

(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
2017年8月17日(17.08.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/138209 A1

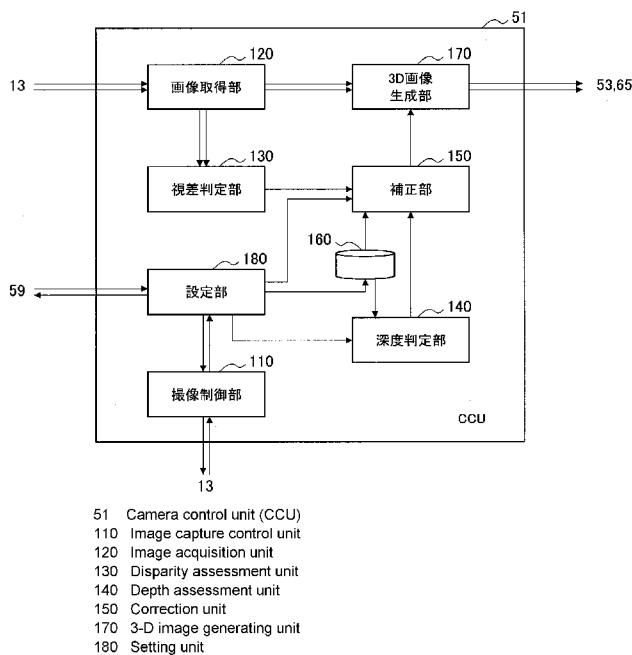
- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) H04N 7/18 (2006.01)
G03B 35/08 (2006.01) H04N 13/00 (2006.01)
H04N 5/225 (2006.01) H04N 13/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/083868
- (22) 国際出願日: 2016年11月15日(15.11.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-024865 2016年2月12日(12.02.2016) 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: 上森 丈士 (UEMORI, Takeshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 林 恒生 (HAYASHI, Tsuneo); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 高橋 健治 (TAKAHASHI, Kenji); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 杉江 雄生 (SUGIE, Yuki); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 亀谷 美明, 外 (KAMEYA, Yoshiaki et al.); 〒1600004 東京都新宿区四谷3-1-3 第一富澤ビル はづき国際特許事務所 四谷オフィス 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, 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, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, 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, 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).

[続葉有]

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

(54) 発明の名称: 医療用画像処理装置、システム、方法及びプログラム

[図8]



医療用画像処理装置を提供する。

(57) Abstract: [Problem] While alleviating the impact on the accuracy of an image which arises from a disparity correction which is intended for stereoscopic viewing, to allow achieving a desirable disparity which takes as a subject the working depth of a medical procedure. [Solution] Provided is a medical image processing device, comprising: a depth assessment unit which assesses the working depth of a medical procedure which is being imaged; a disparity assessment unit which, using a captured image which presents a field of view which is observed in the course of the procedure, assesses a disparity and generates disparity information; and a correction unit which corrects the disparity information, being dependent upon the working depth which is assessed by the depth assessment unit.

(57) 要約: 【課題】立体視のための視差の補正が画像の正確性に与える影響を抑制しながら、医療上の作業の作業深度を対象として、良好な視差を実現することを可能とする。【解決手段】撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し、視差情報を生成する視差判定部と、前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正する補正部と、を備える



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

医療用画像処理装置、システム、方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、医療用画像処理装置、システム、方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、実空間を映した画像を立体的に表示するために、ステレオカメラからの2つの撮像画像の間の視差を判定し、判定した視差を用いて立体視画像を生成する手法が利用されている。例えば、下記特許文献1は、撮像画像を用いて判定される視差を、主要被写体の立体感が強調されるように変換した上で立体的な表示を行う技術を開示している。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2011-250059号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、視差の補正に基づく立体視画像の立体感の修正は、画像内の被写体のシフトに起因する画素の欠損を引き起こす。仮に欠損した画素の画素値が近傍の画素から補間されるとしても、そのようにして表示される画像は実世界の状況を正確に反映していることにはならない。特に、手術又は診断といった医療のシーンでは、不正確な画像を表示することは可能な限り回避されることが望ましい。

課題を解決するための手段

[0005] 本開示によれば、撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判

定し、視差情報を生成する視差判定部と、前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正する補正部と、を備える医療用画像処理装置が提供される。

[0006] また、本開示によれば、上述した医療用画像処理装置と、前記視野を撮像して、前記撮像画像を生成する撮像装置と、を含む医療用画像処理システムが提供される。

[0007] また、本開示によれば、医療用画像処理装置において実行される画像処理方法であって、撮像される医療上の作業の作業深度を判定することと、前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し、視差情報を生成することと、判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正することと、を含む医療用画像処理方法が提供される。

[0008] また、本開示によれば、医療用画像処理装置を制御するプロセッサを、撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し、視差情報を生成する視差判定部と、前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正する補正部と、として機能させるためのプログラムが提供される。

発明の効果

[0009] 本開示に係る技術によれば、立体視のための視差の補正が画像の正確性を与える影響を抑制しながら、医療上の作業の作業深度を対象として、良好な視差を実現することが可能となる。

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果と共に、又は上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、又は本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]一実施形態に係る医療用画像処理システムの概略的な構成について説明するための説明図である。

[図2A]複眼式の立体視カメラにおける基線長、被写体の深度及び視差の間の

関係について説明するための説明図である。

[図2B]単眼式の立体視カメラにおける基線長、被写体の深度及び視差の間の関係について説明するための説明図である。

[図3]被写体の深度と視差との間の関係の一例を描いたグラフを示している。

[図4]視差の補正による立体感の強調について説明するための説明図である。

[図5]画一的な補正率での視差の補正について説明するための説明図である。

[図6]視差の補正に起因する画素の欠損について説明するための説明図である。

[図7]医療上の作業の作業深度の一例について説明するための説明図である。

[図8]第1の実施形態に係る画像処理装置の構成の一例を示すブロック図である。

[図9]作業深度に依存して立体感の強調のための補正率を抑制する一例について説明するための説明図である。

[図10]第1の実施形態に係る立体視画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図11A]図10に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第1の例を示すフローチャートである。

[図11B]図10に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第2の例を示すフローチャートである。

[図11C]図10に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第3の例を示すフローチャートである。

[図12A]図10に示したグラフ導出処理の詳細な流れの第1の例を示すフローチャートである。

[図12B]図10に示したグラフ導出処理の詳細な流れの第2の例を示すフローチャートである。

[図12C]図10に示したグラフ導出処理の詳細な流れの第3の例を示すフローチャートである。

[図13]第2の実施形態に係る画像処理装置の構成の一例を示すブロック図で

ある。

[図14]第2の実施形態に係る立体視画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図15A]第2の実施形態に係る作業深度判定処理の詳細な流れの第1の例を示すフローチャートである。

[図15B]第2の実施形態に係る作業深度判定処理の詳細な流れの第2の例を示すフローチャートである。

[図16]第3の実施形態に係る画像処理装置の構成の一例を示すブロック図である。

[図17]第3の実施形態に係る立体視画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図18]第3の実施形態に係る作業深度判定処理の詳細な流れの一例を示すフローチャートである。

[図19]作業深度に依存して立体感の軽減のための補正率を抑制する一例について説明するための説明図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0012] また、以下の順序で説明を行う。

1. 序論

1-1. システムの概要

1-2. 課題の説明

2. 第1の実施形態

2-1. 画像処理装置の構成例

2-2. 処理の流れ

3. 第2の実施形態

3-1. 画像処理装置の構成例

3-2. 処理の流れ

4. 第3の実施形態

4-1. 画像処理装置の構成例

4-2. 処理の流れ

5. 立体感の軽減

6. まとめ

[0013] <1. 序論>

[1-1. システムの概要]

本項では、本開示に係る技術が適用され得る例示的なシステムの概要を説明する。図1は、一実施形態に係る医療用画像処理システム1の概略的な構成の一例を示している。医療用画像処理システム1は、内視鏡下手術システムである。図1の例では、術者（医師）3が、医療用画像処理システム1を用いて、患者ベッド5上の患者7に内視鏡下手術を行っている。医療用画像処理システム1は、内視鏡10と、その他の手術器具（術具）30と、内視鏡10を支持する支持アーム装置40と、内視鏡下手術のための様々な装置が搭載されたカート50と、から構成される。

[0014] 内視鏡下手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカと呼ばれる筒状の開孔器具37a～37dが腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ37a～37dから、内視鏡10の鏡筒11、及びその他の術具30が、患者7の体腔内に挿入される。図1の例では、その他の術具30として、気腹チューブ31、エネルギー処置具33及び鉗子35が示されている。エネルギー処置具33は、高周波電流又は超音波振動での、組織の切開若しくは剥離又は血管の封止などの処置のために利用される。なお、図示した術具30は一例に過ぎず、他の種類の術具（例えば、撮子又はレトラクタなど）が利用されてもよい。

[0015] 内視鏡10によって撮像される患者7の体腔内の画像は、表示装置53により表示される。術者3は、表示画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー

一処置具 33 及び鉗子 35 を用いて、例えば患部を切除するなどの処置を行う。なお、図示を省略しているが、気腹チューブ 31、エネルギー処置具 33 及び鉗子 35 は、手術中に、術者 3 又は助手などのユーザによって支持される。

[0016] 支持アーム装置 40 は、ベース部 41 から延伸するアーム部 43 を備える。図 1 の例では、アーム部 43 は、関節部 45 a、45 b 及び 45 c、並びにリンク 47 a 及び 47 b から構成され、内視鏡 10 を支持している。アーム部 43 がアーム制御装置 57 からの制御に従って駆動される結果として、内視鏡 10 の位置及び姿勢が制御され、内視鏡 10 の安定的な位置の固定もまた実現され得る。

[0017] 内視鏡 10 は、鏡筒 11 と、鏡筒 11 の基端に接続されるカメラヘッド 13 と、から構成される。鏡筒 11 の先端からある長さまで一部分は、患者 7 の体腔内に挿入される。図 1 の例では、硬性の鏡筒 11 を有するいわゆる硬性鏡として内視鏡 10 が構成されているが、内視鏡 10 は、いわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

[0018] 鏡筒 11 の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡 10 には光源装置 55 が接続されており、光源装置 55 によって生成された光が、鏡筒 11 の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者 7 の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡 10 は、直視鏡であってもよく、又は斜視鏡若しくは側視鏡であってもよい。

[0019] カメラヘッド 13 は、光学系と、駆動系と、イメージセンサとを内蔵する撮像装置である。光学系は、典型的にはレンズユニットを含み、鏡筒 11 の先端から取り込まれる被写体からの観察光（照射光の反射光）を、イメージセンサへ向けて集光する。レンズユニット内のズームレンズ及びフォーカスレンズの位置は、倍率及び焦点距離といった撮像条件を可変的に制御するために、駆動系により駆動されて変化し得る。カメラヘッド 13 のイメージセンサは、光学系により集光される観察光を光電変換し、電気信号である画像

信号を生成する。イメージセンサは、3つの色成分の画像信号をそれぞれ生成する別個の撮像素子を有する3板式センサであってもよく、又は単板式若しくは2板式といった他のタイプのイメージセンサであってもよい。イメージセンサは、例えばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 又はCCD (Charge-Coupled Device) などのいかなるタイプの撮像素子を有していてもよい。イメージセンサにより生成される画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット (CCU: Camera Control Unit) 51へ送信される。一実施形態において、カメラヘッド13により生成される画像信号により表現される撮像画像は、立体視のための右眼画像及び左眼画像を含む。右眼画像及び左眼画像は、複眼カメラの右眼用イメージセンサ及び左眼用イメージセンサによりそれぞれ生成されてもよい。その代わりに、右眼画像及び左眼画像は、単眼カメラの単一のイメージセンサにより (例えばシャッタ切り替え方式で) 生成されてもよい。

[0020] CCU 51は、信号線及び通信インタフェースを介してカメラヘッド13と接続される。カメラヘッド13とCCU 51との間の信号線は、例えば光ケーブルなどの、双方向の通信を可能とする高速の伝送線である。CCU 51は、CPU (Central Processing Unit) などのプロセッサとRAM (Random Access Memory) などのメモリとを有し、内視鏡10及び表示装置53の動作を統括的に制御する。CCU 51は、画像信号を一時的に記憶するためのフレームメモリと、画像処理を実行する1つ以上のGPU (Graphics Processing Unit) とをさらに有してもよい。例えば、CCU 51は、カメラヘッド13から入力される撮像画像に基づいて立体視画像を生成し、生成した立体視画像を表示装置53に表示させる。一実施形態において、CCU 51は、立体視画像により表現される立体感を強調するように右眼画像及び左眼画像を処理して、右眼用表示画像及び左眼用表示画像を生成してもよい。他の実施形態において、CCU 51は、立体視画像により表現される立体感を軽減するように右眼画像及び左眼画像を処理して、右眼用表示画像及び左眼用表示画像を生成してもよい。そして、CCU 51は、右眼用表示画

像及び左眼用表示画像を表現する表示画像信号を表示装置 53 へ出力する。一連の表示画像は、動画（映像）を構成し得る。CCU 51 において実行される画像処理は、例えば現像及びノイズ低減などの一般的な処理を含んでもよい。また、CCU 51 は、カメラヘッド 13 へ制御信号を送信し、カメラヘッド 13 の駆動を制御する。当該制御信号には、例えば上述した撮像条件を指定する情報が含まれ得る。

[0021] 表示装置 53 は、CCU 51 からの制御に従い、入力される表示画像信号に基づいて立体視画像を表示する。表示装置 53 は、アクティブシャッター方式、パッシブ方式又はグラスレス方式などのいかなる方式で立体視画像を表示してもよい。

[0022] 光源装置 55 は、例えばLED、キセノンランプ、レーザ光源、又はこれらの組み合わせに相当する光源を含み、観察対象へ向けて照射されるべき照射光を、ライトガイドを通じて内視鏡 10 へ供給する。

[0023] アーム制御装置 57 は、例えばCPUなどのプロセッサを有し、所定のプログラムに従って動作することにより支持アーム装置 40 のアーム部 43 の駆動を制御する。

[0024] 入力装置 59 は、医療用画像処理システム 1 へのユーザ入力を受け付ける 1 つ以上の入力インタフェースを含む。ユーザは、入力装置 59 を介して、医療用画像処理システム 1 へ様々な情報を入力し又は様々な指示を入力することができる。例えば、ユーザは、入力装置 59 を介して、後述する設定情報又はその他のパラメータを入力してもよい。また、例えば、ユーザは、入力装置 59 を介して、アーム部 43 を駆動させる旨の指示、内視鏡 10 における撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離など）を変更する旨の指示、又はエネルギー処置具 33 を駆動させる旨の指示などを入力する。

[0025] 入力装置 59 は、いかなる種類のユーザ入力を扱ってもよい。例えば、入力装置 59 は、マウス、キーボード、スイッチ（例えば、フットスイッチ 69）又はレバーなどの機構を介して物理的なユーザ入力を検出してもよい。入力装置 59 は、タッチパネルを介してタッチ入力を検出してもよい。入力

装置 59 は、メガネ型デバイス又は HMD (Head Mounted Display) といったウェアラブルデバイスの形態で実現され、ユーザの視線又はジェスチャを検出してもよい。また、入力装置 59 は、ユーザの声を収音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声コマンドを検出してもよい。

[0026] 処置具制御装置 61 は、組織の焼灼若しくは切開又は血管の封止などの処置のために、エネルギー処置具 33 の駆動を制御する。気腹装置 63 は、内視鏡 10 により観察される視野を確保し及び術者の作業空間を確保する目的で、患者 7 の体腔を膨らませるために、気腹チューブ 31 を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ 65 は、医療上の作業に関する様々な情報（例えば、設定情報、画像情報及びバイタルセンサ（図示せず）からの測定情報のうちの 1 つ以上）を記録媒体へ記録する。プリンタ 67 は、医療上の作業に関する様々な情報を、テキスト、画像又はグラフなどの何らかの形式で印刷する。

[0027] [1-2. 課題の説明]

こうした医療用画像処理システムでは、右眼画像と左眼画像との間の基線長は、患者の体腔内に挿入されるカメラヘッドの径の制約に起因して、非医療用途のステレオカメラの基線長よりも短い。そして、被写体の深度が同じであれば基線長が短いほど視差は小さくなり、結果的に右眼画像と左眼画像とに基づいて表示される立体視画像は十分な立体感をユーザに与えられない可能性がある。

[0028] 図 2A は、複眼式の立体視カメラにおける基線長、被写体の深度及び視差の間の関係について説明するための説明図である。図 2A を参照すると、右眼用イメージセンサ 101a 及び左眼用イメージセンサ 101b がそれぞれ逆三角形で示されている。逆三角形の上辺はイメージセンサの撮像面に相当し、下の頂点は焦点に相当する。図中で、 F は焦点距離を表し、 L_{base} はイメージセンサ間の基線長（例えば、2 つの光学中心 103 の間の距離）を表す。図 2A の例では、被写体 B0 は、右眼用イメージセンサ 101a 及び左

眼用イメージセンサ 101b の間の基線から距離 Z の位置にある。本明細書では、この距離 Z を深度という。被写体 B0 は、右眼用イメージセンサ 101a においては撮像面上の水平位置 u_R に映っている。また、被写体 B0 は、左眼用イメージセンサ 101b においては撮像面上の水平位置 u_L に映っている。説明の簡明さのためにピンホールカメラモデルを前提とすると、右眼用イメージセンサ 101a を基準とする視差 d は、次式で与えられる：

[0029] [数1]

$$d = u_L - u_R \quad (1)$$

[0030] さらに、深度 Z が可変的な値であるとする、深度 Z の関数としての視差 $d(Z)$ は、基線長 L_{base} 及び焦点距離 F を用いて、次式のように表現され得る：

