

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, JO, JP, 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,
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).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

field image ($L(x, y)$).

(57) 要約: 撮像装置 (42a) が撮像した術野画像 ($K(x, y)$) から、3次元情報生成部 (14) が術野の3次元地図 ($D(X, Y, Z)$) (3次元情報) を生成する。そして、注目領域設定部 (20) (設定部) が、所定のタイミングで撮像された術野画像 ($K(x, y)$) の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する。注目領域推定部 (22) (推定部) は、3次元地図 ($D(X, Y, Z)$) と注目領域設定部 (20) が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像 ($K(x, y)$) の中から、注目領域の存在位置を推定する。そして、ズーム処理部 (26) (拡大画像生成部) が、推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像 ($L(x, y)$) を生成して、表示制御部 (40) が、少なくとも拡大術野画像 ($L(x, y)$) を出力する。

明 細 書

発明の名称：

医療用観察システム、医療用観察装置及び医療用観察方法

技術分野

[0001] 本開示は、医療用観察システム、医療用観察装置及び医療用観察方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、手術用内視鏡や手術用顕微鏡といった医療用観察装置によって、術野画像を大画面の表示装置に表示して、術者が当該術野画像をモニタしながら手術を行う例が増加している。内視鏡は体内に挿入された状態で使用される。したがって、内視鏡のレンズには、体内からの出血や、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行うエナジーデバイスの使用に伴う煙や油分の飛散によって、汚れが付着したり、曇りが発生したりしていた。そのため、内視鏡を頻繁に抜き取って、レンズを清掃する必要があった。そこで、レンズの汚れや曇りを抑制するために、例えば特許文献１に示すように、離れた位置から手術視野（術野）を拡大して観察する技術が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献１：特開２０１６－１９２９８６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、特許文献１に開示された技術は、特徴点を使ってその箇所に電子ズームを追跡させている。したがって、例えば外科手術において、体腔内に挿入した内視鏡を術中に頻繁に様々な方向に動かして観察するような場合、内視鏡が撮像する画像は大きな動きを伴うため、特徴点に対する追跡性能が十分ではなかった。また対象としている組織に対して処置を加えた場

合には、その部分の見え方が変化してしまうため、特徴点の追跡が困難になるという問題があった。これによって、拡大したい箇所を安定的に観察することができなかった。

[0005] そこで、本開示では、離れた位置から患部を拡大して安定的に観察することができる医療用観察システム、医療用観察装置及び医療用観察方法を提案する。

課題を解決するための手段

[0006] 上記の課題を解決するために、本開示に係る一形態の医療用観察システムは、術野を撮像して術野画像を得る撮像装置と、前記撮像装置が撮像した術野画像から、術野の３次元情報を生成する３次元情報生成部と、前記撮像装置が、所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、前記３次元情報と前記設定部が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定する推定部と、推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成する拡大画像生成部と、少なくとも前記拡大術野画像を出力する表示制御部と、を備える。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本開示の第１の実施の形態に係る医療用観察システムが適用され得る内視鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図2]本開示の第１の実施の形態に係る医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図3]地図生成部が術野の３次元地図を生成する方法の一例を説明する図である。

[図4]注目枠の設定方法の一例を示す図である。

[図5]注目枠の設定方法の別の一例を示す図である。

[図6]特徴点を抽出する領域を設定した例を示す図である。

[図7]医療用観察システムが表示させる画像の一例を示す図である。

[図8]医療用観察システムが行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

[図9]表示制御部が表示装置に出力する画像の表示形態の一例を示す図である。

[図10]内視鏡の移動に伴って、ズーム枠が術野画像の端に達した場合に行われる処理の一例を示す図である。

[図11]撮像装置が像面位相差センサを備える撮像素子で構成された医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図12]撮像装置が2つの撮像素子で構成された医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図13]撮像装置が2つの撮像素子で構成されるとともに、カメラコントロールユニットがトラッキング処理部を備える医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図14]撮像装置が撮像素子とデプスセンサで構成された医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図15]撮像装置が撮像素子とデプスセンサで構成されるとともに、カメラコントロールユニットがトラッキング処理部を備える医療用観察システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図16]術野画像の中に複数の注目領域を設定した例を示す図である。

