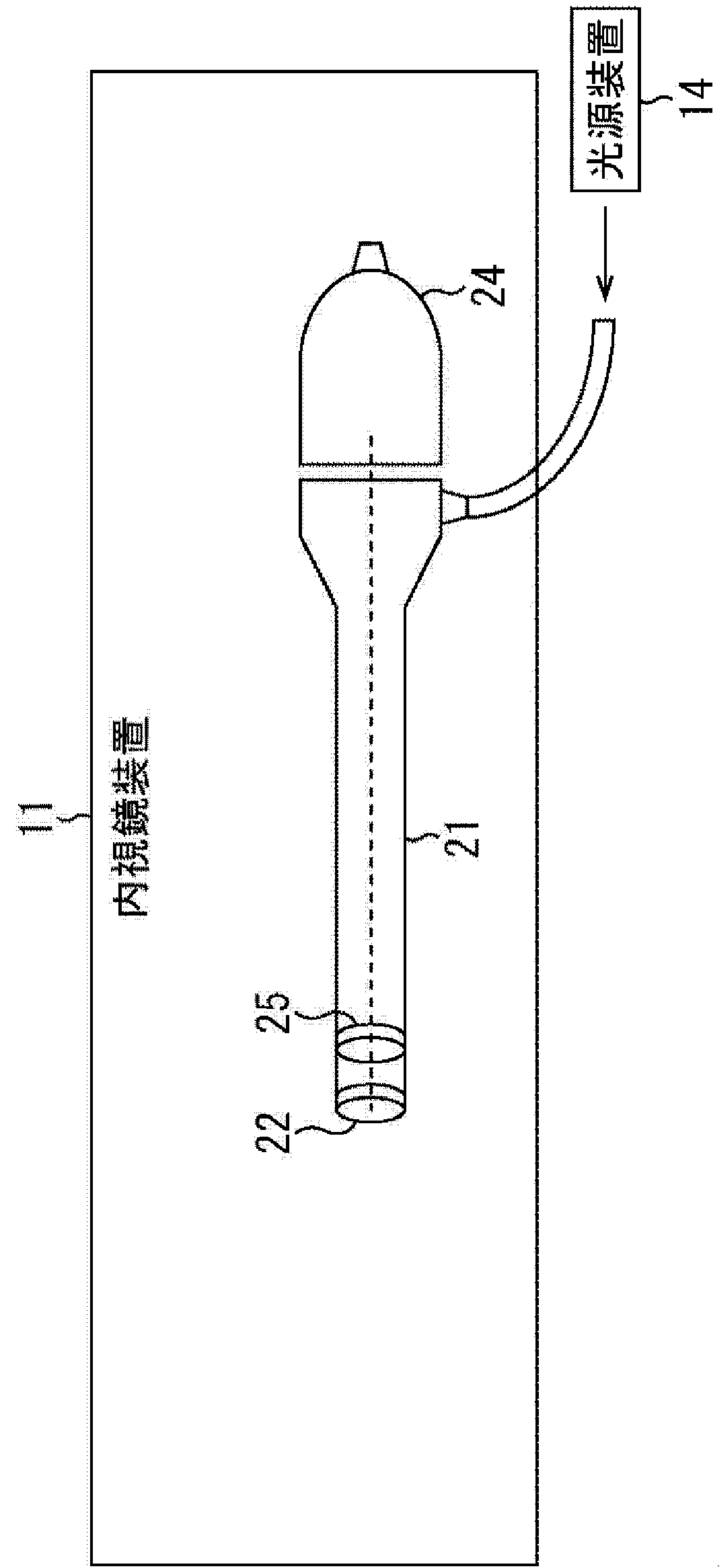




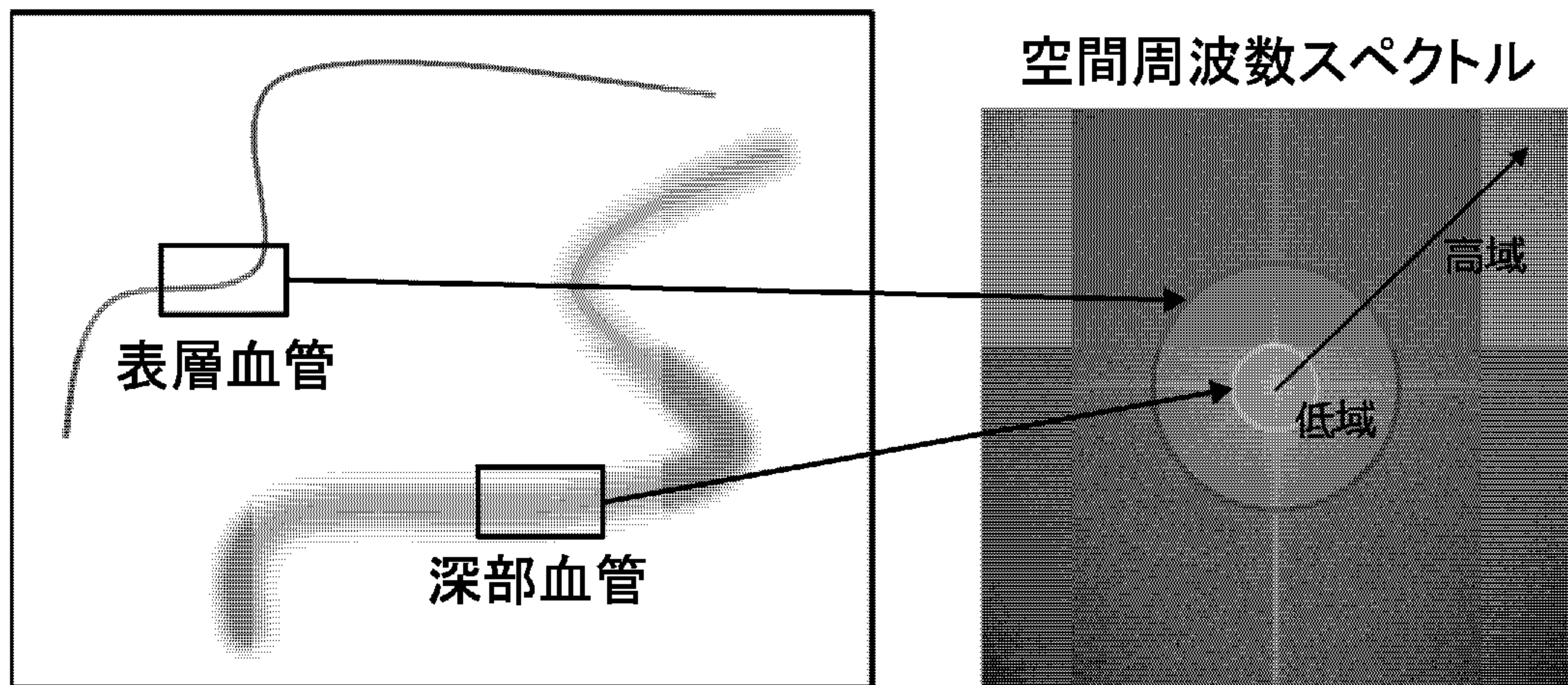
[図2]