[0031] [数2]

$$d(Z) = L_{base} \cdot \frac{F}{Z} \quad (2)$$

[0032] 例えば、右眼画像及び左眼画像に基づきステレオマッチング法によって視差 $d(Z)$ を導出し、導出した視差 $d(Z)$ と既知の基線長 L_{base} 及び焦点距離 F とを用いて、被写体の深度 Z を算出することができる。

[0033] 図 2B は、単眼式の立体視カメラにおける基線長、被写体の深度及び視差の間の関係について説明するための説明図である。図 2B を参照すると、単一のイメージセンサ 102 が逆三角形で示されている。また、イメージセンサ 102 の前方には、一組のレンズ 104 に加えて、レンズの右半分及び左半分を選択的に遮蔽可能なシャッタ 105 が配置されている。右眼撮像時には、シャッタ 105 がレンズの左半分を遮蔽し、レンズの右半分を通じて集光される観察光がイメージセンサ 102 により撮像される。左眼撮像時には、シャッタ 105 がレンズの右半分を遮蔽し、レンズの左半分を通じて集光される観察光がイメージセンサ 102 により撮像される。このようなシャッタの切り替えを時間的に反復しながら撮像を実行することにより、右眼画像

及び左眼画像のシーケンスがイメージセンサ 102 において生成される。右眼画像と左眼画像との間の基線長 L_{base} は、例えばシャッタ 105 の位置における瞳（光学系の絞りの像に相当）の右半分の重心と左半分の重心との間の距離として定義され得る。単眼式の立体視カメラにおいても、視差 $d(Z)$ は、基線長 L_{base} 及び焦点距離 F を用いて、被写体の深度 Z の関数として上記式（2）により表現され得る。

[0034] ここで、ある非ゼロの基準深度 Z_{ref} における視差（基準視差）を d_{ref} とし、式（2）の左辺を基準視差 d_{ref} とその残差 $d(Z)$ との和に置き換える。すると、基準視差 d_{ref} の項を移動することにより次式が導かれる：

[0035] [数3]

$$d(Z) = L_{base} \cdot \frac{F}{Z} - d_{ref} \quad (3)$$

[0036] 以下の説明では、式（3）における残差 $d(Z)$ をも単に「視差」という。図3は、基準深度 $Z_{ref} = 40\text{ mm}$ のケースでの、被写体の深度 Z と視差 $d(Z)$ との関係の一例を描いたグラフ G1 を示している。グラフ G1 によれば、深度 Z が基準深度 Z_{ref} に等しい場合に、視差 $d(Z)$ もまたゼロに等しい。深度 Z がゼロに近づくに従って視差 d は無限へと増加し、一方で深度 Z が基準深度 Z_{ref} を超えて増加すると視差 d は $-d_{ref}$ に向けて漸近する。

[0037] 上述したように、医療用画像処理システムでは、右眼画像と左眼画像との間の基線長がカメラヘッドの径により制約を受けるために、表示される立体視画像において十分な立体感をユーザに与えられない可能性がある。そこで、立体感を強調する目的で、撮像された右眼画像及び左眼画像に現れている視差を人工的に拡大した上で、立体視画像を生成する手法が考えられる。

[0038] 図4は、視差の補正による立体感の強調について説明するための説明図である。図4を参照すると、図2Aに示した右眼用イメージセンサ 101a、左眼用イメージセンサ 101b 及び被写体 B0 が再び示されている。右眼用イメージセンサ 101a 及び左眼用イメージセンサ 101b の実際の基線長

(以下、実基線長という)は L_{base} に等しい。ここで、右眼用イメージセンサ101aの撮像面上の被写体B0の水平位置 u_R を左方へ値 Δu だけシフトし($u_R \rightarrow u_R - \Delta u$)、かつ左眼用イメージセンサ101bの撮像面上の被写体B0の水平位置 u_L を右方へ値 Δu だけシフトする($u_L \rightarrow u_L + \Delta u$)ことにより、より大きな基線長 L_{ext} で撮像された立体視画像と同様の立体感を疑似的に実現することができる。こうしたシフトは、式(3)における視差 $d(Z)$ を上方へ又は下方へ変化させることを意味する。なお、図4の例に限定されず、被写体のシフトは、右眼画像又は左眼画像の一方のみにおいて行われてもよい。この場合、シフト量は、双方の画像において被写体をシフトするケースの2倍に相当し得る。

[0039] 一例として、基線長 L_{base} を疑似的に拡大するための割合を k とする。ここで、腹部の手術のための内視鏡の基線長を、例えば0.7mmとする。補正率 $k=3$ の場合、視差のシフトによって基線長を疑似的に2.1mmへと拡大し、それに応じて立体視画像の立体感を強調することができる。図5は、画一的な補正率での視差の補正について説明するための説明図である。図5に示したグラフG2は、図3に示したグラフG1のプロット条件における基線長を3倍の値へと拡大することにより生成される。グラフG2においても、深度 Z が基準深度 Z_{ref} (=40mm)に等しい場合には、視差 $d(Z)$ はゼロに等しい。但し、グラフG2では、深度 Z がゼロに近づくに従って、視差 d はグラフG1よりも速いペースで増加する。また、深度 Z が基準深度 Z_{ref} を超えて増加すると、視差 d はグラフG1よりも低い値へと漸近する。

[0040] 図5から理解されることとして、基線長=0.7mmのカメラで撮像された右眼画像及び左眼画像の立体感を、疑似的に基線長=2.1mmのカメラで撮像されたかのように強調する(即ち、補正率 $k=3$)ために要するシフト量は、例えば、図中に矢印で示したように、深度 $Z=20$ mmにおいて $d_{shift}(20)$ =約95画素、深度 $Z=70$ mmにおいてシフト量 $d_{shift}(70)$ =約マイナス40画素である。これらシフト量は、基準深度の近傍において要するシフト量よりも格段に大きい。即ち、グラフG1からグラフG

2への画一的な補正率を用いた立体感の強調は、特に基準深度から遠い深度レンジにおいて、所要シフト量を過剰に大きくする。

[0041] 立体感の強調（又は軽減）を目的とした視差の補正のための被写体のシフトは、画素の欠損を引き起こす。図6は、視差の補正に起因する画素の欠損について説明するための説明図である。図6の左には、イメージセンサにより生成される一例としての（補正前の）右眼画像 $I_{M_{R1}}$ が示されている。右眼画像 $I_{M_{R1}}$ には、第1の被写体 B_1 、第2の被写体 B_2 及び第3の被写体 B_3 が映っている。これら3つの被写体について（例えば図示しない左眼画像とのマッチングの結果として）判定された深度は、互いに異なるものとする。一例として、第1の被写体 B_1 は基準深度よりも手前に存在し（即ち、基準深度よりも小さい深度を有し）、立体感の強調のために左方へ Δu_1 だけシフトされる。第2の被写体 B_2 は基準深度よりも奥に存在し、立体感の強調のために右方へ Δu_2 だけシフトされる。このような視差の補正の結果として、図6の右に示した右眼用表示画像 $I_{M_{R2}}$ が生成される。右眼用表示画像 $I_{M_{R2}}$ において、第1の被写体 B_1 及び第2の被写体 B_2 の間にはシフトに起因して画素情報が欠損した欠損領域が生じている。こうした欠損領域の画素情報は、例えば隣接画素から補間されることもできるが、補間される画素情報は現実の視野の状況を正確には反映しないアーティファクトとなり得る。例えば、図6において斜線のハッチングで示した第1の被写体 B_1 と第2の被写体 B_2 との間の間隙には、他の被写体が存在した可能性もあるが、補間によってそうした撮像画像に映らなかった被写体の画像を復元することは不可能である。この間隙の画像情報を人工的に補間したとしても、そうした画像情報は不正確な情報に過ぎない。手術又は診断といった医療のシーンでは、このような不正確な画像を表示することは、可能な限り回避されることが望ましい。

[0042] そこで、本開示に係る技術の後述する実施形態では、特に表示深度の階調が重視される作業深度レンジにおいて所望の補正率で視差を補正する一方、作業深度レンジの外側においては補正率を抑制する仕組みが提供される。本

明細書において、作業深度とは、医療上の作業においてユーザ（例えば、術者）が主に注視する深度をいう。図7は、医療上の作業の作業深度の一例について説明するための説明図である。図7を参照すると、内視鏡下手術のシーンにおいて、患者7の体腔に内視鏡10の鏡筒、気腹チューブ31、エネルギー処置具33及び鉗子35が挿入されている。体腔内には作業空間が確保され、例えば鉗子35が患部39に接触しようとしており、内視鏡10はそうした作業の視野を撮像している。作業深度 Z_{work} は、例えば内視鏡10から鉗子35の先端までの距離に相当し得る。実際には、作業深度 Z_{work} は様々な手法で決定されてよく、それら手法のいくつかの例を後に具体的に説明する。作業深度レンジは、こうした作業深度 Z_{work} との深度差の相対的に小さい深度レンジであってよい。本開示に係る技術に従い、作業深度レンジ内では立体感を十分に強調し、一方で作業深度レンジの外部においては視差の補正を抑制することにより、画像情報の欠損を効果的に低減しながら所望の立体感をユーザへ与えることができる。

[0043] <2. 第1の実施形態>

図1に例示した医療用画像処理システム1の構成要素の中で、特に、画像処理装置の役割を有するCCU51が、視差の補正を通じた立体感の強調に主に関与する。そこで、本節では、一実施形態に係るCCU51の具体的な構成について詳細に説明する。

[0044] [2-1. 画像処理装置の構成例]

図8は、第1の実施形態に係る画像処理装置としてのCCU51の構成の一例を示すブロック図である。図8を参照すると、CCU51は、撮像制御部110、画像取得部120、視差判定部130、深度判定部140、補正部150、記憶部160、3D画像生成部170及び設定部180を備える。

[0045] (1) 撮像制御部

撮像制御部110は、ユーザが望む通りの画像が撮像されるように、入力装置59により検出されるユーザ入力と設定情報とに基づいて、内視鏡10

の動作を制御する。例えば、撮像制御部 110 は、撮像が開始されると、位相差方式又はコントラスト方式などの任意のオートフォーカス方式で最適な焦点距離を決定し、決定した焦点距離を指定する制御信号をカメラヘッド 13 へ送信し得る。また、撮像制御部 110 は、ユーザにより指示された倍率を指定する制御信号をカメラヘッド 13 へ送信し得る。

[0046] (2) 画像取得部

画像取得部 120 は、カメラヘッド 13 により具備される立体視用のイメージセンサにおいて生成される撮像画像を取得する。撮像画像は、医療上の作業において観察される作業視野を映した画像である。撮像画像は、典型的には、右眼画像と左眼画像とから構成される。右眼画像及び左眼画像は、図 2A 及び図 2B を用いて説明したようなイメージセンサにおいて生成され得る。画像取得部 120 は、取得したこれら撮像画像を視差判定部 130 及び 3D 画像生成部 170 へ出力する。

[0047] (3) 視差判定部

視差判定部 130 は、画像取得部 120 から入力される撮像画像を用いて視差を判定し、視差情報を生成する。視差判定部 130 は、例えば、ステレオマッチング法に従い、右眼画像の画素位置ごと（又は画素ブロックごと）に、左眼画像における対応点を探索し、発見された対応点との水平位置の差を視差として算出し得る。視差判定部 130 により生成される視差情報は、例えば決定された視差を画素位置（又は画素ブロック位置）ごとに示す配列（例えば、視差マップ）であってよい。視差判定部 130 は、このように生成され得る視差情報を補正部 150 へ出力する。

[0048] (4) 深度判定部

深度判定部 140 は、撮像される医療上の作業の作業深度を判定し、判定した作業深度を補正部 150 へ出力する。一例として、深度判定部 140 は、医療用画像処理システム 1 において行われる作業の種類に基づいて、作業深度を判定してもよい。手術を例にとると、作業の種類は、例えば、腹腔鏡下手術又は胸腔鏡下手術といったように手術部位によって区別されてもよい。

。非限定的な例として、腹部の手術では、15～100mmの典型的なレンジのうち、特に50mmの深度で作業が行われることが多い。一方、耳鼻科の手術では、典型的なレンジは2～50mmであり、主たる作業深度もそれに応じて小さくなる。また、作業の種類は、例えば、心臓バイパス術、胃部分切除術、胆のう摘出術又は虫垂切除術といったように術式によって区別されてもよい。作業の種類は、例えば、作業の開始前にユーザ入力に基づいて設定部180により設定され得る。深度判定部140は、設定された作業の種類と対応する作業深度とを関連付ける設定情報に基づいて、視差の補正の際に考慮すべき作業深度を判定し得る。深度判定部140は、作業の種類に対応する作業深度（設定情報により示され得る既定の作業深度）を、ユーザ入力に基づいて調整してもよい。

[0049] 他の例として、深度判定部140は、作業において使用される器具の種類に基づいて、作業深度を判定してもよい。非限定的な例として、直径10mmのスコープが用いられる場合の典型的な作業深度は50mmであり、一方で耳鼻科の手術のように直径4mmのスコープが用いられる場合の典型的な作業深度はより小さい。器具の種類とは、こうしたスコープ（内視鏡又はその鏡筒）の種類であってもよい。その代わりに、器具の種類とは、他の様々な器具の種類を意味してもよい。例えば、鉗子、針及び糸を用いた結紮作業と、電気メスなどのエネルギー処置具を用いたポリープの切除とでは、想定される作業深度が相違し得る。使用される器具の種類は、例えば、ユーザ入力に基づいて設定部180により設定されてもよく、又は自動的に判別されてもよい。深度判定部140は、使用される器具の種類と対応する作業深度とを関連付ける設定情報に基づいて、視差の補正の際に考慮すべき作業深度を判定し得る。深度判定部140は、器具の種類に対応する作業深度（設定情報により示され得る既定の作業深度）を、ユーザ入力に基づいて調整してもよい。

[0050] 他の例として、深度判定部140は、例えばユーザインタフェースを通じて、作業深度を直接的に指定するユーザ入力を取得し、取得したユーザ入力

に基づいて、視差の補正の際に適用すべき作業深度を判定してもよい。ここでのユーザ入力、入力装置 59 に関連して説明した物理的な入力、タッチ入力、ジェスチャ入力又は音声入力など、いかなる種類の入力であってもよい。

[0051] (5) 補正部

補正部 150 は、撮像画像に基づいて生成される立体視画像により表現される立体感を強調するように、深度判定部 140 により判定される作業深度に依存して、視差判定部 130 から入力される視差情報を補正する。

[0052] ある実施例において、補正部 150 は、まず、撮像の際に利用されたカメラの実基線長に基づく、深度と視差との間の関係を表す初期グラフを決定する。図 9 には、図 5 に示したものと同一グラフ G1 が初期グラフとして示されている。初期グラフ G1 は、実基線長及び焦点距離といったカメラの特性から決定され得る。初期グラフ G1 の基準深度は、深度判定部 140 により判定された作業深度に等しくてもよく、又は作業深度と異なってもよい。また、補正部 150 は、基本補正率を決定する。基本補正率は、例えば、実基線長と疑似的な基線長との比であってよい。次に、補正部 150 は、深度レンジの全体にわたって画一的に基本補正率を初期グラフ G1 に適用することにより形成され得る、中間グラフ G2 を導出する。図 9 には、図 5 に示したものと同一グラフ G2 が中間グラフとして示されている。そして、補正部 150 は、初期グラフ G1 及び中間グラフ G2 に基づいて、補正用グラフ G3 を生成する。一例として、補正用グラフ G3 は、作業深度との深度差の小さい作業深度レンジ R1 においては中間グラフ G2 に一致し、作業深度との深度差が大きくなるにつれて中間グラフ G2 から離れ初期グラフ G1 に近付くという軌跡を描く。このような補正用グラフ G3 を用いた視差の補正によれば、（実基線長に応じて決定される）基本補正率が作業深度レンジ R1 に適用される一方、基本補正率に対して相対的に抑制される補正率が作業深度レンジ R1 の外側の深度レンジ R2 及び R3 に適用されることになる。例えば、補正用グラフ G3 に従った視差の補正のために要するシフト量の絶対値は

、図中で網掛けされた矢印で示したように、深度 $Z = 20 \text{ mm}$ において、中間グラフ $G2$ に従った補正のケース（図5参照）と比較して、大幅に低減されている（ $|d_{\text{shift}}(20)| > |d'_{\text{shift}}(20)|$ ）。深度 $Z = 70 \text{ mm}$ においても同様である。

[0053] なお、図9に示した補正用グラフ $G3$ は一例に過ぎず、他の軌跡を描く補正用グラフが使用されてもよい。一例として、1つの補正用グラフ内に2つ以上の作業深度レンジが設定されてもよい。他の例として、補正部150は、作業深度との深度差の小さい作業深度レンジにおいて補正用グラフを中間グラフに一致させる代わりに、作業深度レンジにおいて立体感感度（例えば、深度に対する視差の傾き）が所要の下限を下回らないような補正用グラフを生成してもよい。このように作業深度レンジにおいて立体感感度に下限を設定することにより、視差の補正率の抑制の結果として立体感の強調が不十分となることを回避することができる。作業深度レンジの外側においては、そのような下限は設定されない。

[0054] 他の例として、補正部150は、視差の補正に起因する画素情報の欠損量に関する指標が上限を上回らないように、作業深度レンジの外側の深度レンジにおける補正率が抑制された補正用グラフを生成してもよい。画素情報の欠損量に関する指標は、例えば、画像の全体又は一部分の画素数に対する欠損領域の画素数の割合、又は、欠損領域の最大幅などであってよい。このように画素情報の欠損量に関する指標についての制約を補正用グラフに課すことにより、立体感の修正後の画像について少なくともあるレベルの正確性を確保することが容易となる。

[0055] ある実施例において、補正部150は、補正用グラフを動的に生成してもよい。補正用グラフの生成のために必要とされるカメラの特性（例えば、実基線長及び焦点距離）は、撮像制御部110又は設定部180により提供され得る。補正用グラフの決定のために必要とされる疑似基線長若しくは基本補正率、作業深度レンジの幅、作業深度レンジにおける立体感感度の下限、及び画素情報の欠損量に関する指標の上限などのパラメータは、予め定義さ