[図17]術野画像の中から、所定の距離範囲の領域を強調表示させた例を示す図である。

[図18]術野画像の中に設定する注目枠の表示形態の一例を示す図である。

[図19]ズーム枠の設定方法の一例を示す図である。

[図20]医療用観察システムを運用している際のズーム枠の表示方法の一例を示す図である。

[図21]本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図22]顕微鏡手術システムを用いた手術の様子を示す図である。

[図23]顕微鏡手術システムが備える、ズーム枠を画面の中央部に保持する制御状態の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下に、本開示の実施の形態について図面に基づいて詳細に説明する。なお、以下の各実施の形態において、同一の部位には同一の符号を付することにより、重複する説明を省略する。

[0009] (第1の実施の形態)

[第1の実施の形態に係る医療用観察システムの構成]

図1は、本開示に係る医療用観察システムが適用され得る内視鏡手術システム5000の概略的な構成の一例を示す図である。図1では、術者(医師)5061が、内視鏡手術システム5000を用いて、患者ベッド5069上の患者5071に手術を行っている様子が図示されている。スコピスト5062は、内視鏡5001を把持して、患者5071の体腔内に挿入している。助手5063は、術具5017を把持して、患者5071の体腔内に挿入している。

[0010] 内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ5025a～5025dと呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ5025a～5025dから、内視鏡5001の鏡筒5003や、その他の術具5017が患者5071の体腔内に挿入される。図1の例では、その他の術具5017として、気腹チューブ5019、エネルギー処置具5021及び鉗子5023が、患者5071の体腔内に挿入されている。気腹チューブ5019は、内視鏡5001による視野の確保及び術者5061の作業空間の確保の目的で、患者5071の体腔を膨らめるために、体腔内にガスを送り込む。エネルギー処置具5021は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行う処置具である。また、図1には図示しないが、気腹チューブ5019及びエネルギー処置具5021は、非図示の制御装置と接続されており、術者5061等の指示を受けた術具5017が、所定の動作を行う。なお、図示する術具5017はあくま

で一例であり、術具５０１７としては、例えば撮子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

[0011] 内視鏡５００１によって撮像された患者５０７１の体腔内の術野の画像（以下、術野画像と呼ぶ）が、表示装置５０に表示される。術者５０６１は、表示装置５０に表示された術野画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具５０２１や鉗子５０２３を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。また、スコピスト５０６２は、表示装置５０に表示された術野画像をリアルタイムで見ながら、術野画像の中に患部が映るように、内視鏡５００１の位置を調整する。なお、気腹チューブ５０１９、エネルギー処置具５０２１及び鉗子５０２３は、手術中は、術者５０６１又は助手５０６３等によって把持される。

[0012] [内視鏡の概略構成]

内視鏡５００１は、先端から所定の長さの領域が患者５０７１の体腔内に挿入される鏡筒５００３（スコープともいう）と、鏡筒５００３の基端に接続されるカメラヘッド５００５と、から構成される。図１の例では、硬性の鏡筒５００３を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡５００１を図示しているが、内視鏡５００１は、軟性の鏡筒５００３を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

[0013] 鏡筒５００３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５００１には、図示しない光源装置が接続されており、当該光源装置によって生成された光が、鏡筒５００３の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒５００３の先端まで導光され、対物レンズを介して患者５０７１の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡５００１は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

[0014] カメラヘッド５００５の内部には光学系及び撮像素子が設けられており、観察対象からの反射光（観察光）は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子によって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。当該画像信号は

、RAWデータとしてカメラコントロールユニット（CCU：Camera Control Unit）12aに送信される。なお、カメラヘッド5005には、その光学系を適宜駆動させることにより、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

[0015] また、例えば立体視（3D表示）等に対応するために、カメラヘッド5005には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒5003の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

[0016] 内視鏡手術システム5000は、ユーザである術者5061、スコピスト5062、又は助手5063から各種の情報入力や指示入力を受け付ける入力デバイスを備える。例えば、ユーザは、入力デバイスを介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力デバイスを介して、内視鏡5001による撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示、エネルギー処置具5021等の術具5017を駆動させる旨の指示等を入力する。

[0017] 入力デバイスの種類は限定されず、入力デバイスは各種の公知の入力デバイスであってよい。入力デバイスとしては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ及び／又はレバー等が適用され得る。図1は、スコピスト5062が、入力デバイスの一例であるフットスイッチ5057を用いて情報入力を行う例を示している。例えば、スコピスト5062は、フットスイッチ5057を介して、術野画像の中に注目領域の設定等を行う。詳しくは後述する。なお、入力デバイスとしてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置50の表示面上に設けられてもよい。