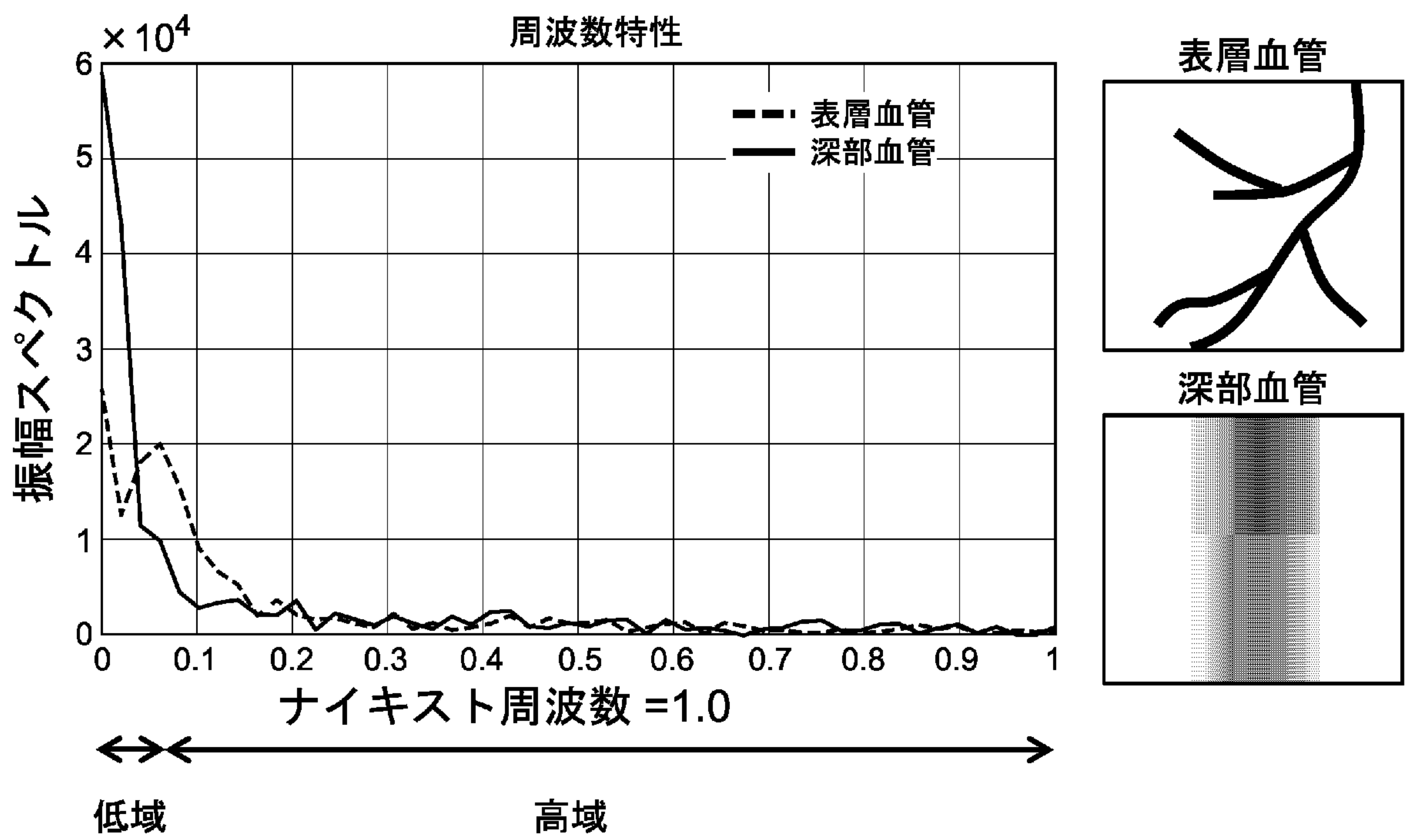
[図3]