れてもよく、又はユーザ入力により指定されてもよい。

[0056] 他の実施例において、補正部 150 は、事前に設定され記憶部 160 により記憶される補正用グラフを取得してもよい。補正部 150 は、例えば、作業深度、カメラの特性及びその他の可変的なパラメータ（例えば、疑似基線長又は基本補正率）の複数の組み合わせにそれぞれ対応する複数の候補グラフのうちの 1 つを、ユーザ入力に基づいて選択してもよい。また、後に説明するように、深度と補正後の視差との間の関係を表現する補正用グラフが、例えばグラフィカルユーザインタフェース（GUI）を通じてユーザにより事前に設定されてもよい。

[0057] なお、いずれの例においても、補正用グラフに加えて又はその代わりに、補正用グラフと初期グラフとの間の差分（即ち、シフト量）を深度ごとに表すテーブルが設定され又は生成されてもよい。以下の説明では、そうしたテーブル形式のデータを補正プロファイルという。

[0058] 補正部 150 は、上述したいずれかの手法で導出され得る補正用グラフ（又は補正プロファイル）に従って、視差判定部 130 から入力される視差情報を補正する。例えば、補正部 150 は、まず、視差情報により示される画素位置ごとの視差から、当該画素位置に映る被写体の深度を判定する。次に、補正部 150 は、判定した被写体の深度に対応する、補正用グラフと初期グラフとの間の差分に相当するシフト量を、当該画素位置の視差に加算（又は視差から減算）する。こうした演算が画素位置ごと（又は画素ブロックごと）に繰り返される結果として、補正された視差情報が生成され得る。補正部 150 は、補正された視差情報を 3D 画像生成部 170 へ出力する。

[0059] （6）記憶部

記憶部 160 は、様々な設定情報を記憶し得る。設定情報は、例えば、作業の種類複数の候補の各々と、対応する作業深度とを関連付ける作業情報を含んでもよい。また、設定情報は、作業において使用される器具の種類の候補の各々と対応する作業深度とを関連付ける器具情報を含んでもよい。また、設定情報は、作業深度を直接的に指定する作業深度情報を含んでもよい。

。

[0060] また、記憶部 160 は、初期グラフ及び補正用グラフの導出のためのパラメータを記憶し得る。例えば、記憶部 160 は、カメラヘッド 13 における実基線長及び焦点距離などのカメラ特性パラメータを記憶してもよい。また、記憶部 160 は、疑似基線長、基本補正率、作業深度レンジの幅、作業深度レンジにおける立体感感度の下限、及び画素情報の欠損量に関する指標の上限、のうちの 1 つ以上を含み得るグラフ関連パラメータを記憶してもよい。また、記憶部 160 は、初期グラフ及び補正用グラフ（又は補正プロファイル）を記憶してもよい。

[0061] (7) 3D 画像生成部

3D 画像生成部 170 は、補正部 150 から入力される補正後の視差情報を用いて、医療上の作業において観察される視野に対応する立体視画像を生成する。例えば、3D 画像生成部 170 は、画像取得部 120 から入力される右眼画像及び左眼画像のうちの少なくとも一方において、補正後の視差情報により表される視差に従って画素の水平位置をシフトすることにより、立体視画像を生成する。3D 画像生成部 170 は、画素の水平位置をシフトすることにより画素情報が欠損する欠損領域については、欠損の無い隣接する画素から画素情報を補間してよい。本実施形態では、視差の補正率の抑制によってサイズの小さい欠損領域しか生じないため、画素情報の補間に起因するアーティファクトの割合は既存の技術と比較して低減される。立体視画像は、右眼用表示画像及び左眼用表示画像から構成される。3D 画像生成部 170 は、生成した立体視画像を表現する表示画像信号を表示装置 53（及び／又はレコーダ 65）へ出力する。

[0062] (8) 設定部

設定部 180 は、入力装置 59 を介して検出されるユーザ入力及び撮像制御部 110 により制御される撮像条件に従って、医療用画像処理システム 1 における立体視画像の生成及び表示のための様々な設定を管理する。設定部 180 は、例えば、医療用画像処理システム 1 の利用の開始に先立って、ユ

ーザ（例えば、術者）から作業の種類を指定するユーザ入力を受け付けてもよい。また、設定部 180 は、作業において使用される器具の種類を指定するユーザ入力を受け付け、又は当該器具の種類を自動的に判別してもよい。また、設定部 180 は、作業においてユーザが主に注視する作業深度を指定するユーザ入力を受け付けてもよい。設定部 180 は、例えば、これら設定の複数の候補を提示するユーザインタフェースを提供し（例えば、表示装置 53 又は他の画面上に表示し）、それら候補のうちの 1 つをユーザに選択させてもよい。

[0063] また、設定部 180 は、初期グラフ及び補正用グラフの導出において利用され得るグラフ関連パラメータを指定し又は選択するユーザ入力を受け付けてもよい。例えば、作業深度レンジにおける立体感感度の下限、又は画素情報の欠損量に関する指標の上限といった制約条件をユーザに設定させるためのユーザインタフェースを提供することにより、ユーザが目的（例えば、所望の感度、又は許容し得るアーティファクトの割合など）に応じて柔軟に立体視の表示を調整することが可能となる。さらに、設定部 180 は、例えば立体視画像の生成の際に適用すべき補正用グラフをユーザに編集させるための GUI（Graphical User Interface）（例えば、表示されたグラフの軌跡をタッチ又はドラッグを通じて動かすことを可能とする GUI）を提供してもよい。

[0064] [2-2. 処理の流れ]

本項では、上述した実施形態において CCU 51 により実行され得る処理の流れの例を、いくつかのフローチャートを用いて説明する。なお、フローチャートに複数の処理ステップが記述されるが、それら処理ステップは、必ずしもフローチャートに示された順序で実行されなくてもよい。いくつかの処理ステップは、並列的に実行されてもよい。また、追加的な処理ステップが採用されてもよく、一部の処理ステップが省略されてもよい。これらは、次節以降の実施形態の説明についても同様である。

[0065] (1) 立体視画像生成処理

図10は、第1の実施形態に係るCCU51により実行され得る立体視画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。図10を参照すると、まず、深度判定部140は、撮像の開始に先立って、撮像される医療上の作業の作業深度を判定するために、作業深度判定処理を実行する（ステップS110）。ここで実行される作業深度判定処理のいくつかのより詳細な流れの例を、後にさらに説明する。

[0066] 次に、画像取得部120は、立体視用のイメージセンサにおいて生成される、作業視野を映した右眼画像及び左眼画像を取得する（ステップS120）。次に、視差判定部130は、画像取得部120により取得された右眼画像及び左眼画像を用いて、画素位置ごとに視差を判定し、視差情報を生成する（ステップS130）。視差判定部130は、このように生成され得る視差情報を補正部150へ出力する。

[0067] 次に、補正部150は、視差判定部130により生成された視差情報を、作業深度に依存してどのように補正すべきかを決定するために、グラフ導出処理を実行する（ステップS150）、ここで実行されるグラフ導出処理のいくつかのより詳細な流れの例を、後にさらに説明する。

[0068] 次に、補正部150は、グラフ導出処理の結果として導出される補正用グラフ（又は補正用グラフと初期グラフとの間の差分を表す補正プロファイル）を用いて、作業深度に依存する視差情報の補正を実行する（ステップS170）。

[0069] 次に、3D画像生成部170は、補正部150により補正された視差情報を用いて、画像取得部120により取得された右眼画像及び左眼画像のうちの少なくとも一方における被写体の水平位置を画素ごとにシフトすることにより、立体視画像を生成する（ステップS180）。3D画像生成部170により生成された立体視画像を表現する表示画像信号は、例えば、立体視画像の表示のために表示装置53へと出力されてもよく、又は画像若しくは動画の記録のためにレコーダ65へと出力されてもよい。

[0070] 上述したステップS120～ステップS180は、立体視画像生成処理の

終了条件が満たされるまで繰り返される（ステップS 1 9 0）。例えば、処理の終了を指示するユーザ入力が入力装置 5 9 を介して検出されると、上述した立体視画像生成処理は終了する。なお、立体視画像生成処理が継続している間に、再度ステップS 1 1 0における作業深度判定処理が実行され、作業深度が更新されてもよい。

[0071] （２）作業深度判定処理

図 1 1 A は、図 1 0 に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第 1 の例を示すフローチャートである。図 1 1 A を参照すると、まず、深度判定部 1 4 0 は、医療用画像処理システム 1 において行われる作業の種類を特定する（ステップS 1 1 1）。作業の種類は、例えば、予め記憶部 1 6 0 により記憶される設定情報により示され、又はユーザ入力により指定され得る。次に、深度判定部 1 4 0 は、特定した作業の種類に関連付けて予め定義される作業深度を、設定情報から取得する（ステップS 1 1 6）。

[0072] 図 1 1 B は、図 1 0 に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第 2 の例を示すフローチャートである。図 1 1 B を参照すると、まず、深度判定部 1 4 0 は、医療用画像処理システム 1 において行われる作業で使用する器具の種類を特定する（ステップS 1 1 2）。次に、深度判定部 1 4 0 は、判定した器具の種類に関連付けて予め定義される作業深度を、設定情報から取得する（ステップS 1 1 7）。

[0073] 図 1 1 C は、図 1 0 に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第 3 の例を示すフローチャートである。図 1 1 C を参照すると、深度判定部 1 4 0 は、例えば設定部 1 8 0 により提供されるユーザインタフェースを通じて、作業深度を直接的に指定するユーザ入力を検出する（ステップS 1 1 3）。そして、深度判定部 1 4 0 は、検出されたユーザ入力により指定された作業深度を、立体視画像の生成の際に参照すると判定する（ステップS 1 1 8）。

[0074] （３）グラフ導出処理

図 1 2 A は、図 1 0 に示したグラフ導出処理の詳細な流れの第 1 の例を示すフローチャートである。図 1 2 A を参照すると、まず、補正部 1 5 0 は、

カメラの実基線長及び焦点距離といった特性から、補正前の深度と視差との間の関係を表す初期グラフを決定する（ステップS 1 5 1）。また、補正部 1 5 0 は、例えば実基線長と疑似的な基線長との比である基本補正率を含むパラメータを取得する（ステップS 1 5 4）。そして、補正部 1 5 0 は、深度判定部 1 4 0 により判定された作業深度との深度差の小さい作業深度レンジにおいては基本補正率を適用し、作業深度レンジの外側においては補正率を抑制するような補正用グラフを生成する（ステップS 1 5 7）。

[0075] 図 1 2 B は、図 1 0 に示したグラフ導出処理の詳細な流れの第 2 の例を示すフローチャートである。図 1 2 B を参照すると、まず、補正部 1 5 0 は、カメラの実基線長及び焦点距離といった特性から、補正前の深度と視差との間の関係を表す初期グラフを決定する（ステップS 1 5 1）。また、補正部 1 5 0 は、立体感感度の下限及び画素情報の欠損量に関する指標の上限のうちの少なくとも一方を含むパラメータを取得する（ステップS 1 5 5）。そして、補正部 1 5 0 は、取得したパラメータにより表される制約条件を満たす補正用グラフを生成する（ステップS 1 5 8）。ここで生成される補正用グラフは、例えば、作業深度との深度差の小さい作業深度レンジにおいては、上記パラメータにより示される下限を下回らない立体感感度（例えば、深度に対する視差の傾き）を有し得る。また、当該補正用グラフの深度レンジの全体にわたる画素情報の欠損量に関する指標は、上記パラメータにより示される上限を上回らない。

[0076] 図 1 2 C は、図 1 0 に示したグラフ導出処理の詳細な流れの第 3 の例を示すフローチャートである。図 1 2 A を参照すると、まず、補正部 1 5 0 は、カメラの実基線長及び焦点距離といった特性を取得する（ステップS 1 5 2）。また、補正部 1 5 0 は、例えば基本補正率を含み得るパラメータを取得する（ステップS 1 5 6）。そして、補正部 1 5 0 は、取得した特性及びパラメータに関連付けて予め定義されている、作業深度に依存する補正率に基づく補正用グラフを、記憶部 1 6 0 から取得する（ステップS 1 5 9）。

[0077] < 3. 第 2 の実施形態 >

第１の実施形態では、撮像の開始に先立って、ユーザ入力又は設定情報に基づいて医療上の作業の作業深度が判定された。これに対し、本節で説明する第２の実施形態では、撮像画像の解析に基づいて、医療上の作業の作業深度が判定される。

[0078] [３－１．画像処理装置の構成例]

図１３は、第２の実施形態に係る画像処理装置としてのＣＣＵ５１の構成の一例を示すブロック図である。図１３を参照すると、ＣＣＵ５１は、撮像制御部１１０、画像取得部２２０、視差判定部１３０、深度判定部２４０、補正部１５０、記憶部２６０、３Ｄ画像生成部１７０及び設定部２８０を備える。

[0079] 画像取得部２２０は、カメラヘッド１３により具備される立体視用のイメージセンサにおいて生成される撮像画像を取得する。撮像画像は、医療上の作業において観察される作業視野を映した画像であって、典型的には、右眼画像と左眼画像とから構成される。画像取得部２２０は、取得したこれら撮像画像を視差判定部１３０、深度判定部２４０及び３Ｄ画像生成部１７０へ出力する。

[0080] 深度判定部２４０は、撮像される医療上の作業の作業深度を判定し、判定した作業深度を補正部１５０へ出力する。第１の例として、深度判定部２４０は、撮像画像において認識される器具について判定される深度に基づいて、作業深度を判定する。具体的には、深度判定部２４０は、設定部２８０により設定される認識すべき対象器具の既知の画像特徴量を、記憶部２６０から取得する。そして、深度判定部２４０は、撮像画像（例えば、右眼画像及び左眼画像の一方）のブロックごとに抽出される画像特徴量を上述した対象器具の既知の画像特徴量と照合することにより、撮像画像内のどの位置に対象器具が映っているかを判定する。さらに、深度判定部２４０は、対象器具が映っている位置において視差判定部１３０により判定された視差に基づき、対象器具が存在する深度を判定する。深度判定部２４０は、このように判定される深度を、作業においてユーザが主に注視する作業深度であると判定

してもよい。なお、認識すべき器具として、複数の対象器具が設定されてもよい。深度判定部240は、撮像画像において複数の対象器具が検出された場合、それら対象器具の深度から平均値、中央値又は最小値などの代表値を算出し、その代表値を作業深度であると判定してよい。

[0081] 第2の例として、深度判定部240は、撮像画像において焦点が合っている被写体を認識し、認識された被写体について判定される深度に基づいて、作業深度を判定する。具体的には、深度判定部240は、撮像画像（例えば、右眼画像及び左眼画像の一方）のブロックごとにコントラスト指標を評価し、最も高い指標値を示すブロックの位置にある被写体に焦点が合っていると判定する。そして、深度判定部240は、その被写体の位置において視差判定部130により判定された視差に基づき、焦点が合っている被写体が存在する深度を判定する。深度判定部240は、このように判定される深度を、作業においてユーザが主に注視する作業深度であると判定してもよい。

[0082] 記憶部260は、第1の実施形態に係る記憶部160に関連して説明した設定情報及びパラメータに加えて、上述した第1の例においては、作業深度の判定の際に利用される1つ以上の器具の各々の既知の画像特徴量を、当該器具の識別子と共に記憶する。

[0083] 設定部280は、第1の実施形態に係る設定部180に関連して説明した設定に加えて、作業深度の判定のための画像解析の設定を管理する。具体的には、上述した第1の例において、設定部280は、作業深度の判定のために撮像画像において認識すべき1つ以上の器具を、対象器具として設定する。設定部280は、例えば、医療用画像処理システム1の利用の開始に先立って、ユーザ（例えば、術者）から認識すべき器具を指定するユーザ入力を受け付けてもよい。設定部280は、システムに接続された器具を判別し、判別した器具からユーザにより選択され又は何らかのルールに従って自動的に選択される器具を、対象器具として設定してもよい。

[0084] 本実施形態に従って、撮像画像の解析に基づいて医療上の作業の作業深度を判定することにより、実作業の深度が時間を追って変化する場合であって

も作業深度をその変化に追従させることができる。例えば、ユーザにより注視される対象器具又は焦点の合っている被写体の深度及びその近傍の作業深度レンジで、当該深度の変化に関わらず立体感を継続的に強調することが可能であり、かつそこから離れた深度レンジでは画素情報の欠損を抑制することができる

[0085] [3-2. 処理の流れ]

(1) 立体視画像生成処理

図14は、第2の実施形態に係るCCU51により実行され得る立体視画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。図14を参照すると、まず、画像取得部220は、立体視用のイメージセンサにおいて生成される、作業視野を映した右眼画像及び左眼画像を取得する（ステップS120）。

[0086] 次に、視差判定部130は、画像取得部120により取得された右眼画像及び左眼画像を用いて、画素位置ごとに視差を判定し、視差情報を生成する（ステップS130）。視差判定部130は、このように生成され得る視差情報を深度判定部240及び補正部150へ出力する。

[0087] 次に、深度判定部240は、撮像される医療上の作業の作業深度を判定するために、作業深度判定処理を実行する（ステップS240）。ここで実行される作業深度判定処理のより詳細な流れのいくつかの例を、後にさらに説明する。

[0088] 次に、補正部150は、視差判定部130により生成された視差情報を、作業深度に依存してどのように補正すべきかを決定するために、グラフ導出処理を実行する（ステップS150）。ここで実行されるグラフ導出処理は、例えば図12A～図12Cを用いて説明した処理と同様であってよい。

[0089] 次に、補正部150は、グラフ導出処理の結果として導出される補正用グラフ（又は補正用グラフと初期グラフとの間の差分を表す補正プロファイル）を用いて、作業深度に依存する視差情報の補正を実行する（ステップS170）。