[0018] [第1の実施の形態に係る医療用観察システムの構成の説明]

図2は、内視鏡手術に適用される医療用観察システム10aの機能構成を示す機能ブロック図である。医療用観察システム10aは、例えば、前記した内視鏡手術システム5000に適用されて、手術中に患者5071の体腔

内に挿入された内視鏡５００１によって、術野画像をモニタするシステムである。特に、医療用観察システム１０ａは、術野の３次元位置に基づいて、内視鏡５００１の位置・姿勢によらずに、常に設定した注目領域を拡大した拡大術野画像を表示させるシステムである。

[0019] 医療用観察システム１０ａは、撮像装置４２ａと、カメラコントロールユニット１２ａとを備える。撮像装置４２ａは、前記した内視鏡５００１のカメラヘッド５００５に実装されて、患者５０７１の体腔内の術野を撮像して術野画像を得る。カメラコントロールユニット１２ａは、撮像装置４２ａが撮像を行う際に、術野画像を生成するとともに、術野の３次元情報を生成する。

[0020] 撮像装置４２ａは、撮像素子４４ａを備える。撮像素子４４ａは、例えば、ＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサやＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサ等の撮像素子（光電変換素子）で構成されて、術野からの光を電気信号に変換する。

[0021] カメラコントロールユニット１２ａは、３次元情報生成部１４と、現像処理部１８と、注目領域設定部２０と、注目領域推定部２２と、３次元地図データ格納部２４と、ズーム処理部２６と、表示制御部４０とを備える。カメラコントロールユニット１２ａは、内視鏡の位置・姿勢によらずに、常に注目領域が拡大された拡大術野画像を生成して、表示装置５０に表示させる。なお、カメラコントロールユニット１２ａは、本開示における医療用観察装置の一例である。

[0022] ３次元情報生成部１４は、撮像素子４４ａが撮像した、例えば体腔内の術野画像の３次元位置を算出する。３次元情報生成部１４は、地図生成部１５と、自己位置推定部１６とを備える。地図生成部１５は、術野の３次元位置、及び後述する注目領域の３次元位置を示す３次元地図（以下、単に地図と呼ぶ）を生成する。地図の生成方法は後述する。自己位置推定部１６は、生成された地図と、所定のタイミングで撮像された術野画像とに基づいて、当該所定のタイミングにおける内視鏡５００１の自己位置及び姿勢を推定する。

。

[0023] 現像処理部 18 は、撮像データを視認可能な画像に変換する現像処理を行う。現像処理部 18 は、撮像素子 44 a が出力した RAW データに対して、現像処理（デモザイク処理）等の、画像を表示するための各種の画像処理を施す。より具体的には、現像処理部 18 は、RAW データに対して、予め設定されたデジタルゲインやガンマカーブを適用することによって、RAW データを可視可能な画像データとする。なお、設定するデジタルゲインやガンマカーブは、術者 5061 やスコピスト 5062 が見やすい画像データが生成されるように、予め調整しておくのが望ましい。

[0024] 注目領域設定部 20 は、撮像素子 44 a が撮像して現像処理部 18 が視認可能に変換した術野画像の中から、例えば、手術によって摘出する腫瘍等の注目したい領域を指定する。より具体的には、医療用観察システム 10 a の操作者が、液晶モニタ等の表示装置 50 で術野画像をモニタしながら、術野画像の中から、少なくとも一つの注目領域を設定する。注目領域の具体的な設定方法は後述する。なお、注目領域設定部 20 は、本開示における設定部の一例である。

[0025] 注目領域推定部 22 は、任意のタイミングにおける術野画像の中の注目領域の存在位置を推定する。なお、注目領域推定部 22 は、本開示における推定部の一例である。

[0026] 3次元地図データ格納部 24 は、前記した地図生成部 15 が生成した術野の 3次元地図を格納する。なお、3次元地図データ格納部 24 に格納される 3次元地図は、時間の経過とともに更新される。

[0027] ズーム処理部 26 は、注目領域推定部 22 が推定した注目領域の存在位置に基づいて、当該タイミングにおいて推定される注目領域を拡大した拡大術野画像を生成する。なお、ズーム処理部 26 は、本開示における拡大画像生成部の一例である。ズーム処理部 26 は、例えば、画素間の画素値を補間することによって、術野画像に対して電子的なズーム処理を行う。画素値の補間は、例えば、ニアレストネイバー法、バイリニア法、バイキュービック法