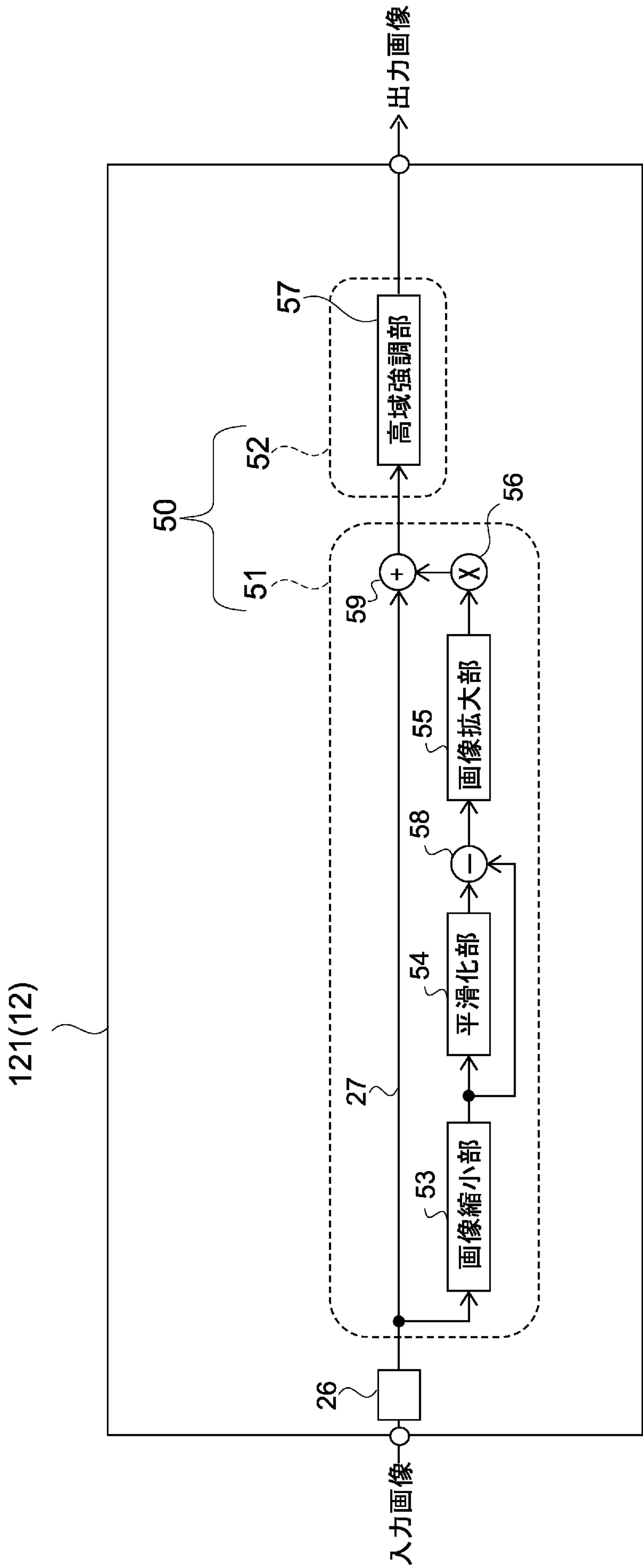
[図4]



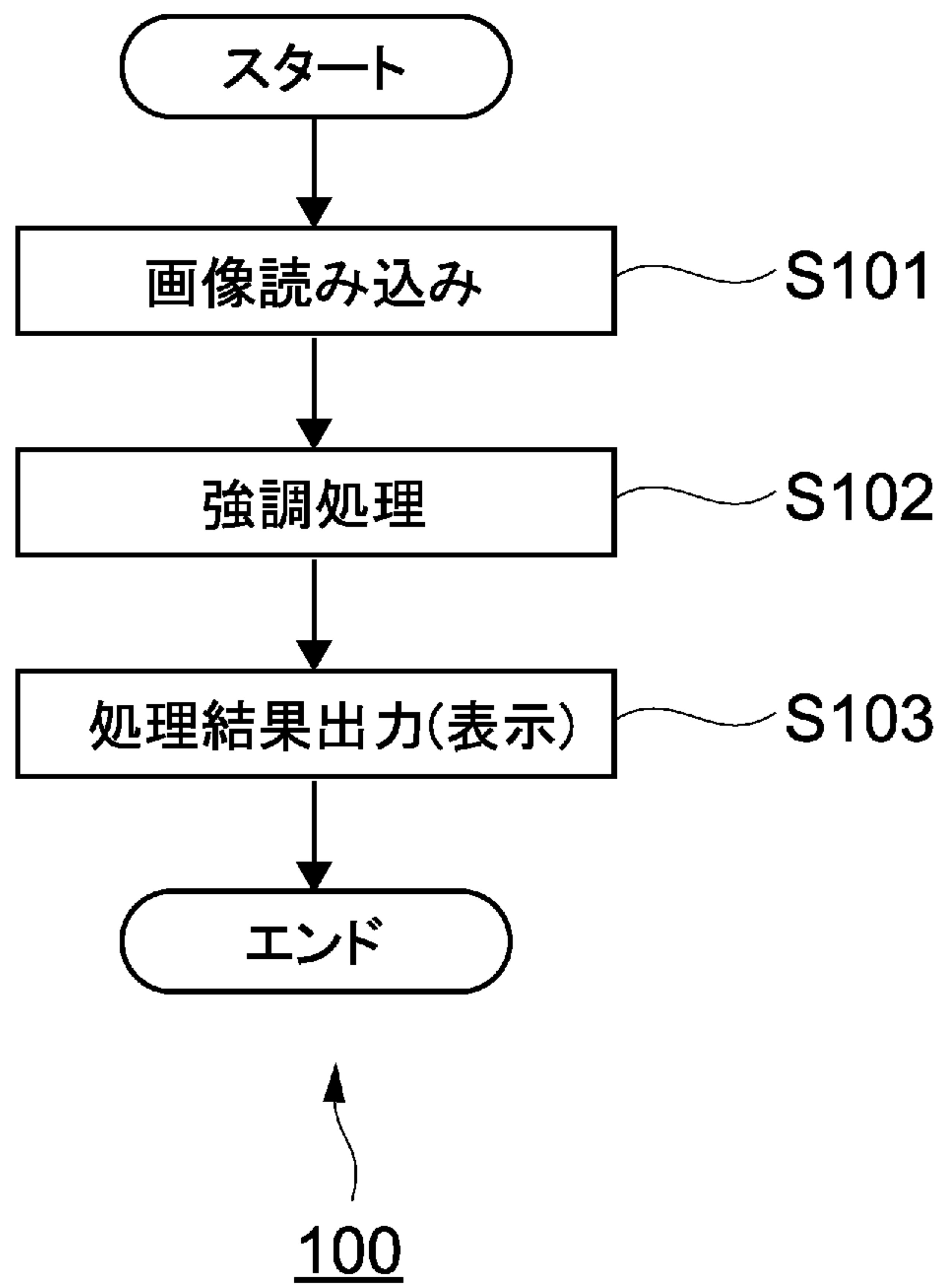
[図5]