[0090] 次に、3D画像生成部170は、補正部150により補正された視差情報を用いて、画像取得部220により取得された右眼画像及び左眼画像のうちの少なくとも一方における被写体の水平位置を画素ごとにシフトすることにより、立体視画像を生成する（ステップS180）。

[0091] 上述したステップS120～ステップS180は、立体視画像生成処理の終了条件が満たされるまで繰り返される（ステップS190）。例えば、処理の終了を指示するユーザ入力が入力装置59を介して検出されると、上述した立体視画像生成処理は終了する。

[0092] (2) 作業深度判定処理

図15Aは、図14に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第1の例を示すフローチャートである。図15Aを参照すると、まず、深度判定部240は、設定部280により予め設定され得る認識すべき対象器具を特定する（ステップS241）。次に、深度判定部240は、撮像画像内で対象器具を認識するための画像認識を実行する（ステップS243）。ここでの画像認識は、例えば撮像画像内で対象器具が検出されるまで繰り返される（ステップS245）。そして、深度判定部240は、画像認識の結果として対象器具が検出されると、その検出位置において視差情報により示される視差を取得する（ステップS247）。次に、深度判定部240は、取得した対象器具の視差に基づいて算出される深度を、ユーザが主に注視する作業深度であると判定する（ステップS249）。

[0093] 図15Bは、図14に示した作業深度判定処理の詳細な流れの第2の例を示すフローチャートである。図15Bを参照すると、まず、深度判定部240は、撮像画像のブロックごとにコントラスト指標を評価する（ステップS242）。次に、深度判定部240は、最も高いコントラスト指標値を示すブロックの位置にある被写体に焦点が合っていると判定する（ステップS244）。次に、深度判定部240は、焦点が合っている位置において視差情報により示される視差を取得する（ステップS246）。次に、深度判定部240は、焦点が合っている位置の視差をユーザが主に注視する作業深度で

あると判定する（ステップS 2 4 8）。

[0094] < 4. 第3の実施形態>

本節で説明する第3の実施形態では、撮像の開始に先立って医療上の作業の作業深度が判定される代わりに、作業視野が撮像される際の撮像条件に基づいて、医療上の作業の作業深度が判定される。

[0095] [4 - 1. 画像処理装置の構成例]

図16は、第3の実施形態に係る画像処理装置としてのCCU51の構成の一例を示すブロック図である。図16を参照すると、CCU51は、撮像制御部310、画像取得部120、視差判定部130、深度判定部340、補正部150、記憶部160、3D画像生成部170及び設定部180を備える。

[0096] 撮像制御部310は、ユーザが望む通りの画像が撮像されるように、入力装置59により検出されるユーザ入力と設定情報とに基づいて、内視鏡10の動作を制御する。例えば、撮像制御部310は、撮像が開始されると、例えば複数のフォーカス点の候補における位相差の評価に基づいて、最適な焦点距離を決定し、決定した焦点距離を指定する制御信号をカメラヘッド13へ送信し得る。また、本実施形態において、撮像制御部310は、最適な焦点距離及び選択された（焦点の合っている）フォーカス点位置を示す撮像条件情報を、深度判定部340へ出力する。

[0097] 深度判定部340は、撮像される医療上の作業の作業深度を判定し、判定した作業深度を補正部150へ出力する。本実施形態において、深度判定部340は、作業視野が撮像される際の撮像条件に基づいて、作業深度を判定する。一例として、深度判定部340は、撮像制御部310から入力される撮像条件情報により示される焦点距離に係数を乗算することにより、被写体の深度を概算してもよい。ここでの係数は、予め固定的に定義されてもよい。その代わりに、深度判定部340は、例えばイメージセンサの径などのカメラの特性に依存して、係数を動的に決定してもよい。他の例として、深度判定部340は、撮像条件情報により示される選択されたフォーカス点位置

において視差判定部１３０により判定された視差に基づき、焦点が合っている被写体が存在する深度を判定してもよい。そして、深度判定部３４０は、いずれかの手法で判定された被写体の深度を、ユーザが主に注視する作業深度であると判定し得る。

[0098] 本実施形態に従って、作業視野が撮像された際の撮像条件に基づいて作業深度を判定することにより、作業中に変化し得る被写体の深度を、比較的多くの計算コストを要する画像解析を実行することなく、簡易に作業深度として追跡することができる。そして、そうした被写体の深度及びその近傍の作業深度レンジでは立体感を継続的に強調しつつ、作業深度レンジの外側の深度レンジでは画素情報の欠損を抑制することが可能である。

[0099] [４－２．処理の流れ]

(１) 立体視画像生成処理

図１７は、第３の実施形態に係るＣＣＵ５１により実行され得る立体視画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。図１７を参照すると、まず、撮像制御部３１０は、例えばオートフォーカス及び露光制御などの制御機能を実行することにより、撮像条件を制御する（ステップＳ３００）。例えば、オートフォーカスの実行の結果、フォーカス点位置及び焦点距離が撮像条件として決定され得る。

[0100] 次に、画像取得部１２０は、作業視野を映した右眼画像及び左眼画像を取得する（ステップＳ１２０）。次に、視差判定部１３０は、画像取得部１２０により取得された右眼画像及び左眼画像を用いて、画素位置ごとに視差を判定し、視差情報を生成する（ステップＳ１３０）。

[0101] 次に、深度判定部３４０は、撮像される医療上の作業の作業深度を判定するために、作業深度判定処理を実行する（ステップＳ３４０）。ここで実行される作業深度判定処理のより詳細な流れの例を、後にさらに説明する。

[0102] 次に、補正部１５０は、視差判定部１３０により生成された視差情報を、作業深度に依存してどのように補正すべきかを決定するために、グラフ導出処理を実行する（ステップＳ１５０）。ここで実行されるグラフ導出処理は

、例えば図 1 2 A～図 1 2 C を用いて説明した処理と同様であってよい。

[0103] 次に、補正部 1 5 0 は、グラフ導出処理の結果として導出される補正用グラフ（又は補正用グラフと初期グラフとの間の差分を表す補正プロファイル）を用いて、作業深度に依存する視差情報の補正を実行する（ステップ S 1 7 0）。

[0104] 次に、3 D 画像生成部 1 7 0 は、補正部 1 5 0 により補正された視差情報を用いて、画像取得部 1 2 0 により取得された右眼画像及び左眼画像のうちの少なくとも一方における被写体の水平位置を画素ごとにシフトすることにより、立体視画像を生成する（ステップ S 1 8 0）。

[0105] 上述したステップ S 3 0 0～ステップ S 1 8 0 は、立体視画像生成処理の終了条件が満たされるまで繰り返される（ステップ S 1 9 0）。例えば、処理の終了を指示するユーザ入力が入力装置 5 9 を介して検出されると、上述した立体視画像生成処理は終了する。

[0106] （2）作業深度判定処理

図 1 8 は、図 1 7 に示した作業深度判定処理の詳細な流れの一例を示すフローチャートである。図 1 8 を参照すると、まず、深度判定部 3 4 0 は、作業視野が撮像された際の撮像条件を示す撮像条件情報を、撮像制御部 3 1 0 から取得する（ステップ S 3 4 1）。次に、深度判定部 3 4 0 は、取得した撮像条件情報により示される、焦点距離又はフォーカス点位置などの撮像条件に基づいて、被写体の深度を算出し、算出した深度を作業深度であると判定する（ステップ S 3 4 6）。

[0107] ＜5．立体感の軽減＞

本開示に係る技術の上述した実施形態は、立体感の強調のみならず、例えばユーザの視覚への負荷の低減を目的として行われ得る、立体感の軽減のためにも応用され得る。立体感の軽減は、視差の補正の方向（又は図 4 に示したシフト量 Δu の符号）が反対となることを除いて、立体感の強調と同様に視差を補正することにより実現され得る。

[0108] 図 1 9 は、作業深度に依存して立体感の軽減のための補正率を抑制する一

例について説明するための説明図である。図 19 には、図 5 を用いて説明したグラフ G1 及び G2 が再び示されている。但し、立体感の強調のケースでは、グラフ G1 が初期グラフであり、グラフ G2 が中間グラフであったのに対し、ここではグラフ G2 が初期グラフであり、グラフ G1 が中間グラフであるものとする。また、基準深度及び作業深度は共に 40 mm である。CCU 51 は、例えば、立体感の軽減のケースにおいて、作業深度との深度差の小さい作業深度レンジ R1 においては中間グラフ G1 に一致し、作業深度との深度差が大きくなるにつれて中間グラフ G1 から離れ初期グラフ G2 に近付くという軌跡を描く、補正用グラフ G4 を導出する。こうした補正用グラフ G4 を用いた視差の補正によれば、実基線長をより短い疑似基線長へと縮小する基本補正率が作業深度レンジ R1 に適用される一方、基本補正率に対して相対的に抑制される補正率が作業深度レンジ R1 の外側の深度レンジ R2 及び R3 に適用されることになる。例えば、補正率が抑制されない場合に深度 $Z = 30 \text{ mm}$ において要するはずであったシフト量 $d_{\text{shift}}(30)$ に対し、補正用グラフ G4 に従った深度 $Z = 30 \text{ mm}$ におけるシフト量 $d'_{\text{shift}}(30)$ は格段に小さい。

[0109] <6. まとめ>

ここまで、図 1 ～図 19 を用いて本開示に係る技術の実施形態について詳しく説明した。上述した実施形態によれば、撮像される医療上の作業の作業深度が判定され、撮像画像を用いて判定される視差を表す視差情報が、判定された作業深度に依存して補正される。従って、表示される画像の正確性を大きく損なうことなく、医療上の作業のニーズに合わせて視差の補正を通じて立体感を適応的に変化させることが可能である。

[0110] また、上述した実施形態によれば、視差情報の補正は、撮像画像に基づいて生成される立体視画像の立体感を強調し又は軽減するように行われ、但し、その補正の際に画一的な補正率が利用される代わりに、作業深度との深度差の小さい第 1 の深度レンジと比較して、作業深度との深度差の大きい第 2 の深度レンジにおける視差の補正率が抑制され得る。従って、視差情報の補

正による立体感の強調又は軽減という目的を、特にユーザにより注視される作業深度及びその近傍で十分に達成しながら、画素情報の欠損が現れ易い周縁のレンジにおいてはそうした欠損を効果的に低減することができる。

[0111] また、ある実施例によれば、作業深度との深度差の小さい上記第1の深度レンジにおいては、立体感の感度についての下限が設定される。この場合、ユーザの作業が主に行われる作業深度レンジにおいて所要の最低限度の立体感を確保し、ユーザによる正確な作業を促進することができる。また、ある実施例によれば、視差の補正に起因する画素情報の欠損量に関する指標が所定の条件を満たすように、上記第2の深度レンジにおける視差の補正率が抑制される。この場合、視差の補正後の画像について、少なくともあるレベルの正確性が確保され、画像の破綻が顕著となることが回避される。

[0112] また、ある実施例によれば、立体視画像を構成する右眼用表示画像及び左眼用表示画像の間の基線長に応じて決定される基本補正率が上記第1の深度レンジに適用され、基本補正率に対して相対的に抑制される補正率が上記第2の深度レンジに適用される。この場合、立体視画像の実基線長が所望の疑似基線長にまであたかも拡大された（又は縮小された）かのような立体感を作業深度及びその近傍においてユーザに与えると同時に、画素情報の欠損を低減することができる。

[0113] また、ある実施例によれば、作業深度は、行われる作業の種類に基づいて判定され得る。この場合、作業深度の設定が簡便となり、ユーザが作業深度として設定すべき値を知らなくても作業の種類を指定するだけで、システムが適切な作業深度を判定することが可能である。また、ある実施例によれば、作業深度は、使用される器具の種類に基づいて判定され得る。この場合にも、作業深度の設定は簡便となる。例えば同じ種類の器具が繰り返し使用される場合には、一度設定された作業深度をシステムが自動的に再設定し得る。作業深度がユーザインタフェースを通じて直接的に入力される場合には、ユーザは、自身にとって望ましい最適な作業深度を自在に設定することができる。

- [0114] また、ある実施例によれば、作業深度は、撮像が行われている期間中の画像解析結果又は撮像条件に基づいて動的に調整され得る。この場合、時間を追って変化し得る作業の状況に追従しながら、適切な作業深度レンジにおいて立体感を継続的に修正しつつ、画素情報の欠損を抑制することができる。
- [0115] なお、本明細書では、手術用内視鏡を含む画像処理システムの例を主に説明した。しかしながら、本開示に係る技術は、かかる例に限定されず、顕微鏡などの他の種類の医療用観察装置にも適用可能である。また、本開示に係る技術は、そうした医療用観察装置に搭載される画像処理モジュール（例えば、画像処理チップ）又はカメラモジュールとして実現されてもよい。
- [0116] 本明細書において説明した画像処理は、ソフトウェア、ハードウェア、及びソフトウェアとハードウェアとの組み合わせのいずれを用いて実現されてもよい。ソフトウェアを構成するプログラムは、例えば、各装置の内部又は外部に設けられる記憶媒体（非一時的な媒体：non-transitory media）に予め格納される。そして、各プログラムは、例えば、実行時にRAM（Random Access Memory）に読み込まれ、CPUなどのプロセッサにより実行される。
- [0117] 以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。
- [0118] また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的又は例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果と共に、又は上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏し得る。
- [0119] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、
前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し、視差情報を生成する視差判定部と、
前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正する補正部と、
を備える医療用画像処理装置。

(2)

前記補正部は、前記撮像画像に基づいて生成される立体視画像により表現される立体感を強調するように、前記視差情報を補正する、前記(1)に記載の医療用画像処理装置。

(3)

前記補正部は、前記作業深度との深度差の小さい第1の深度レンジと比較して、前記作業深度との深度差の大きい第2の深度レンジにおける視差の補正率を抑制する、前記(2)に記載の医療用画像処理装置。

(4)

前記第1の深度レンジにおいて立体感の感度についての下限が設定され、前記第2の深度レンジにおいて前記下限は設定されない、前記(3)に記載の医療用画像処理装置。

(5)

前記補正部は、視差の補正に起因する画素情報の欠損量に関する指標が許容される上限を上回らないように、前記第2の深度レンジにおける視差の補正率を抑制する、前記(3)又は前記(4)に記載の医療用画像処理装置。

(6)

前記深度判定部は、前記作業の種類に基づいて、前記作業深度を判定する、前記(1)～(5)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(7)

前記深度判定部は、前記作業において使用される器具の種類に基づいて、前記作業深度を判定する、前記(1)～(6)のいずれか1項に記載の医療

用画像処理装置。

(8)

前記深度判定部は、ユーザインタフェースを通じて取得されるユーザ入力に基づいて、前記作業深度を判定する、前記(1)～(7)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(9)

前記深度判定部は、前記撮像画像の解析に基づいて、前記作業深度を判定する、前記(1)～(5)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(10)

前記深度判定部は、前記視野が撮像される際の撮像条件に基づいて、前記作業深度を判定する、前記(1)～(5)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(11)

前記撮像画像は、右眼画像及び左眼画像から構成され、

前記補正部は、前記右眼画像及び前記左眼画像の間の基線長に応じて決定される基本補正率を前記第1の深度レンジに適用し、前記基本補正率に対して相対的に抑制される補正率を前記第2の深度レンジに適用する、

前記(1)～(10)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(12)

画素情報の欠損量に関する前記指標についての前記許容される上限をユーザに設定させるためのユーザインタフェースを提供する設定部、をさらに備える、前記(5)に記載の医療用画像処理装置。

(13)

前記作業は、手術を含む、前記(1)～(12)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(14)

前記撮像画像は、医療用内視鏡のカメラヘッドにより具備されるイメージセンサを通じて取得される、前記(1)～(13)のいずれか1項に記載の

医療用画像処理装置。

(15)

前記補正部により補正される前記視差情報を用いて、前記撮像画像に基づき立体視画像を生成する生成部、をさらに備える、前記(1)～(14)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置。

(16)

前記補正部は、前記撮像画像に基づいて生成される立体視画像により表現される立体感を軽減するように、前記視差情報を補正する、前記(1)に記載の医療用画像処理装置。

(17)

前記補正部は、前記作業深度との深度差の小さい第1の深度レンジと比較して、前記作業深度との深度差の大きい第2の深度レンジにおける視差の補正率を抑制する、前記(16)に記載の医療用画像処理装置。

(18)

前記(1)～(17)のいずれか1項に記載の医療用画像処理装置と、
前記視野を撮像して、前記撮像画像を生成する撮像装置と、
を含む医療用画像処理システム。

(19)

医療用画像処理装置において実行される画像処理方法であって、
撮像される医療上の作業の作業深度を判定することと、
前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し、
視差情報を生成することと、
判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正することと、
を含む医療用画像処理方法。

(20)

医療用画像処理装置を制御するプロセッサを、
撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、
前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し

、視差情報を生成する視差判定部と、
前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正する補正部と、
として機能させるためのプログラム。

符号の説明

[0120]	1	医療用画像処理システム
	1 3	カメラヘッド（撮像装置）
	5 1	CCU（画像処理装置）
	5 3	モニタ（表示装置）
	1 1 0, 3 1 0	撮像制御部
	1 2 0, 2 2 0	画像取得部
	1 3 0	視差判定部
	1 4 0, 2 4 0, 3 4 0	深度判定部
	1 5 0	補正部
	1 6 0, 2 6 0	記憶部
	1 7 0	3 D画像生成部
	1 8 0, 2 8 0	設定部