、ランチョス法等の公知の手法を用いて行えばよい。また、ズーム処理部 26 は、超解像処理を加えて電子ズームを行ってもよい。

[0028] なお、ズームの拡大率は、予め設定された所定の倍率にしてもよいし、注目領域の大きさから、ズーム処理部 26 が自動的に決定してもよい。また、操作者であるスコピスト 5062 等のユーザが倍率を指定してもよい。

[0029] 表示制御部 40 は、現像処理部 18 が生成した術野画像と、ズーム処理部 26 が生成した拡大術野画像と、を表示装置 50 に出力する表示制御を行う。表示装置 50 としては、液晶ディスプレイ装置、又は EL (Electro Luminescence) ディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が適用可能である。なお、表示装置 50 は、少なくとも、拡大術野画像を表示させる第 1 の表示領域 52a を備えている。また、表示装置 50 は、図 2 に示すように、第 1 の表示領域 52a とともに、術野画像を表示させる第 2 の表示領域 52b を備えてもよい。その場合、表示装置 50 は 1 台のモニタの中に第 1 の表示領域 52a と第 2 の表示領域 52b を備えてもよいし、表示装置 50 が、異なる 2 台のモニタで構成されて、各モニタが、それぞれ、第 1 の表示領域 52a と第 2 の表示領域 52b を備えていてもよい。

[0030] [3次元地図の生成方法の説明]

次に、地図生成部 15 が、術野の 3 次元地図を生成する方法について説明する。図 3 は、地図生成部 15 が術野の 3 次元地図を生成する方法を説明する図である。

[0031] 図 3 は、空間上の点を基準位置 O とする 3 次元空間 XYZ において、撮像装置 42a で静止した物体 100 を観測している様子を示している。そして、撮像装置 42a は、所定のタイミング、例えば時刻 t において術野画像 $K(x, y, t)$ を撮像して、前記所定のタイミングとは異なるタイミング、例えば時刻 $t + \Delta t$ において術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ を撮像したものとする。なお、時間間隔 Δt は、例えば 33 msec 等に設定される。また、基準位置 O は任意に設定してよいが、例えば、時間とともに移動しない位置に設定するのが望ましい。なお、術野画像 $K(x, y, t)$ の x は、画

像の水平方向の座標を表し、 y は、画像の垂直方向の座標を表す。

[0032] 地図生成部 15 は、まず、術野画像 $K(x, y, t)$ 及び術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、特徴となる画素である特徴点を検出する。特徴点とは、例えば、隣接する画素との間で、画素値が所定値以上異なる画素である。なお、特徴点は、時間が経過しても安定して存在する点であることが望ましく、例えば、画像の中でエッジを構成する画素がよく利用される。ここで、以下の説明を簡単にするため、術野画像 $K(x, y, t)$ の中から、物体 100 の頂点である特徴点 $A1, B1, C1, D1, E1, F1, H1$ が検出されたとする。

[0033] 次に、地図生成部 15 は、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、特徴点 $A1, B1, C1, D1, E1, F1, H1$ にそれぞれ対応する点を探索する。具体的には、特徴点 $A1$ の画素値、特徴点 $A1$ の近傍の画素値等に基づいて、同様の特徴を有する点を、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から探索する。この探索処理によって、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、特徴点 $A1, B1, C1, D1, E1, F1, H1$ に対応する特徴点 $A2, B2, C2, D2, E2, F2, H2$ が、それぞれ検出されたとする。

[0034] 続いて、地図生成部 15 は、3次元測量の原理に基づいて、例えば、特徴点 $A1$ の術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ 上の2次元座標と、特徴点 $A2$ の術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ 上の2次元座標とから、空間上の点 A の3次元座標 (X_A, Y_A, Z_A) を算出する。このようにして算出された3次元座標 (X_A, Y_A, Z_A) の集合として、物体 100 が置かれた空間の3次元地図 $D(X, Y, Z)$ が生成される。生成された3次元地図 $D(X, Y, Z)$ は、3次元地図データ格納部 24 に記憶される。なお、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ は、本開示における3次元情報の一例である。