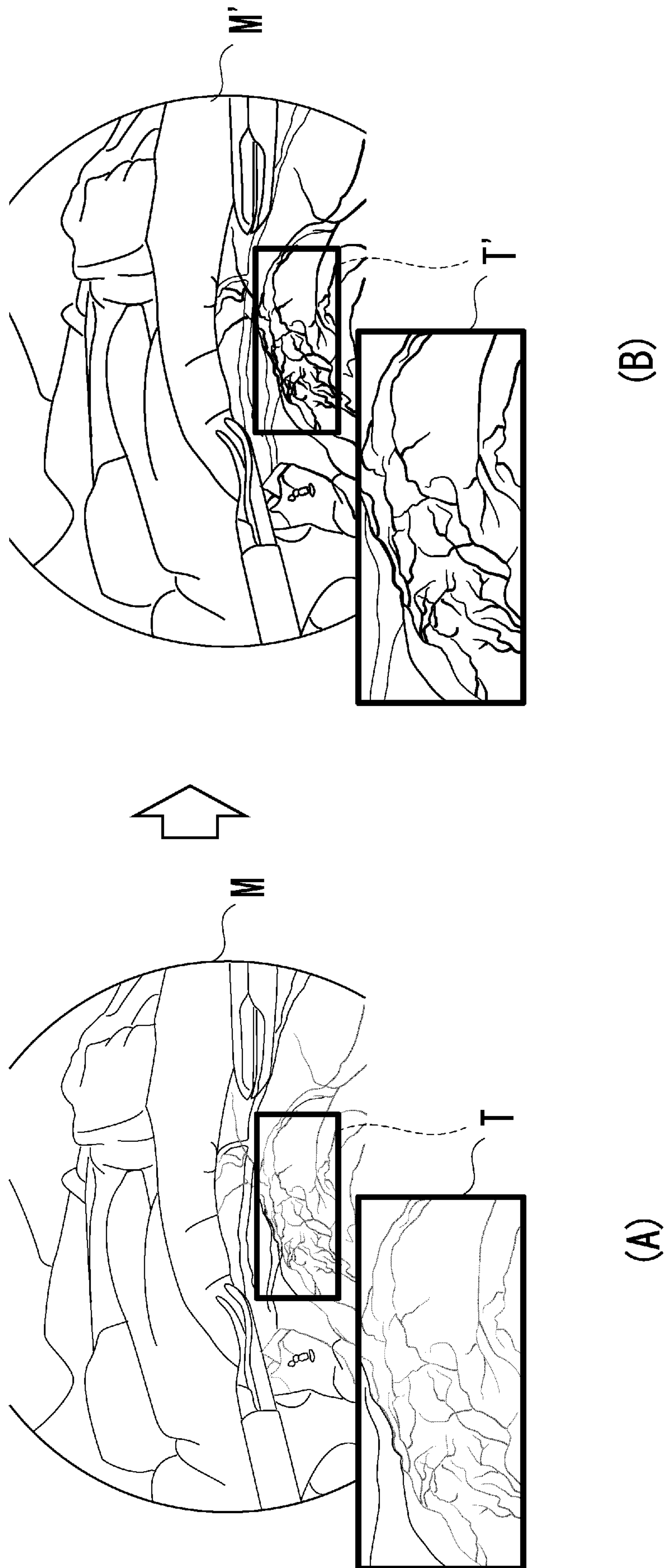
[図6]



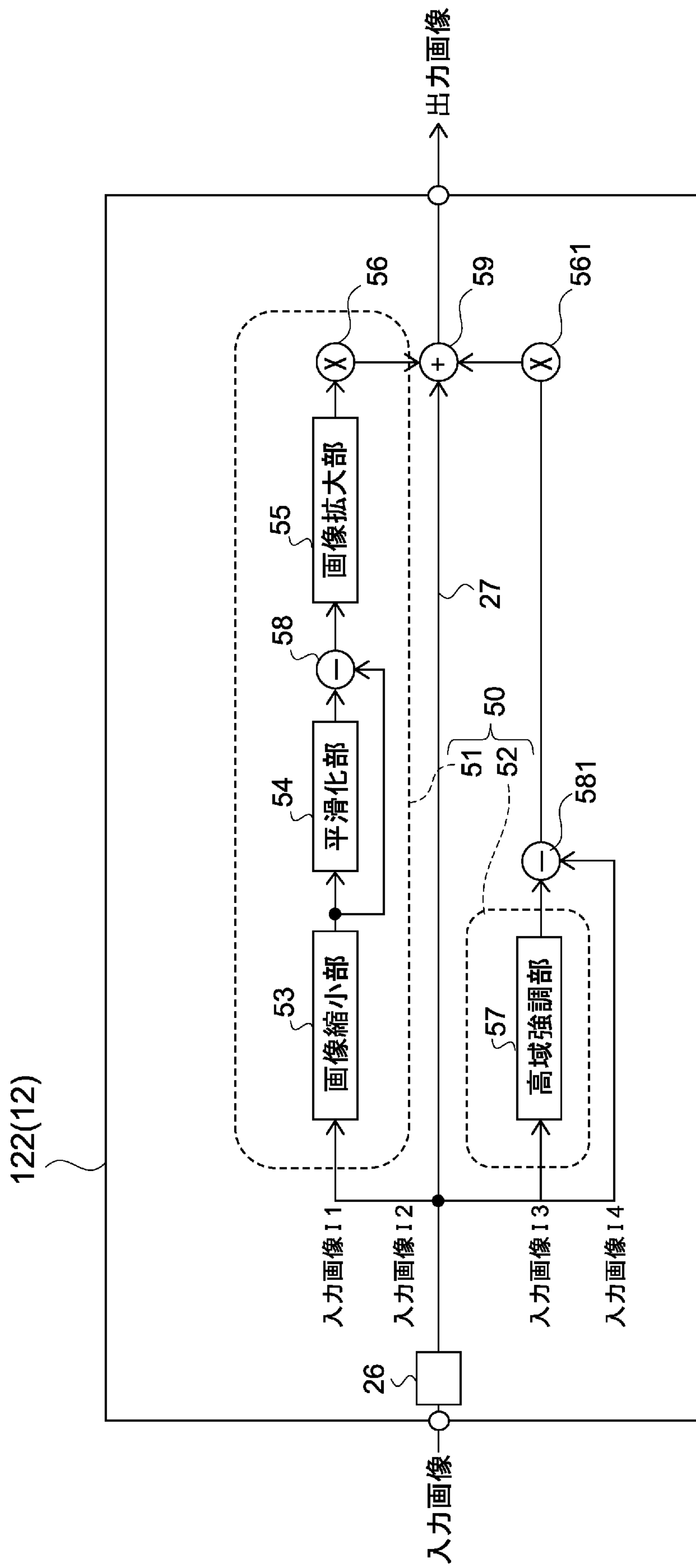
[図7]