請求の範囲

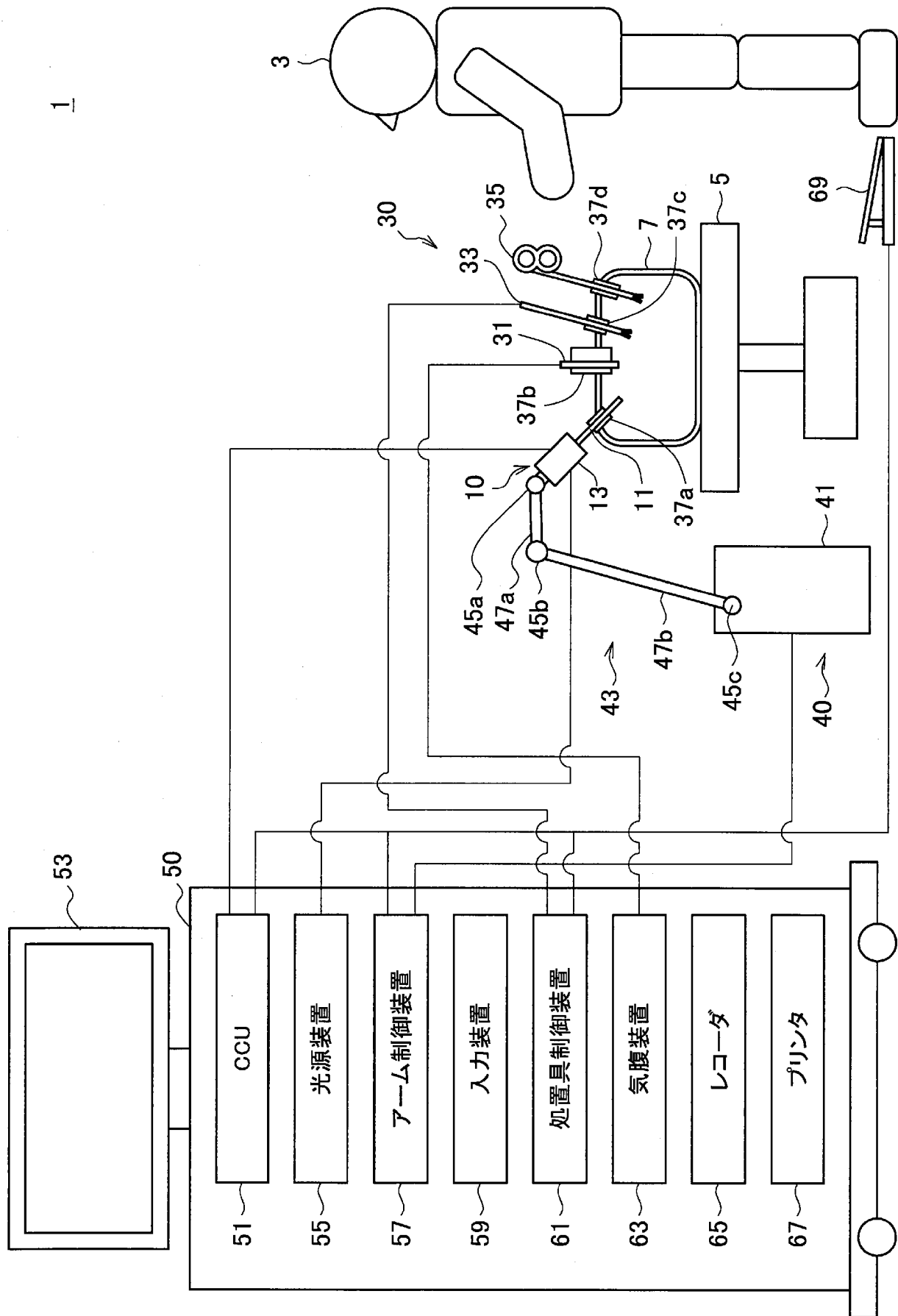
- [請求項1] 撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、
前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を判定し、視差情報を生成する視差判定部と、
前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正する補正部と、
を備える医療用画像処理装置。
- [請求項2] 前記補正部は、前記撮像画像に基づいて生成される立体視画像により表現される立体感を強調するように、前記視差情報を補正する、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項3] 前記補正部は、前記作業深度との深度差の小さい第1の深度レンジと比較して、前記作業深度との深度差の大きい第2の深度レンジにおける視差の補正率を抑制する、請求項2に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項4] 前記第1の深度レンジにおいて立体感の感度についての下限が設定され、前記第2の深度レンジにおいて前記下限は設定されない、請求項3に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項5] 前記補正部は、視差の補正に起因する画素情報の欠損量に関する指標が許容される上限を上回らないように、前記第2の深度レンジにおける視差の補正率を抑制する、請求項3に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項6] 前記深度判定部は、前記作業の種類に基づいて、前記作業深度を判定する、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項7] 前記深度判定部は、前記作業において使用される器具の種類に基づいて、前記作業深度を判定する、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項8] 前記深度判定部は、ユーザインタフェースを通じて取得されるユーザ入力に基づいて、前記作業深度を判定する、請求項1に記載の医療

用画像処理装置。

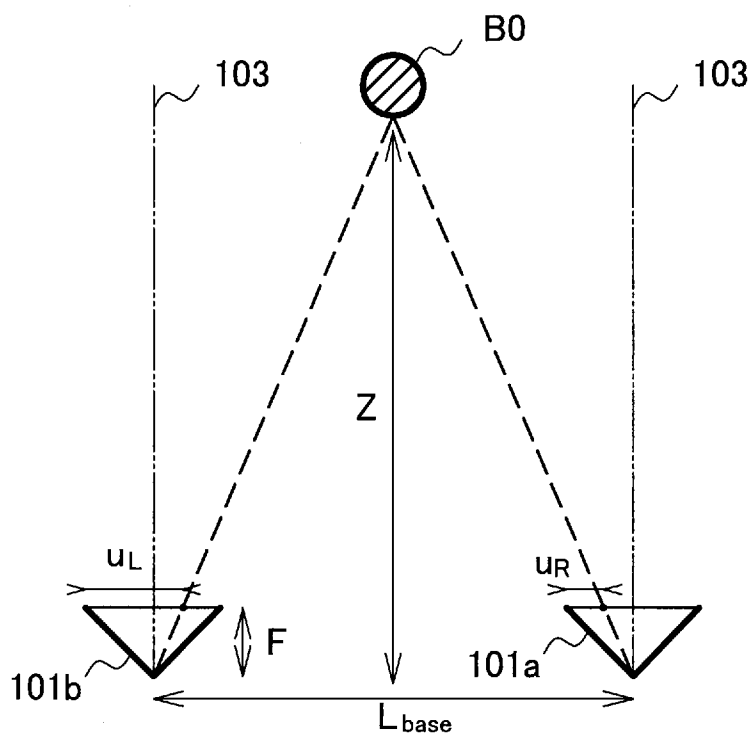
- [請求項9] 前記深度判定部は、前記撮像画像の解析に基づいて、前記作業深度を判定する、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項10] 前記深度判定部は、前記視野が撮像される際の撮像条件に基づいて、前記作業深度を判定する、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項11] 前記撮像画像は、右眼画像及び左眼画像から構成され、
前記補正部は、前記右眼画像及び前記左眼画像の間の基線長に応じて決定される基本補正率を前記第1の深度レンジに適用し、前記基本補正率に対して相対的に抑制される補正率を前記第2の深度レンジに適用する、
請求項3に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項12] 画素情報の欠損量に関する前記指標についての前記許容される上限をユーザに設定させるためのユーザインタフェースを提供する設定部、をさらに備える、請求項5に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項13] 前記作業は、手術を含む、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項14] 前記撮像画像は、医療用内視鏡のカメラヘッドにより具備されるイメージセンサを通じて取得される、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項15] 前記補正部により補正される前記視差情報を用いて、前記撮像画像に基づき立体視画像を生成する生成部、をさらに備える、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項16] 前記補正部は、前記撮像画像に基づいて生成される立体視画像により表現される立体感を軽減するように、前記視差情報を補正する、請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [請求項17] 前記補正部は、前記作業深度との深度差の小さい第1の深度レンジと比較して、前記作業深度との深度差の大きい第2の深度レンジにおける視差の補正率を抑制する、請求項16に記載の医療用画像処理装置。

- [請求項18] 請求項1に記載の医療用画像処理装置と、
前記視野を撮像して、前記撮像画像を生成する撮像装置と、
を含む医療用画像処理システム。
- [請求項19] 医療用画像処理装置において実行される画像処理方法であって、
撮像される医療上の作業の作業深度を判定することと、
前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を
判定し、視差情報を生成することと、
判定される前記作業深度に依存して、前記視差情報を補正すること
と、
を含む医療用画像処理方法。
- [請求項20] 医療用画像処理装置を制御するプロセッサを、
撮像される医療上の作業の作業深度を判定する深度判定部と、
前記作業において観察される視野を映した撮像画像を用いて視差を
判定し、視差情報を生成する視差判定部と、
前記深度判定部により判定される前記作業深度に依存して、前記視
差情報を補正する補正部と、
として機能させるためのプログラム。

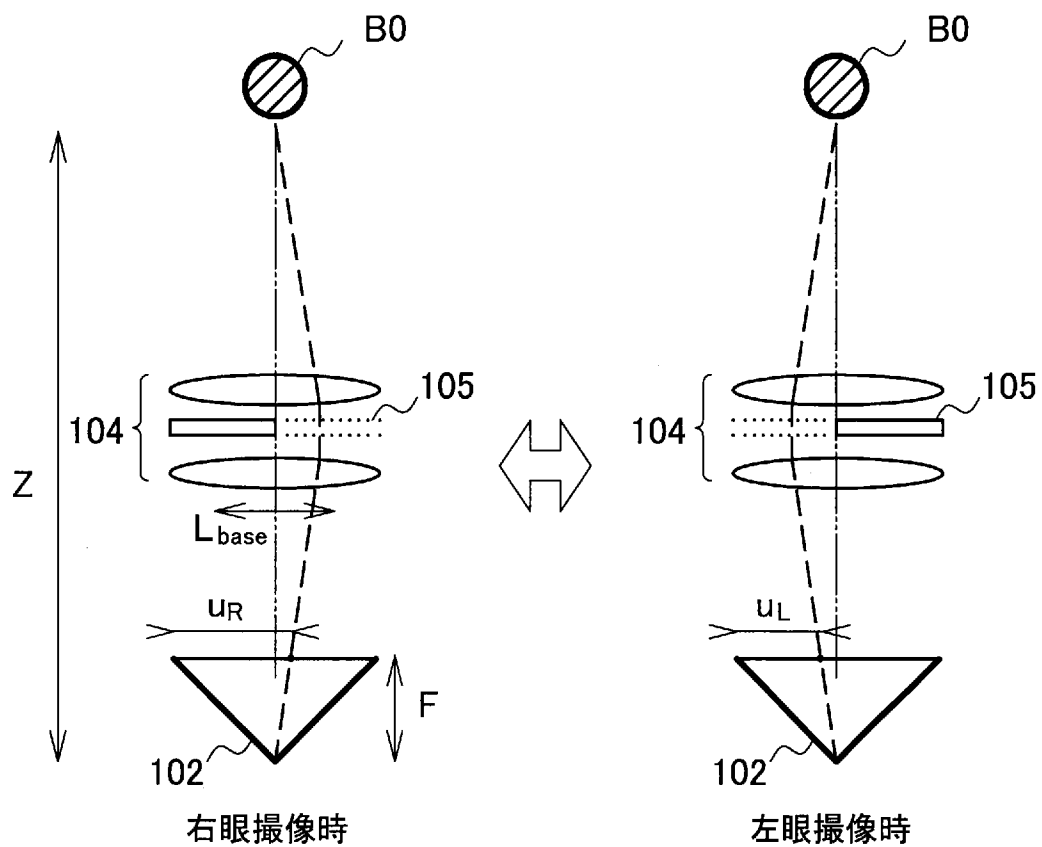
[図1]



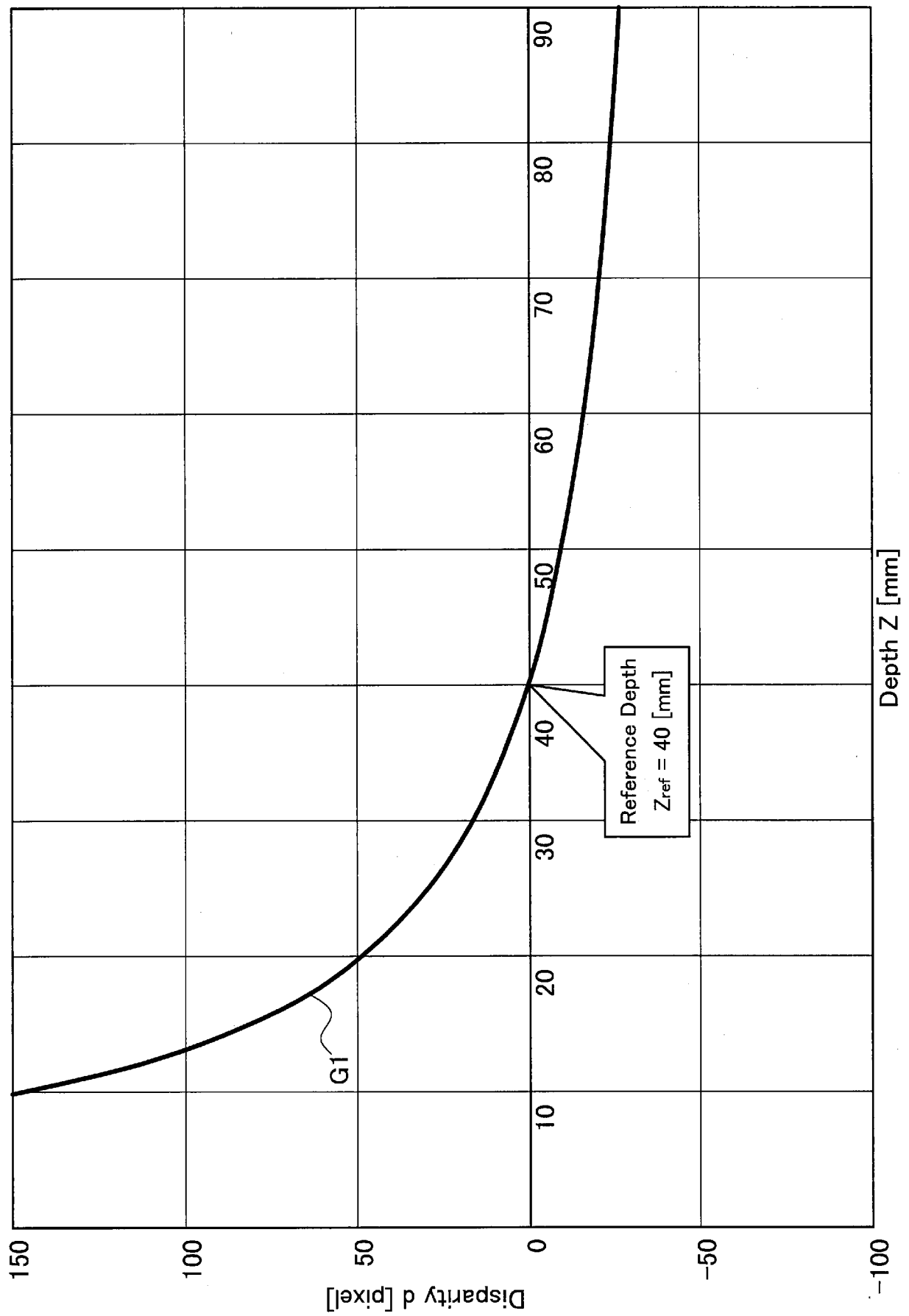
[図2A]



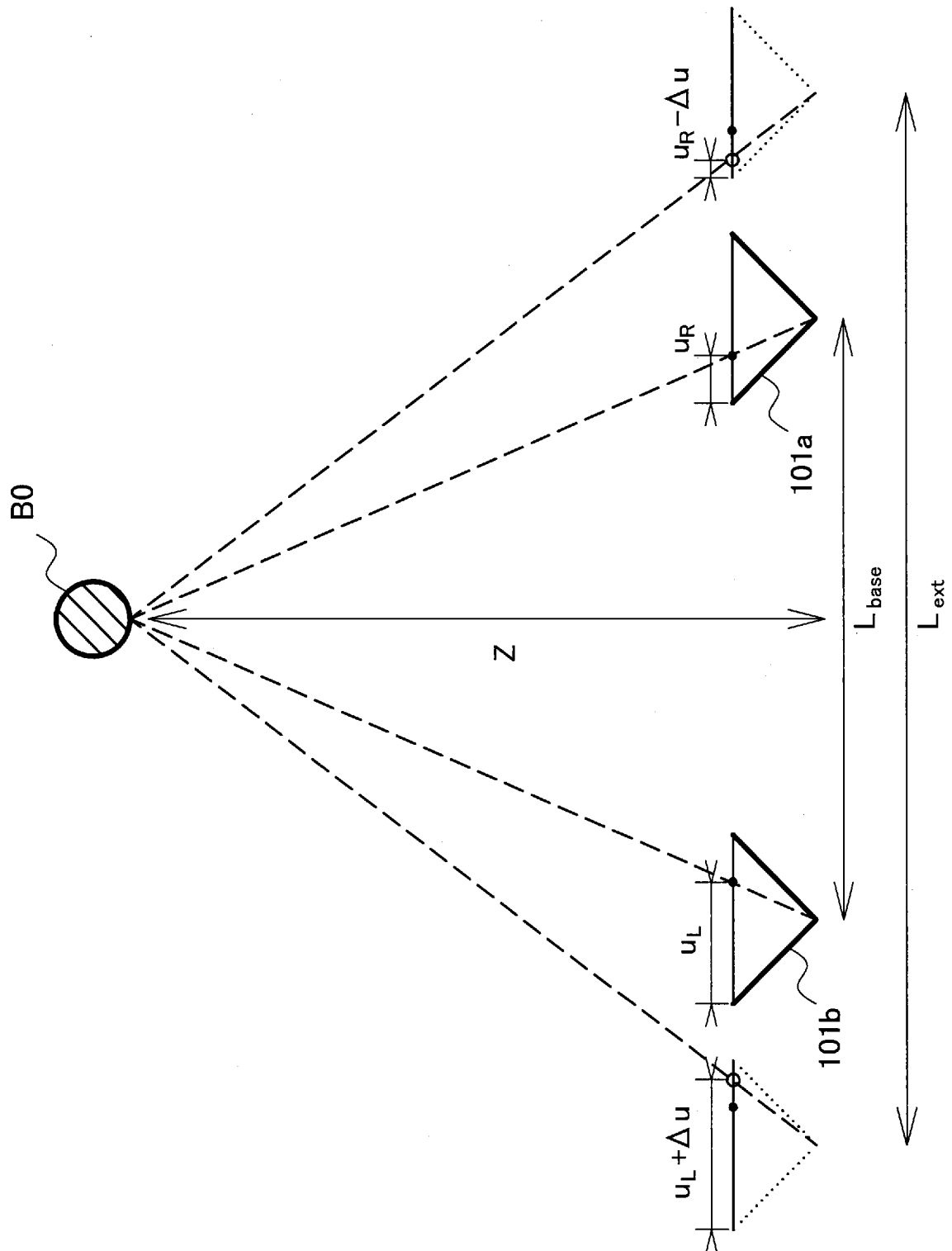
[図2B]