[0035] なお、時間間隔 Δt の間に、撮像装置 42a の位置と姿勢が変化しているため、地図生成部 15 は、撮像装置 42a の位置と姿勢も同時に推定する。数学的には、物体 100 を構成する各特徴点の3次元座標と、撮像装置 42

aの位置と、姿勢とを未知数として、術野画像 $K(x, y, t)$ と術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ でそれぞれ観測された特徴点の2次元座標に基づいて連立方程式を立てる。地図生成部15は、この連立方程式を解くことによって、物体100を構成する各特徴点の3次元座標と、撮像装置42aの位置及び姿勢とを推定する。

[0036] このように、撮像装置42aが撮像した術野画像 $K(x, y, t)$ の中から複数の特徴点を検出して、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ の中から、それらの特徴点に対応する点を検出することによって、撮像装置42aが観測している環境の3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を生成することができる。さらに、撮像装置42aの位置と姿勢、すなわち自己位置を推定することができる。また、前記した処理を繰り返して実行することによって、例えば、当初は見えなかった特徴点が見えるようになることによって、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を拡充することができる。また、処理を繰り返すことによって、同じ特徴点の3次元位置を繰り返し算出することができるため、例えば平均化処理を行うことによって、算出誤差を低減することができる。このように、3次元地図データ格納部24に記憶された3次元地図 $D(X, Y, Z)$ は、随時更新される。なお、環境の3次元地図を作成するとともに、撮像装置42aの自己位置を特定する技術は、一般にSLAM (Simultaneous Localization and Mapping) 技術と呼ばれている。

[0037] 単眼カメラを用いたSLAM技術の基本的な原理は、例えば「Andrew J. Davison, “Real-Time Simultaneous Localization and Mapping with a Single Camera”, Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Computer Vision Volume 2, 2003, pp.1403-1410」において説明されている。また、被写体のカメラ画像を用いて被写体の3次元位置を推定するSLAM技術は、特にVisual SLAMとも称される。

[0038] [注目領域の設定方法の説明]

注目領域は、注目領域設定部20の作用によって設定する。具体的には、

注目領域設定部20は、注目領域を示す注目枠を術野画像に重畳して表示させて、当該注目枠の大きさ・形状・位置を指定することによって行う。

[0039] 図4は、注目枠の設定方法の一例を示す図である。図4Aは、内視鏡5001で観察された術野画像K(x, y)の一例を示す図である。なお、以下の説明において、術野画像を撮像したタイミング（例えば時刻）の情報は省略して、術野画像は単にK(x, y)と記載して説明する。図4bは、注目領域に設定したい患部が術野画像K(x, y)の中央に映るように、内視鏡5001の向きを調整するとともに、注目領域設定部20が、注目領域を示す注目枠110を設定した状態の一例を示す図である。図4Cは、注目枠110を含む領域を所定の倍率で拡大表示した拡大術野画像L(x, y)の一例を示す図である。

[0040] スコピスト5062は、例えば、図4Aに示す術野画像K(x, y)を見ながら、患部等の拡大したい特定位置が術野画像K(x, y)の中央（所定の位置の一例）に映るように、内視鏡5001を移動させる。

[0041] 図4Bに示すように、注目したい特定位置が術野画像K(x, y)の中央（所定の位置の一例）に映ったら、スコピスト5062は、フットスイッチ5057（図1）を踏んで、注目領域設定部20に対して、注目領域の設定を指示する。このとき、フットスイッチ5057が踏まれたことをトリガとして注目領域の設定を指示する設定信号が発生する。そして、注目領域設定部20は、設定信号が入力されたことを条件として、図4Bに示すように、術野画像K(x, y)の中央に、予め決められたサイズの注目枠110を表示させることによって、注目領域を設定する。なお、注目枠110のサイズ、形状は任意に設定してよいが、詳しくは後述する。

[0042] なお、注目領域設定部20が注目領域を設定させる方法は、前記した方法に限定されるものではない。例えば、表示装置50の画面に積層させてタッチパネルを設置して、当該タッチパネルの操作を検出することによって、タッチパネルが押下された位置に注目領域を設定してもよい。また、マウスによって、注目領域の位置や形状を設定してもよい。さらに、注目領域設定部

20は、ジェスチャー等の操作に基づいて、注目領域の位置や形状を設定してもよい。

[0043] 図5は、注目枠の設定方法の別の一例を示す図である。図5Aは、内視鏡5001で観測された術野画像K(x , y)の一例を示す図である。スコピスト5062は、表示装置50に表示された術野画像K(x , y)を見ながら、注目したい領域の位置を、タッチパネルやマウス等の入力デバイスによって指定する。注目領域設定部20は、術野画像K(x , y)に重畳させて、指定された領域を示す注目領域指示情報105を表示させる。