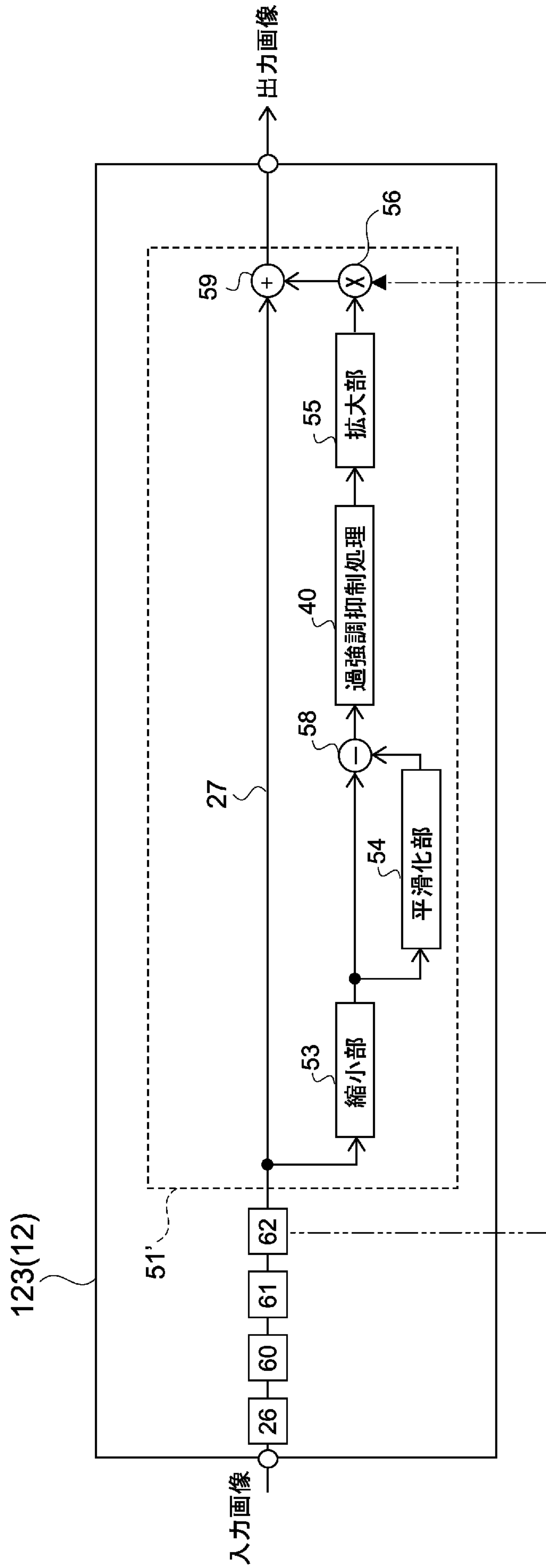
[図8]



[図9]