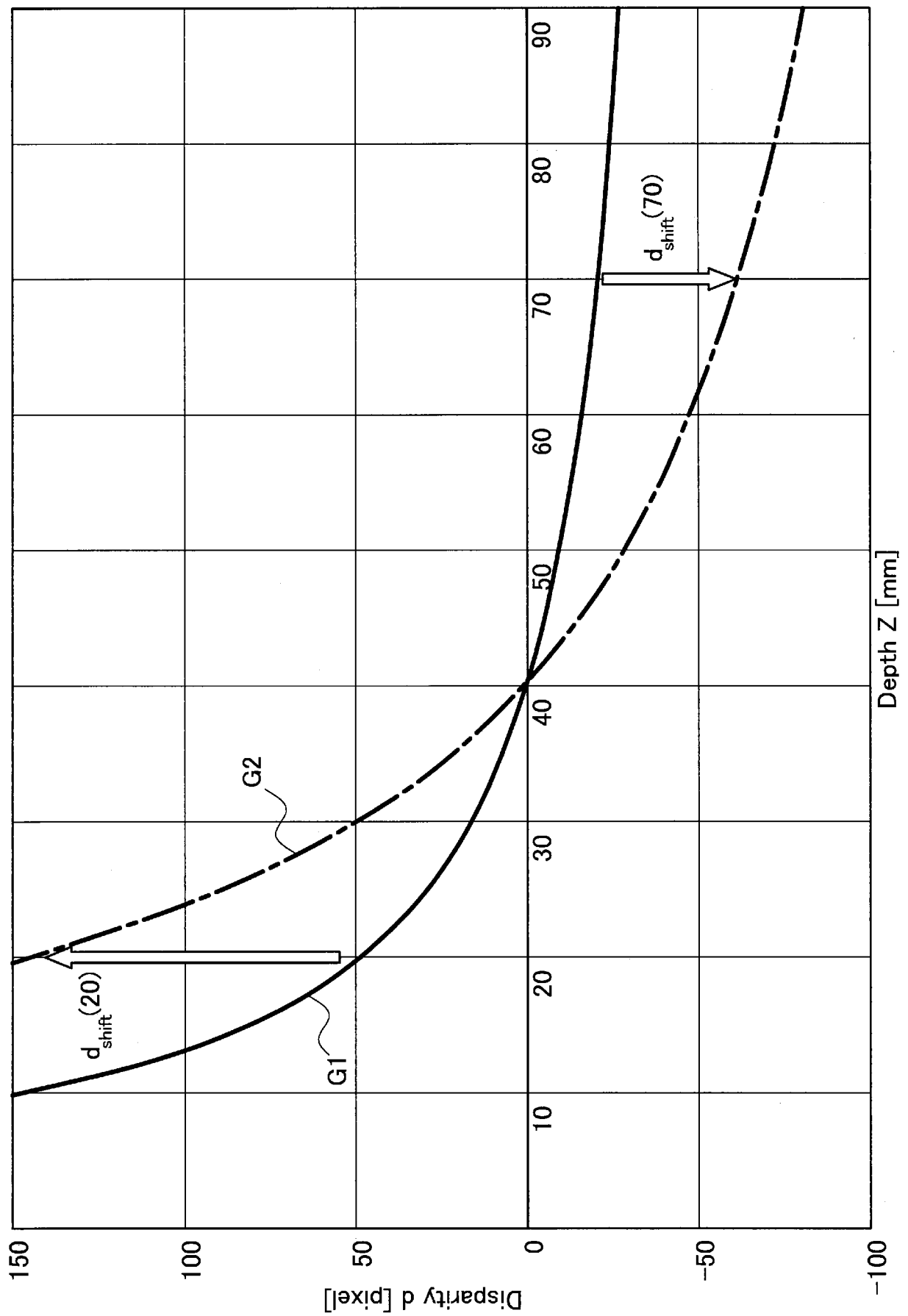
[図3]



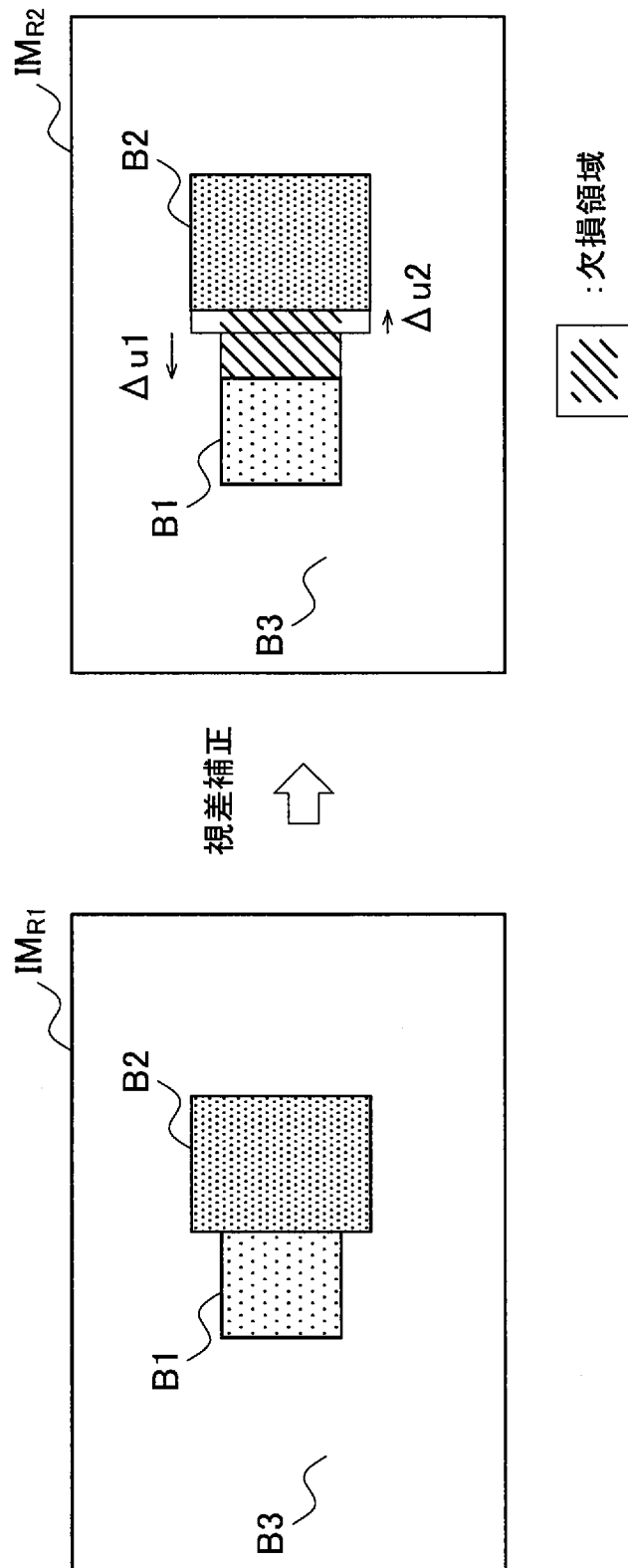
[図4]



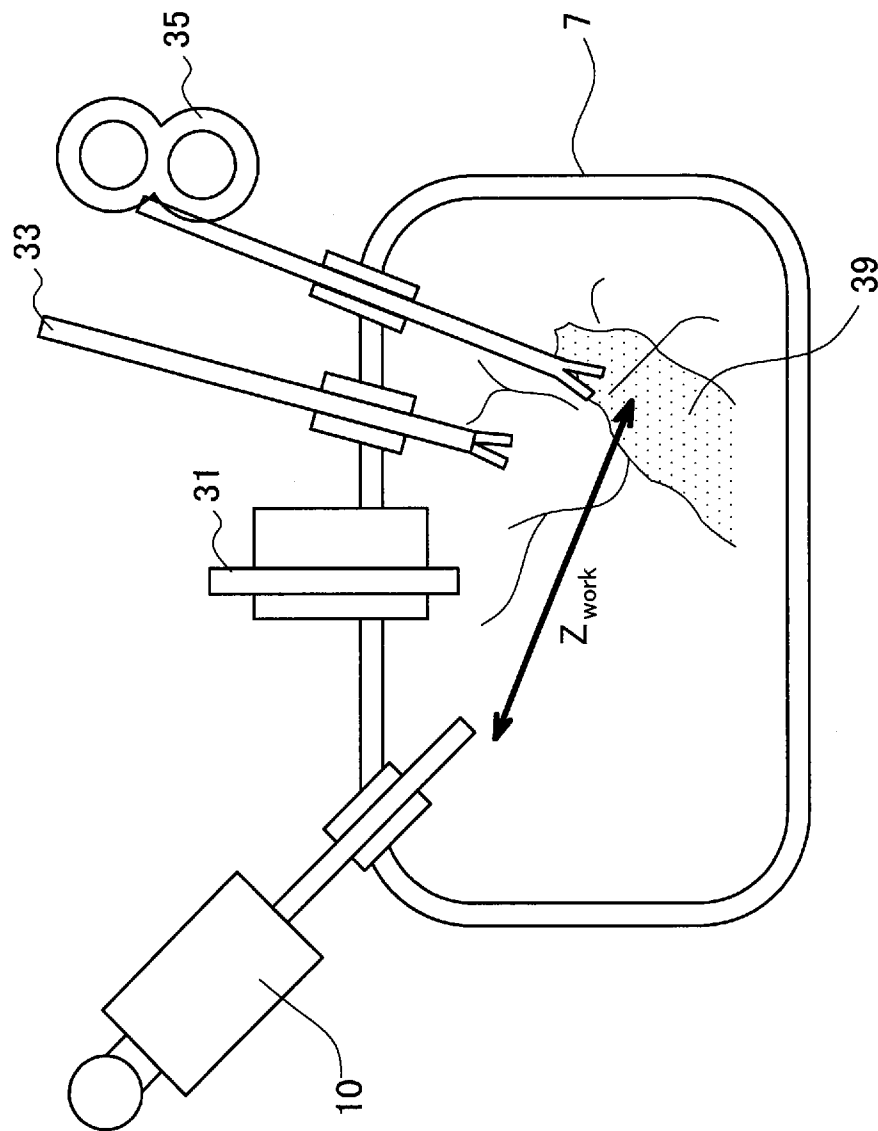
[図5]



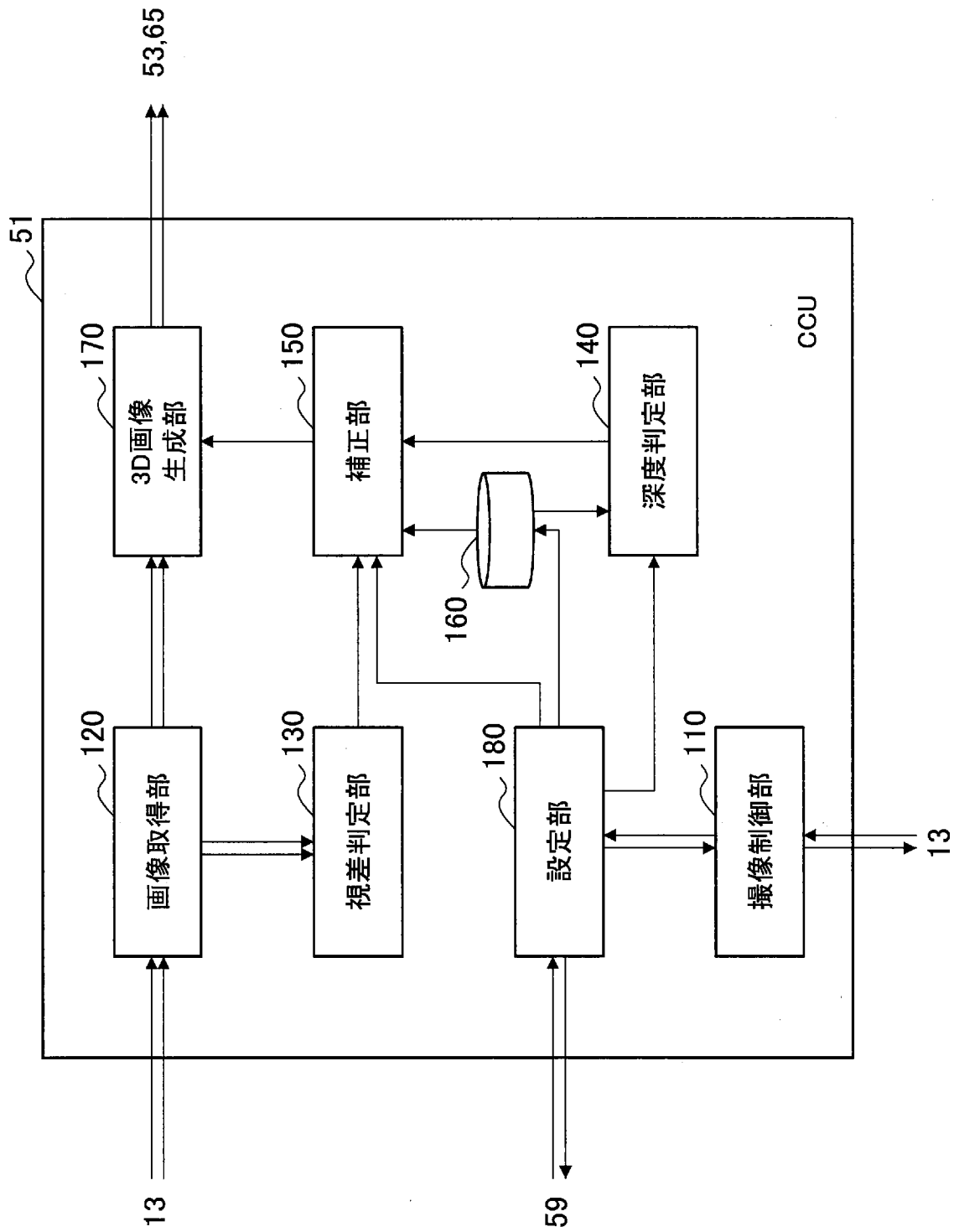
[図6]



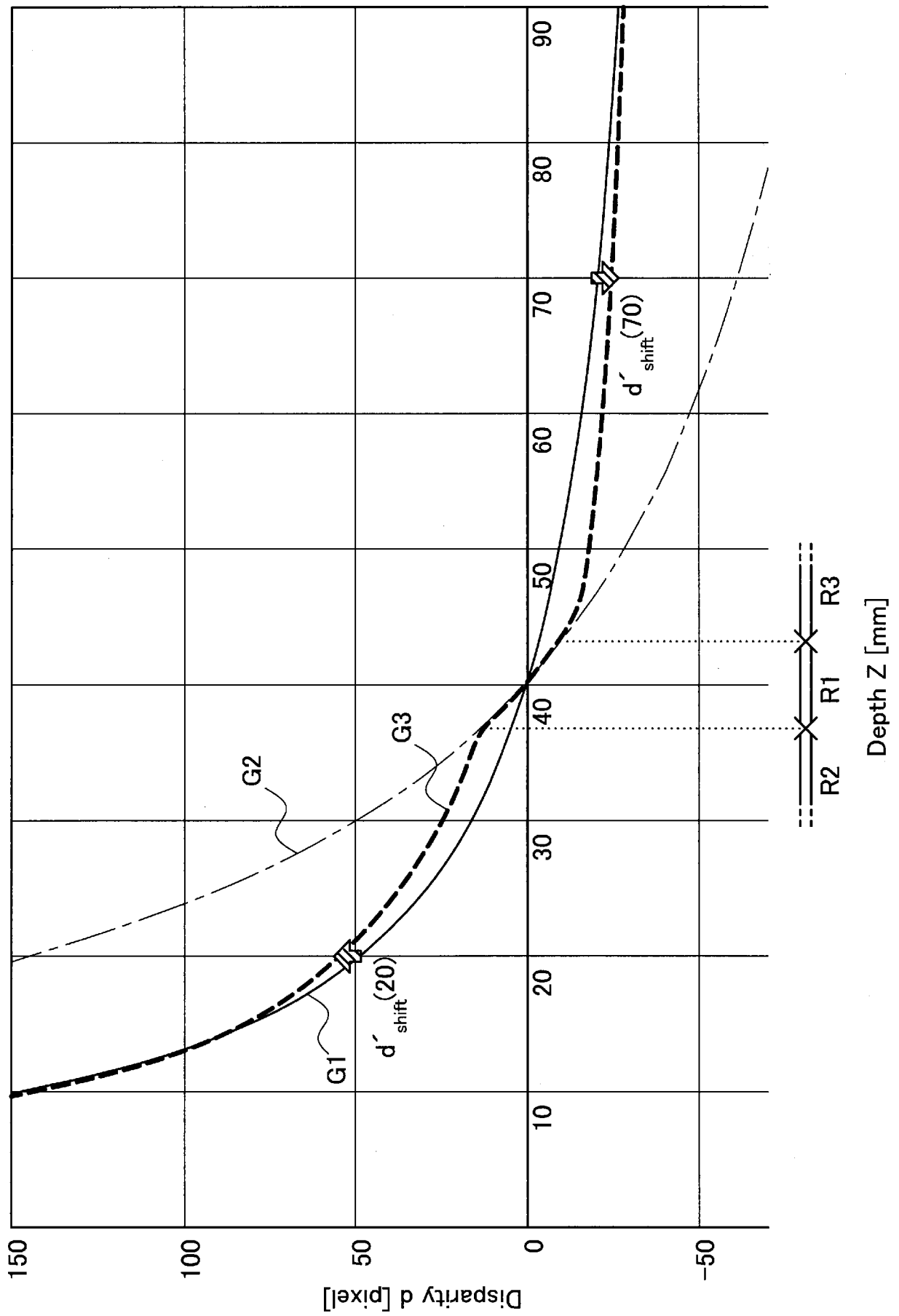
[図7]