[0044] 続いて、注目領域設定部20は、入力された注目領域指示情報105の位置に、注目枠110を設定する。注目領域設定部20は、術野画像K(x , y)に重畳させて、図5Bに示すように、設定された注目枠110を表示させる。なお、注目枠110は、予め設定された大きさ、形状の枠であってもよいし、注目領域指示情報105を模した閉領域であってもよい。

[0045] その後、ズーム処理部26は、内視鏡5001の位置と姿勢に関わらず、図5Cに示すように、設定された注目枠110を所定の倍率で拡大した拡大術野画像L(x , y)を生成して表示させる。

[0046] なお、注目領域設定部20は、前記した3次元地図D(X , Y , Z)を利用して、3次元空間内での距離や撮像系からの距離が一定範囲にある等の条件を加味して注目領域を設定してもよい。また、注目枠110の表示形態は、図4、図5に示したものに限定される訳ではない。注目枠110の表示形態のバリエーションについては後述する(図18参照)。さらに、注目領域設定部20は、ジェスチャー等の操作に基づいて、注目領域の位置や形状を設定してもよい。

[0047] 続いて、ズーム処理部26は、図4Cに示すように、術野画像K(x , y)の注目枠110を含む領域を所定の倍率で拡大した、拡大術野画像L(x , y)を生成する。このとき、図4Cに示すように、注目枠110も所定の倍率で拡大して表示する。そして、表示制御部40は、生成された拡大術野画像L(x , y)を表示装置50に出力して表示させる。術者5061は、

表示装置 50 に表示された拡大術野画像 $L(x, y)$ を観察しながら、手術を行う。

[0048] なお、図 4 には図示しないが、医療用観察システム 10a は、拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成した後は、所定の時間間隔 Δt で術野画像 $K(x, y)$ の撮像と表示を繰り返す。そして、術野画像 $K(x, y)$ が撮像される都度、新たな拡大術野画像 $L(x, y)$ の生成と表示が繰り返される。

[0049] [注目領域の存在位置の推定方法の説明]

その後、術野画像 $K(x, y)$ の観察時間が経過すると、時刻とともに内視鏡 5001 の位置や姿勢が変化する場合がある。そして、注目領域推定部 22 は、術野画像 $K(x, y)$ の中から注目領域の存在位置を推定する。ズーム処理部 26 は、推定した注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成する。表示制御部 40 は、図 4C に示すように、拡大術野画像 $L(x, y)$ を表示装置 50 に出力して表示させる。このような処理を継続することによって、医療用観察システム 10a は、表示装置 50 に拡大術野画像 $L(x, y)$ を表示し続ける。

[0050] ここで、内視鏡 5001 の位置や姿勢が変化した場合に、注目領域推定部 22 が、術野画像 $K(x, y)$ の中から注目領域の存在位置を推定する方法について説明する。

[0051] 注目領域推定部 22 は、所定のタイミング、例えば時刻 t における内視鏡 5001 の位置及び姿勢と、前記所定のタイミングとは異なるタイミング、例えば時刻 $t + \Delta t$ における内視鏡 5001 の位置及び姿勢と、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ とに基づいて、時刻 t における注目枠 110 が、時刻 $t + \Delta t$ において、術野画像 $K(x, y, t + \Delta t)$ のどの位置に観測されるかを推定する。

[0052] 具体的には、注目領域推定部 22 は、内視鏡 5001 の位置及び姿勢に基づいて、設定した注目枠 110 の近傍の複数の特徴点が、時刻 t から時刻 $t + \Delta t$ の間にどのように移動したかを特定する。そして、注目領域推定部 22 は、特定した特徴点の移動状態に基づいて、注目領域の位置を推定する。

[0053] なお、注目領域として設定した領域は、一般に、手術の対象となる患部であることが多い。患部は、手術によって切除されたり、出血したり、大きく変形したりする可能性が高い。したがって、仮に注目領域の内部に特徴点を設定しても、時間の経過とともに、その特徴点が消失する可能性がある。したがって、注目領域を設定した後の術野画像 $K(x, y)$ からは、注目領域の周囲を除いた領域の中から特徴点を抽出するのが望ましい。