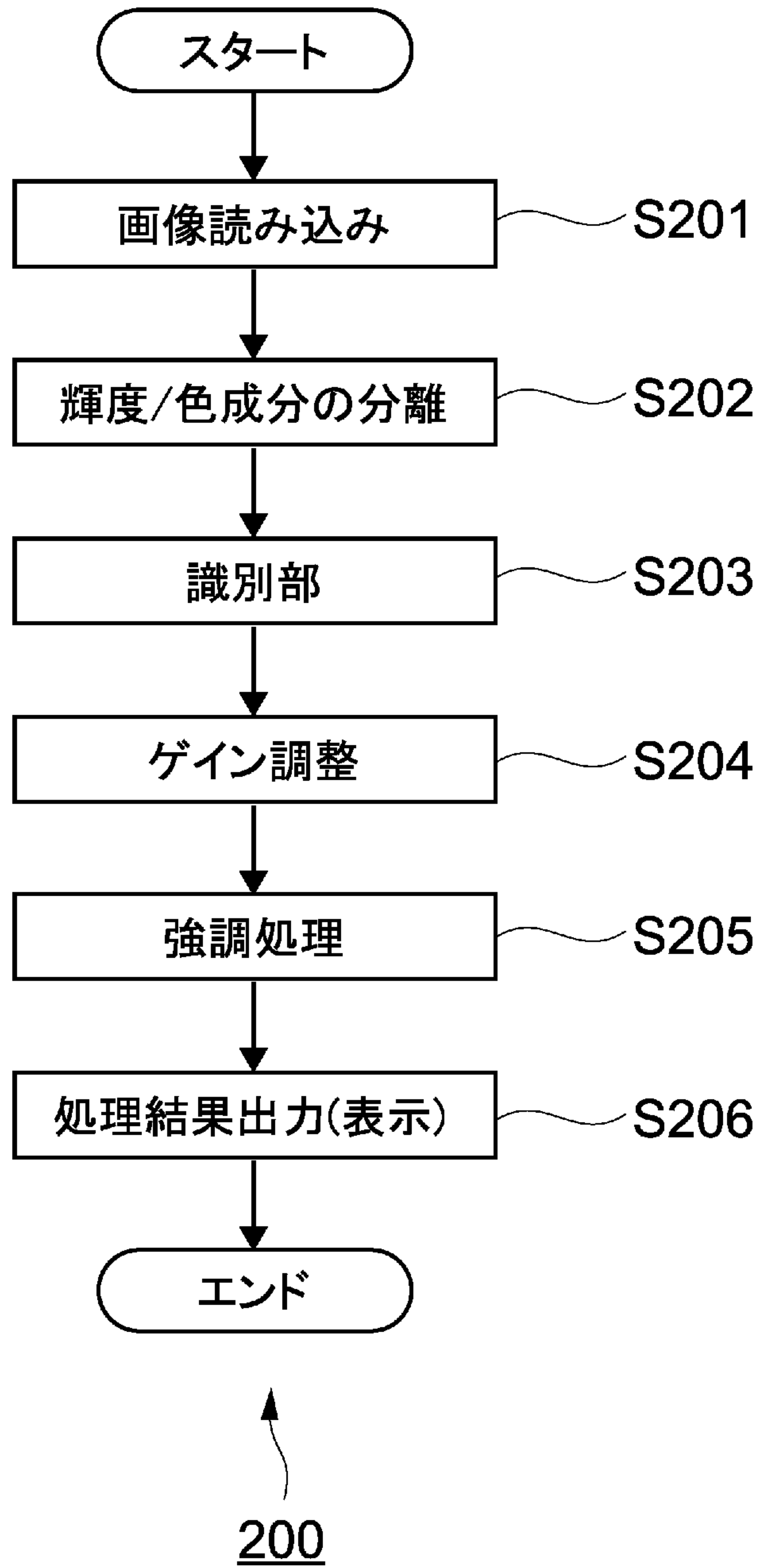


[図10]