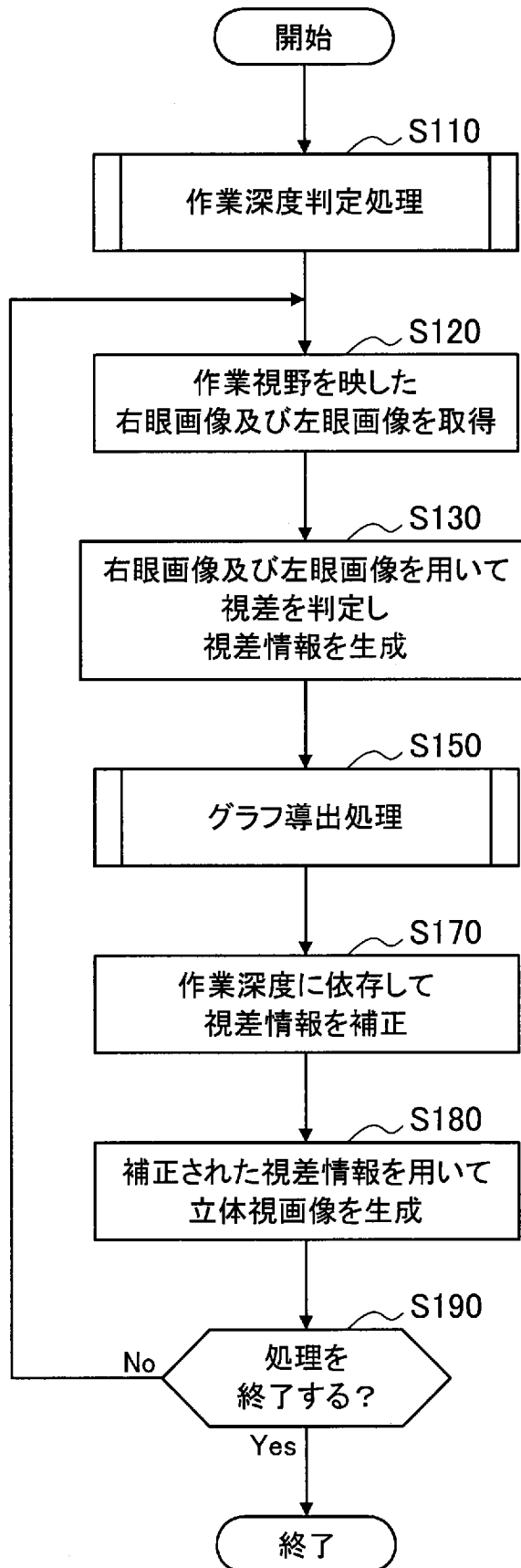
[図8]



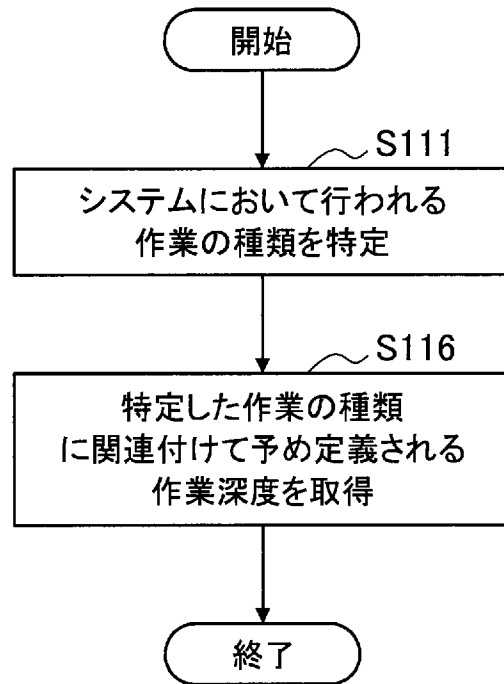
[図9]



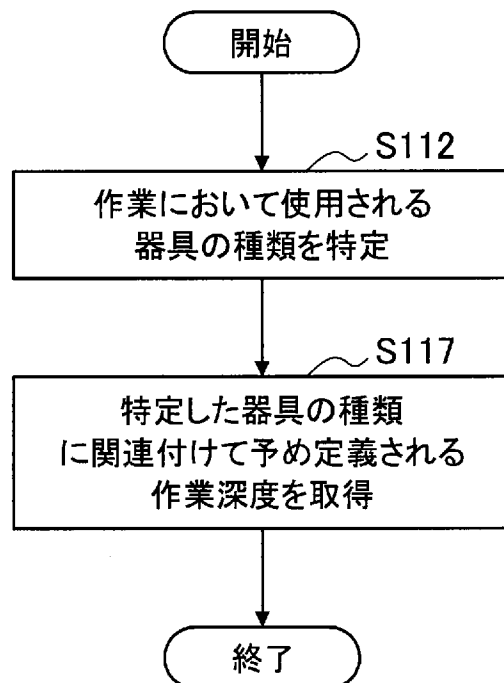
[図10]



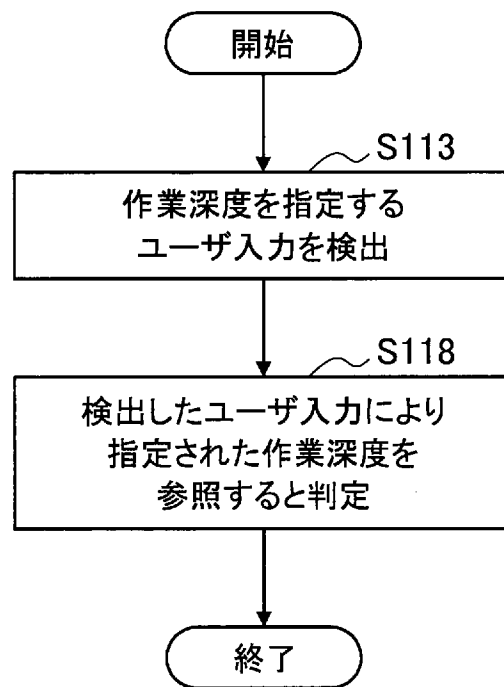
[図11A]



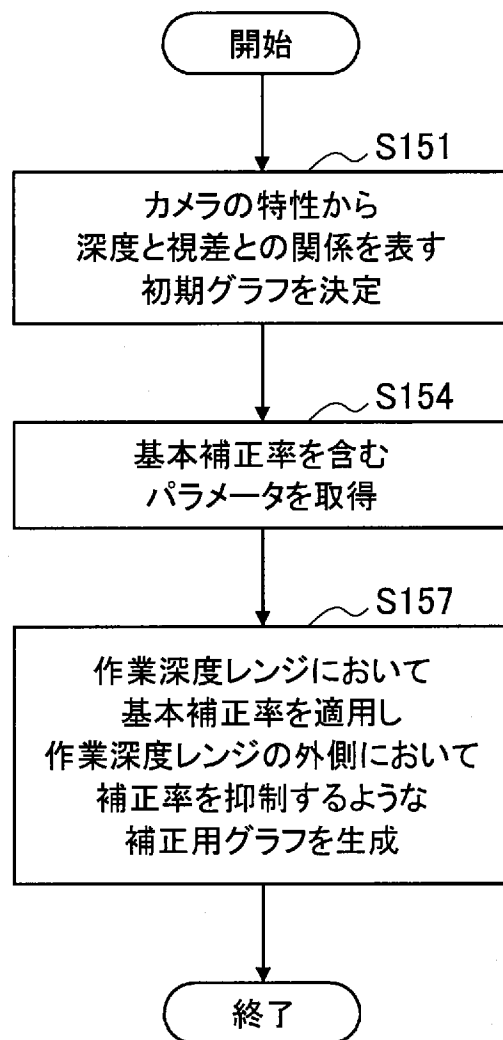
[図11B]



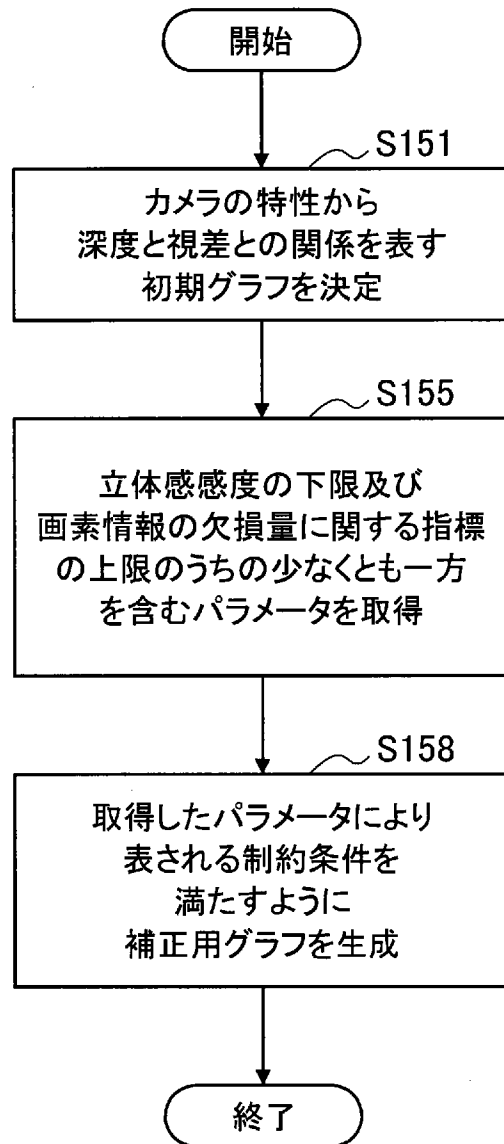
[図11C]



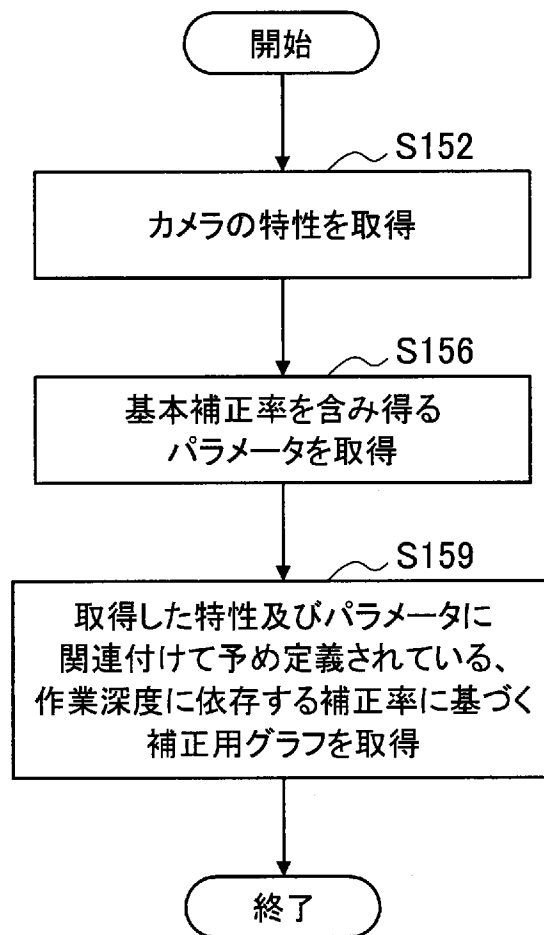
[図12A]



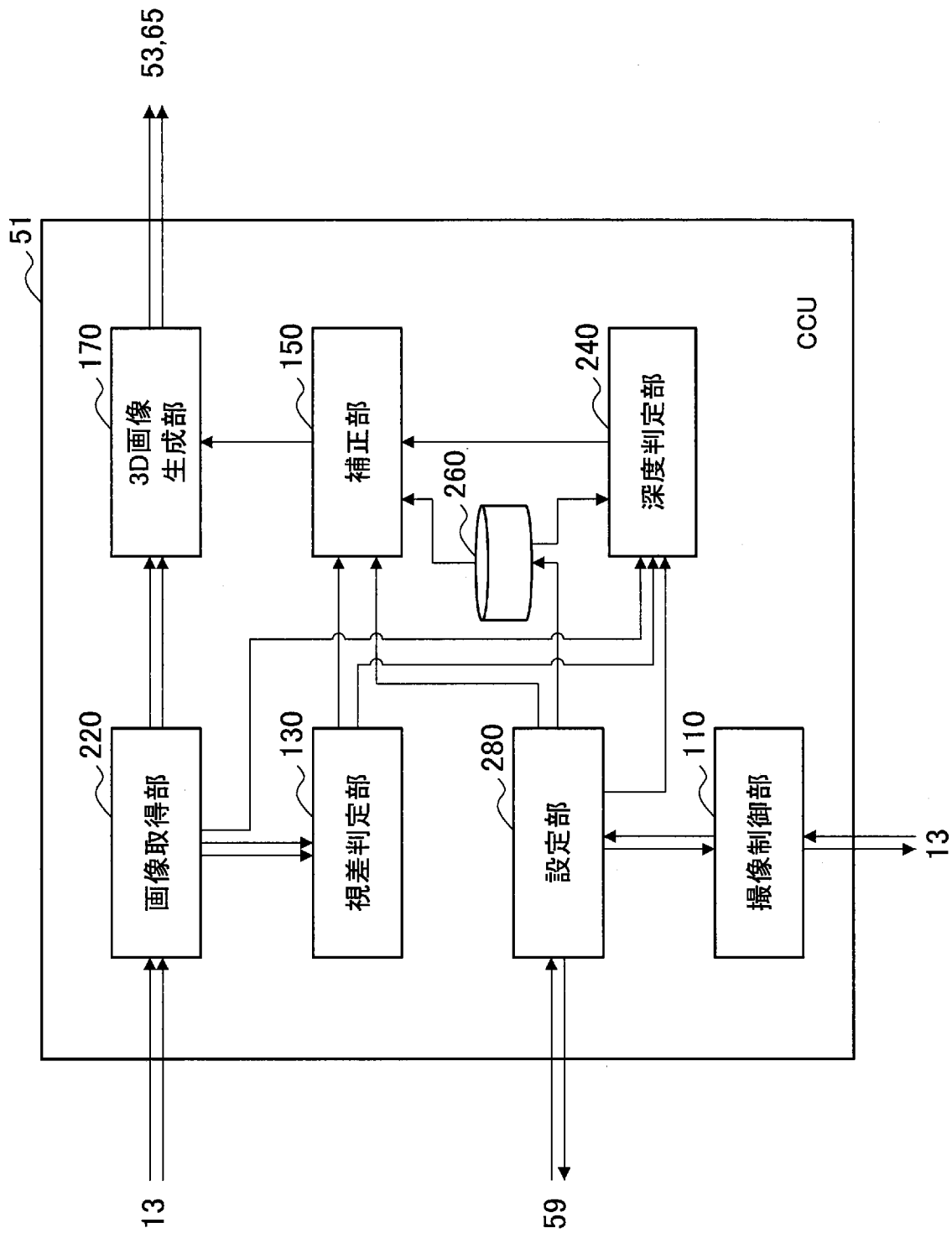
[図12B]



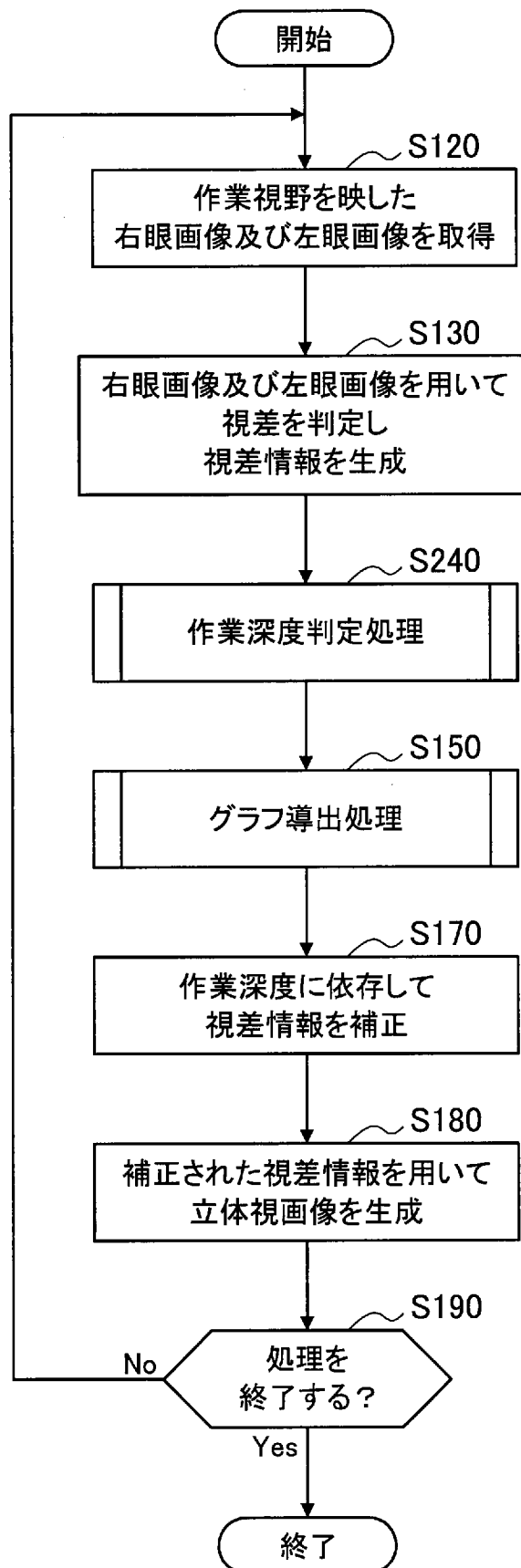
[図12C]