[0054] 図6は、特徴点を抽出する領域を設定した例を示す画像である。前記した地図生成部15は、図6に示すように、注目枠110を設定した画面の中央部を避けて、画面の周囲にマスク120を設定する。そして、地図生成部15は、設定したマスク120の内部のみで特徴点を抽出する。設定されたマスク120の領域は、注目領域の位置を示す注目枠110から離れているため、手術中の変形が少ないと想定される。したがって、マスク120の内部は、時間の経過に関わらずに、安定して特徴点を検出することができる。そして、特徴点が安定して抽出できるため、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ や内視鏡5001の位置及び姿勢の推定精度の安定性が向上する。

[0055] なお、術野画像 $K(x, y)$ において、マスク120の内部に、鉗子5023等の手術器具又は術者の指等の術野に関係しない物体が写り込む場合がある。これらの物体を構成する特徴点は、時間の経過とともに不規則に移動する可能性が高い。すなわち、術野画像 $K(x, y)$ の中に安定して存在する保証がないため、これらの物体を除去した上で特徴点を抽出するのが望ましい。そのため、地図生成部15は、術野画像 $K(x, y)$ の中から、予め登録した、手術器具や指等の物体を除去する機能を備えてもよい。この除去機能は、例えば予め登録した物体を画像認識して、認識した物体が存在する領域は、計算対象としない機能である。

[0056] [第1の実施の形態に係る医療用観察システムが表示させる画像の説明]

図7は、医療用観察システム10aが表示させる画像の一例を示す図である。図7に示すように、表示制御部40は、スコピスト5062がモニタする術野画像 $K(x, y)$ を表示装置50a（第2の表示領域52b）に出力

して表示させる。また、表示制御部40は、術者5061がモニタする拡大術野画像 $L(x, y)$ を、表示装置50aとは異なる表示装置50b（第1の表示領域52a）に出力して表示させる。このような表示形態とすることにより、術者5061とスコピスト5062は、それぞれ見易い位置に表示装置50a、50bを配置することができる。したがって、術者5061は、拡大術野画像 $L(x, y)$ を観察しながら手術を進行させやすくすることができる。また、スコピスト5062は、術野画像 $K(x, y)$ を観察しながら内視鏡5001の位置の調整等を行い易くなる。

[0057] なお、図7に示すように、術野画像 $K(x, y)$ の中には、前記した注目枠110と、拡大術野画像 $L(x, y)$ の範囲を示すズーム枠112を表示してもよい。注目枠110とズーム枠112は、内視鏡5001の動きに応じて、術野画像 $K(x, y)$ の中で移動する。このように、術野画像 $K(x, y)$ の中に注目枠110とズーム枠112を表示することによって、スコピスト5062は、術野画像 $K(x, y)$ のみを確認して、拡大術野画像 $L(x, y)$ に適切な範囲が表示されているかを即座に確認することができる。また、注目枠110とズーム枠112とを表示する必要がない場合は、スコピスト5062の操作指示によって、これらの表示を独立してON/OFFしてもよい。

[0058] なお、医療用観察システム10aは、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を生成するとともに、内視鏡5001の位置及び姿勢の推定を行うため、注目領域の近傍の特徴点の3次元位置を算出することができる。したがって、撮像された術野画像 $K(x, y)$ を透視変換または／および回転変換することによって、注目領域を常に同じ方向から見た拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成して表示させることもできる。

[0059] [第1の実施の形態に係る医療用観察システムが行う処理の流れの説明]

次に、第1の実施の形態の医療用観察システム10aが行う処理の流れを説明する。図7は、医療用観察システム10aが行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