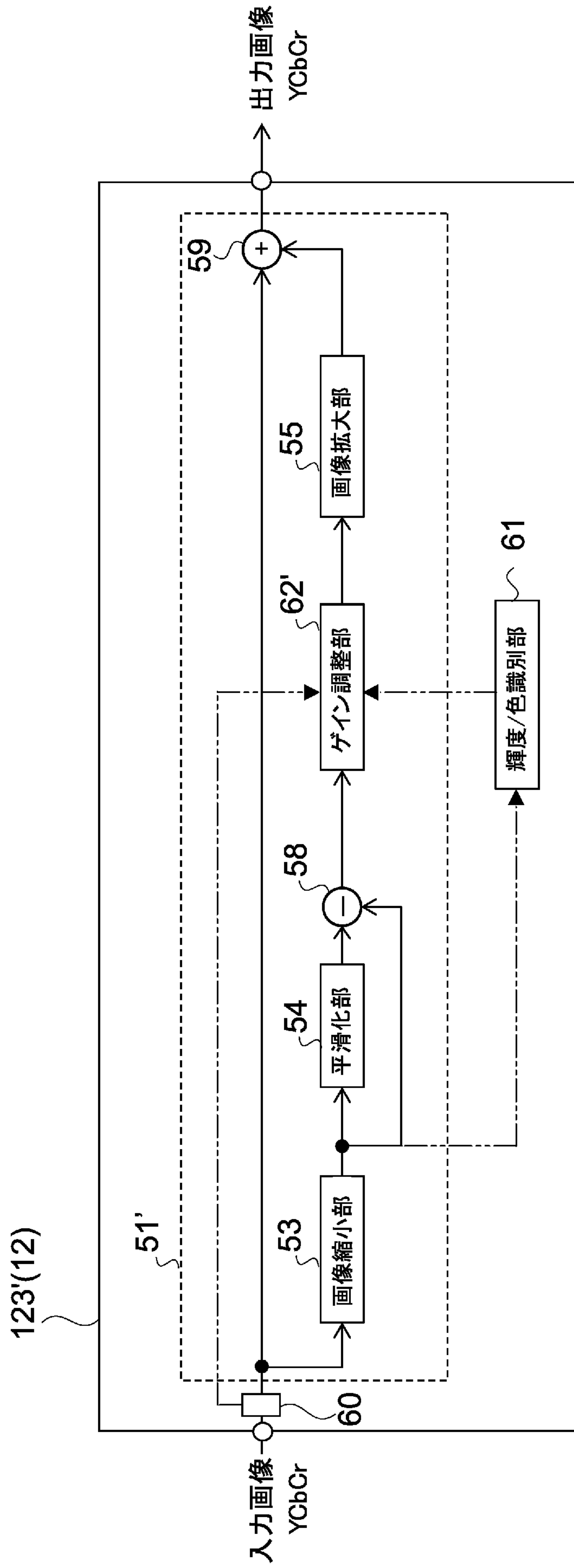




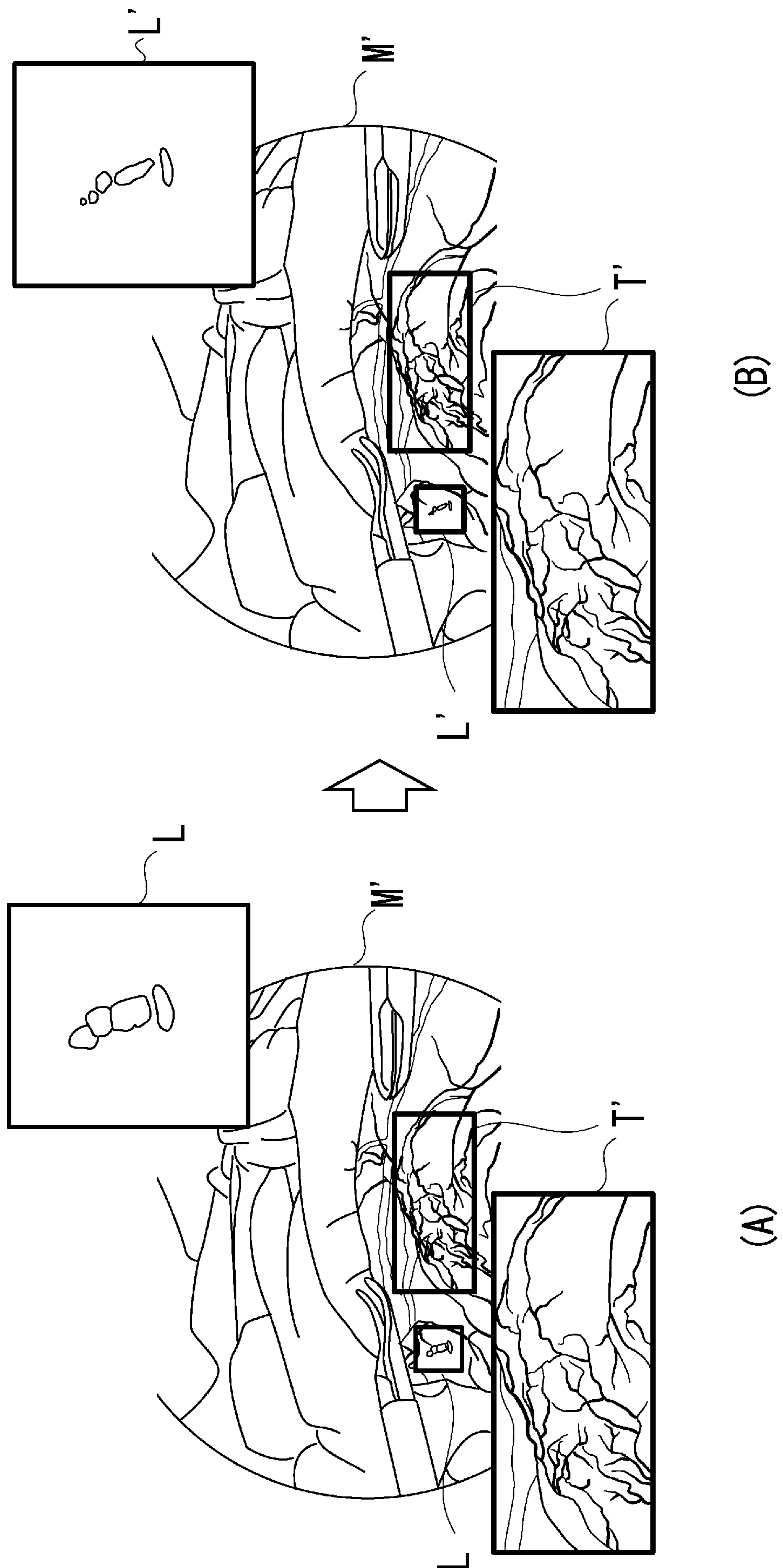
[図11]



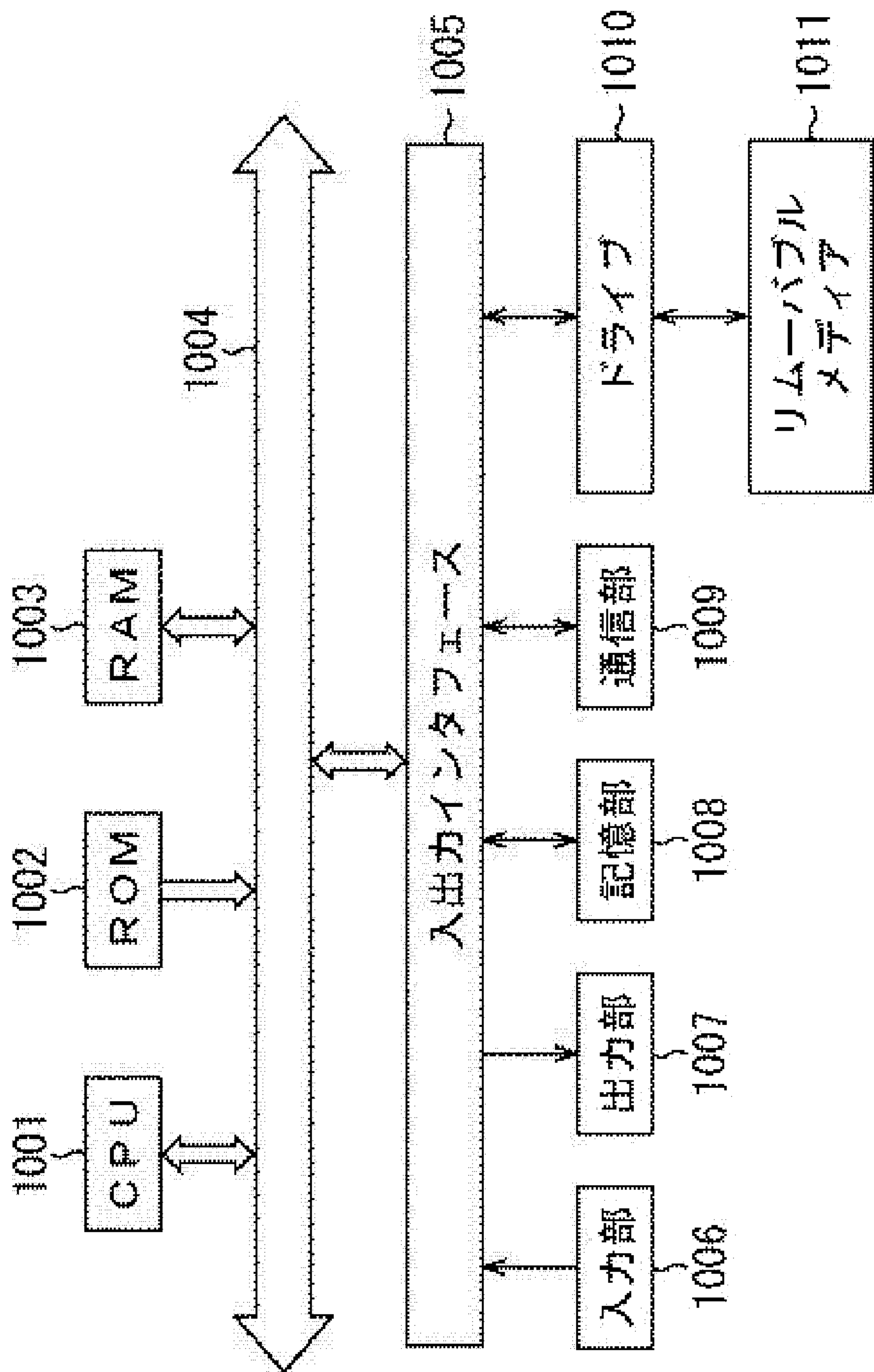
[図12]