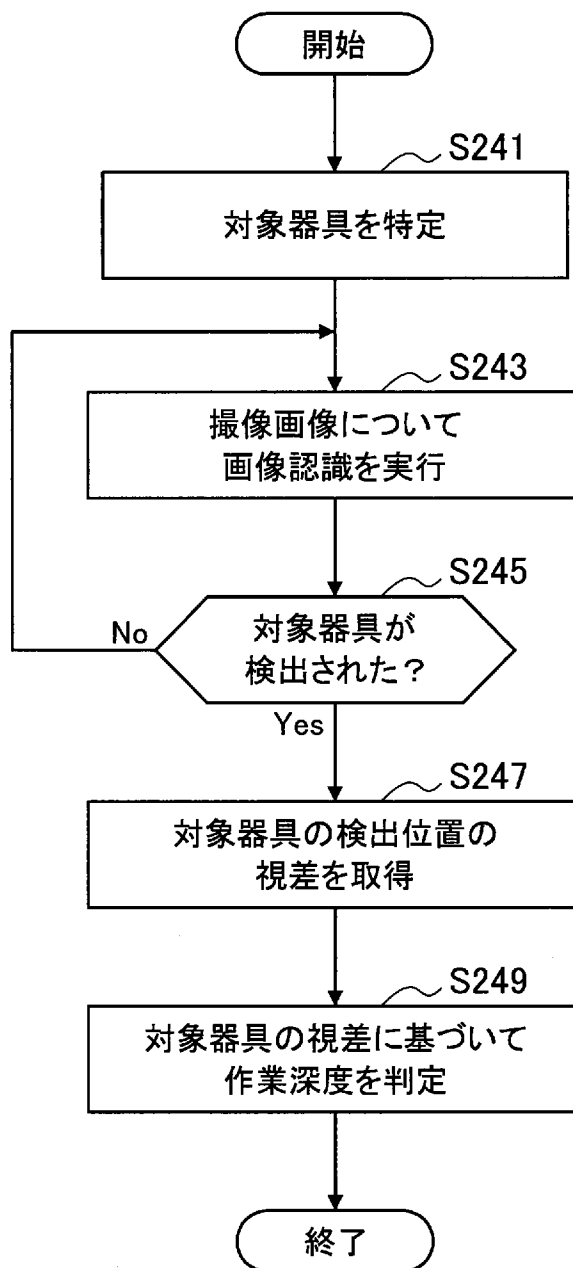
[図13]



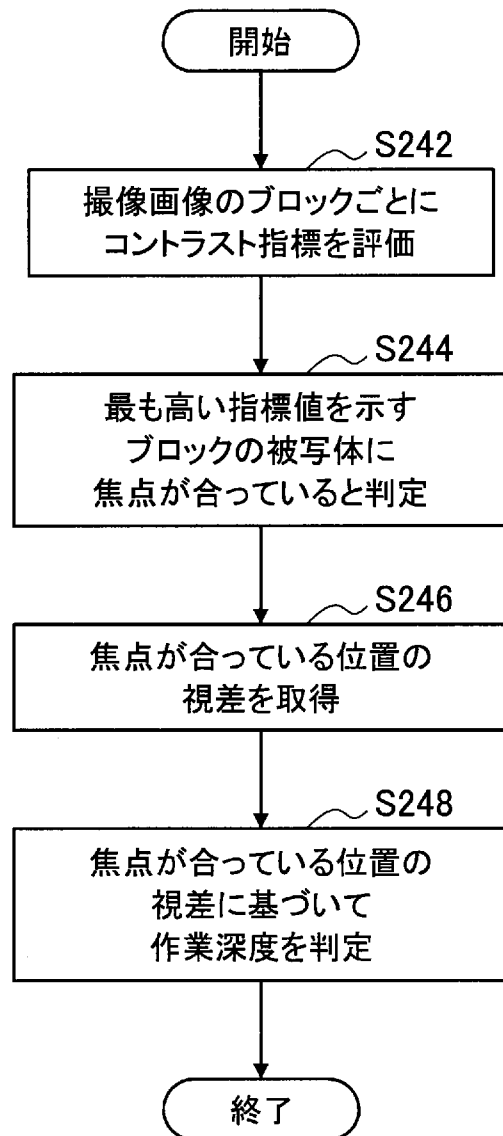
[図14]



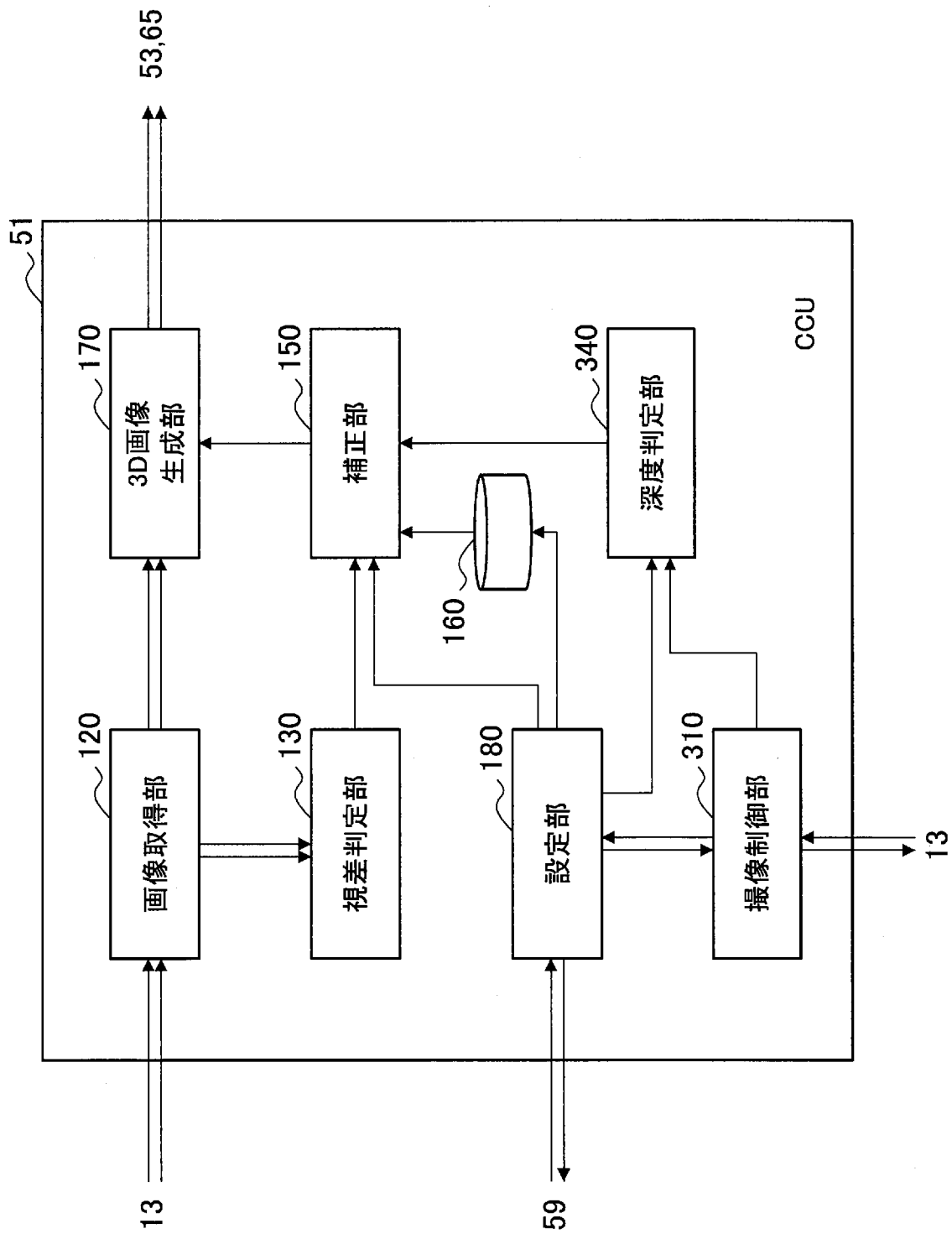
[図15A]



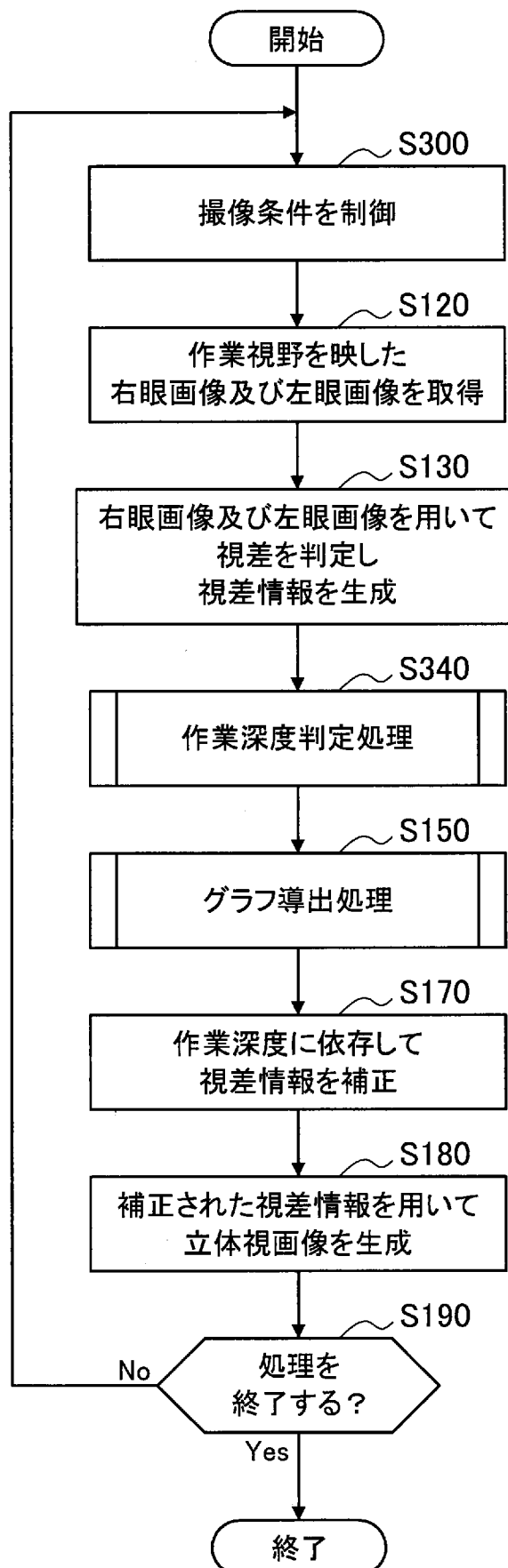
[図15B]



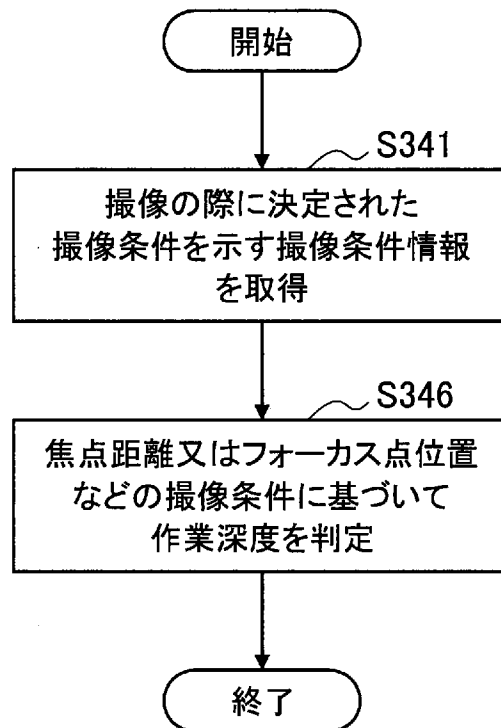
[図16]



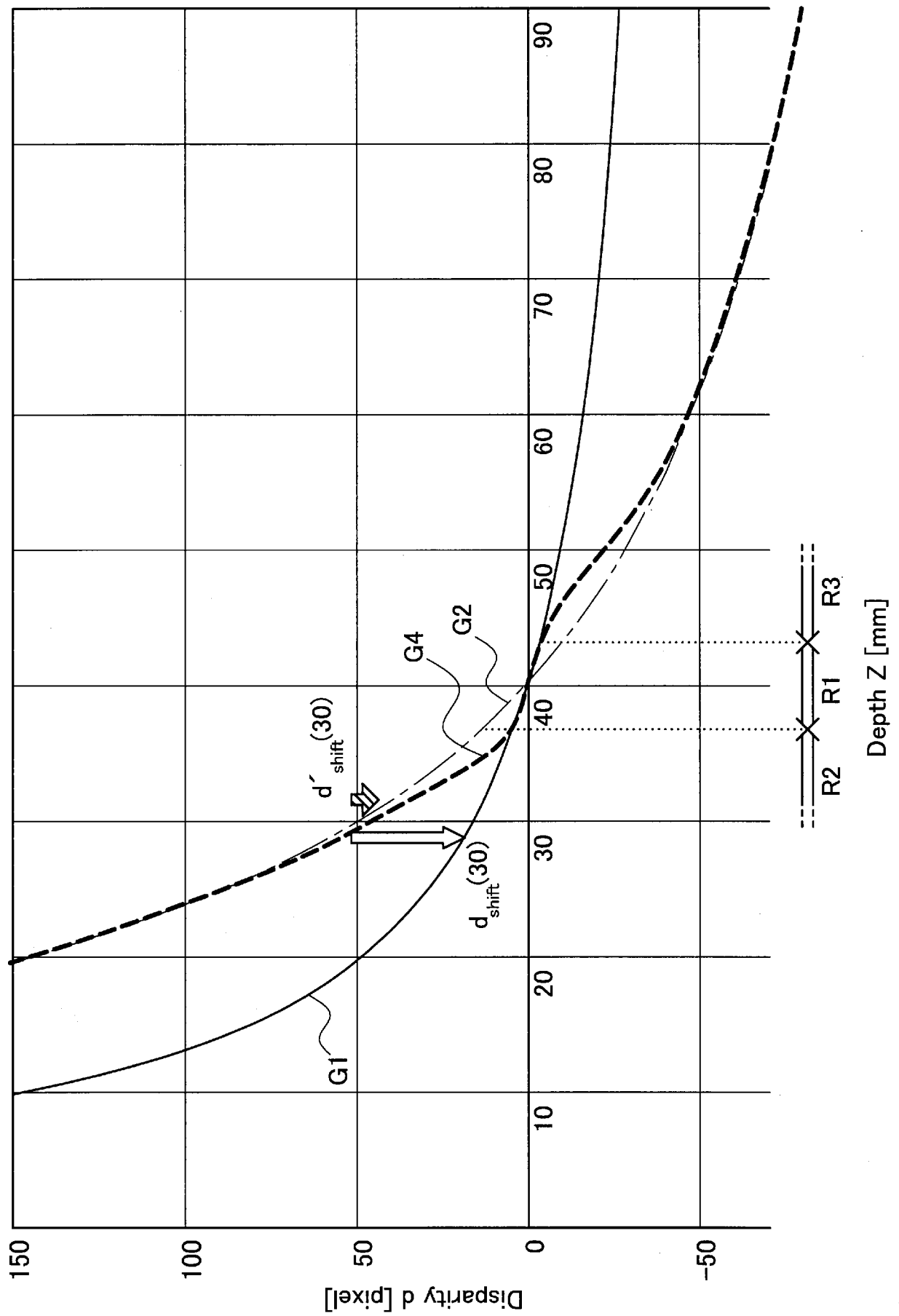
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/083868

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, G03B35/08(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i, H04N13/00(2006.01)i, H04N13/02(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, G03B35/08, H04N5/225, H04N7/18, H04N13/00, H04N13/02

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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	JP 2013-223666 A (Hoya Corp.), 31 October 2013 (31.10.2013), paragraphs [0034] to [0036]	1, 9, 13, 15-16, 18-20
Y	& WO 2013/161485 A1	14
A		2-8, 10-12, 17
Y	JP 2014-175965 A (Panasonic Healthcare Co., Ltd.), 22 September 2014 (22.09.2014), paragraph [0018]; fig. 2 (Family: none)	14

☐ 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
25 January 2017 (25.01.17)

Date of mailing of the international search report
07 February 2017 (07.02.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

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, G03B35/08(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i, H04N13/00(2006.01)i, H04N13/02(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, G03B35/08, H04N5/225, H04N7/18, H04N13/00, H04N13/02

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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 Y A	JP 2013-223666 A（H O Y A株式会社）2013. 10. 31, 【0034】 ～【0036】 & WO 2013/161485 A1	1, 9, 13, 15-16 , 18-20 14 2-8, 10-12, 17
Y	JP 2014-175965 A（パナソニックヘルスケア株式会社）2014. 09. 22, 【0018】, 図2（ファミリーなし）	14

❑ 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	「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

25. 01. 2017

国際調査報告の発送日

07. 02. 2017

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）

伊藤 昭治

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4077