[図13]



[図14]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2020/037727

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G06T5/00(2006.01)i  
 FI: A61B1/045610, G06T5/00710

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. A61B1/045, G06T5/00

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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 Y A	JP 2018-000644 A (HOYA CORPORATION) 11 January 2018 (2018-01-11), paragraphs [0016]-[0048], fig. 2	1-2, 7, 9-10, 12-13 3-5 6, 8, 11
X A	JP 01-237887 A (FUJI PHOTO FILM CO., LTD.) 22 September 1989 (1989-09-22), page 3, lower left column, line 15 to page 5, upper left column, line 16, fig. 3	1, 7, 9, 12 2-6, 8, 10-11, 13
X A	JP 2004-213415 A (RICOH CO., LTD.) 29 July 2004 (2004-07-29), paragraphs [0073]-[0095], fig. 11-19	1, 12 2-11, 13
Y	WO 2009/072208 A1 (FUJITSU LIMITED) 11 June 2009 (2009-06-11), paragraphs [0053]-[0066]	3-5
A	WO 2016/084608 A1 (SONY CORPORATION) 02 June 2016 (2016-06-02), entire text, all drawings	1-13

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  
30 October 2020

Date of mailing of the international search report  
17 November 2020

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/JP2020/037727

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 08-056316 A (SONY CORPORATION) 27 February 1996 (1996-02-27), entire text, all drawings	1-13

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.  
PCT/JP2020/037727

JP 2018-000644 A	11 January 2018	US 2019/0158707 A1 paragraphs [0019]-[0051], fig. 2 WO 2018/008009 A1 CN 109564678 A
JP 01-237887 A	22 September 1989	(Family: none)
JP 2004-213415 A	29 July 2004	(Family: none)
WO 2009/072208 A1	11 June 2009	US 2010/0208992 A1 paragraphs [0066]-[0080]
WO 2016/084608 A1	02 June 2016	US 2017/0251901 A1 entire text, all drawings CN 105916430 A JP 2017-839 A
JP 08-056316 A	27 February 1996	(Family: none)

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) A61B 1/045(2006.01)i; G06T 5/00(2006.01)i FI: A61B1/045 610; G06T5/00 710		
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)) A61B1/045; G06T5/00		
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 - 2020年 日本国実用新案登録公報 1996 - 2020年 日本国登録実用新案公報 1994 - 2020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
X	JP 2018-000644 A (HOYA株式会社) 11.01.2018 (2018 - 01 - 11) [0016]-[0048], 図2	1-2, 7, 9-10, 12-13
Y	[0016]-[0048], 図2	3-5
A	[0016]-[0048], 図2	6, 8, 11
X	JP 01-237887 A (富士写真フイルム株式会社) 22.09.1989 (1989 - 09 - 22) 第3頁左下欄第15行 - 第5頁左上欄第16行, 図3	1, 7, 9, 12
A	第3頁左下欄第15行 - 第5頁左上欄第16行, 図3	2-6, 8, 10-11, 13
X	JP 2004-213415 A (株式会社リコー) 29.07.2004 (2004 - 07 - 29) [0073]-[0095], 図11-19	1, 12
A	[0073]-[0095], 図11-19	2-11, 13
Y	WO 2009/072208 A1 (富士通株式会社) 11.06.2009 (2009 - 06 - 11) [0053]-[0066]	3-5
A	WO 2016/084608 A1 (ソニー株式会社) 02.06.2016 (2016 - 06 - 02) 全文, 全図	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" 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の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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日	
30.10.2020	17.11.2020	
名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員 (特許庁審査官)  相川 俊 2Q 1130  電話番号 03-3581-1101 内線 3292	



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
A	JP 08-056316 A (ソニー株式会社) 27.02.1996 (1996 - 02 - 27) 全文, 全図	1-13
-----		

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号  
 PCT/JP2020/037727

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2018-000644	A	11.01.2018	US	2019/0158707	A1	
					[0019]-[0051], 図2		
				WO	2018/008009	A1	
				CN	109564678	A	
JP	01-237887	A	22.09.1989	(ファミリーなし)			
JP	2004-213415	A	29.07.2004	(ファミリーなし)			
WO	2009/072208	A1	11.06.2009	US	2010/0208992	A1	
					[0066]-[0080]		
WO	2016/084608	A1	02.06.2016	US	2017/0251901	A1	
					全文, 全図		
				CN	105916430	A	
				JP	2017-839	A	
JP	08-056316	A	27.02.1996	(ファミリーなし)			