- [0060] 以下、図8のフローチャートについて説明する。まず、撮像素子44aは、術野画像 $K(x, y)$ を撮像する（ステップS10）。
- [0061] 地図生成部15は、撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中から特徴点を抽出する（ステップS11）。
- [0062] さらに、撮像素子44aは、所定のタイミング、例えば Δt 秒後の術野画像 $K(x, y)$ を撮像する（ステップS12）。
- [0063] 地図生成部15は、撮像した Δt 秒後の術野画像 $K(x, y)$ の中から特徴点を抽出する（ステップS13）。
- [0064] 地図生成部15は、特徴点の3次元位置を算出することによって、3次元地図 $D(X, Y, Z)$ を生成する（ステップS14）。
- [0065] 自己位置推定部16は、内視鏡5001の位置及び姿勢を推定する（ステップS15）。
- [0066] 注目領域設定部20は、術野画像 $K(x, y)$ の中に注目領域を設定する（ステップS16）。
- [0067] ズーム処理部26は、拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成する。そして、表示制御部40は、生成された拡大術野画像 $L(x, y)$ を表示装置50に表示させる（ステップS17）。
- [0068] 表示制御部40は、処理の終了指示があるかを判定する（ステップS18）。終了指示があると判定される（ステップS18: Yes）と、医療用観察システム10aは、図8の処理を終了する。一方、終了指示があると判定されない（ステップS18: No）と、ステップS19に移行する。なお、処理の終了指示は、例えば、カメラコントロールユニット12aの電源スイッチ（非図示）をOFFにする等の操作を検出することによって行われる。
- [0069] ステップS18においてNoと判定されると、撮像素子44aは、所定のタイミング、例えば Δt 秒後の術野画像 $K(x, y)$ を撮像する（ステップS19）。
- [0070] 地図生成部15は、撮像された Δt 秒後の術野画像 $K(x, y)$ の中から特徴点を抽出する（ステップS20）。

[0071] 地図生成部 15 は、特徴点の 3 次元位置を算出することによって、ステップ S 14 で生成した 3 次元地図 D (X, Y, Z) を更新する (ステップ S 21)。

[0072] 自己位置推定部 16 は、内視鏡 5001 の位置及び姿勢を推定する (ステップ S 22)。

[0073] 注目領域推定部 22 は、ステップ S 19 で撮像した Δt 秒後の術野画像 K (x, y) における注目領域の位置を推定する (ステップ S 23)。その後、ステップ S 17 に戻る。

[0074] [第 1 の実施の形態の作用効果の説明]

以上説明したように、第 1 の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、3 次元情報生成部 14 は、撮像装置 42a が撮像した術野画像 K (x, y) から、術野の 3 次元地図 D (X, Y, Z) (3 次元情報) を生成する。そして、注目領域設定部 20 (設定部) は、所定のタイミングで撮像された術野画像 K (x, y) の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する。注目領域推定部 22 (推定部) は、3 次元地図 D (X, Y, Z) と注目領域設定部 20 が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像 K (x, y) の中から、注目領域の存在位置を推定する。そして、ズーム処理部 26 (拡大画像生成部) は、推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像 L (x, y) を生成して、表示制御部 40 は、少なくとも拡大術野画像 L (x, y) を出力する。したがって、撮像装置 42a が実装された内視鏡 5001 が位置や姿勢を変化させた場合であっても、離れた位置から患部を拡大して観察し続けることができる。

[0075] また、第 1 の実施の形態の医療用観察システム 10a によると、表示制御部 40 は、術野画像 K (x, y) と、拡大術野画像 L (x, y) と、を表示させる。したがって、術者 5061 が見たい拡大術野画像 L (x, y) と、スコーピスト 5062 が見たい術野画像 K (x, y) と、をともに表示することができる。

- [0076] また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、表示制御部40は、2つの表示装置50a、50bに、それぞれ、術野画像K(x, y)と拡大術野画像L(x, y)とを表示させる。したがって、術者5061とスコピスト5062は、それぞれ見易い位置に表示装置50a、50bを配置することができる。
- [0077] また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、注目領域設定部20(設定部)は、表示制御部40が表示装置50に表示させた術野画像K(x, y)の特定位置を、当該表示装置50の所定の位置に合致させた状態で、注目領域の設定を指示する設定信号が発生したことを条件として、前記特定位置を注目領域に指定する。したがって、定型的な操作によって、注目領域を容易かつ確実に設定することができる。
- [0078] また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、注目領域設定部20(設定部)は、表示制御部40が表示装置50に表示させた術野画像K(x, y)上の、入力デバイスによって指示された位置に注目領域を設定する。したがって、直観的な操作によって、注目領域を容易かつ確実に設定することができる。
- [0079] また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、撮像装置42aは、1つの撮像素子44aを備えて、3次元情報生成部14は、撮像装置42aが異なる時刻に撮像した少なくとも2枚の術野画像K(x, y)に基づいて、術野の3次元地図D(X, Y, Z)(3次元情報)を生成する。したがって、単眼カメラのみという簡易な構成の撮像装置42aを用いて、離れた位置から患部を拡大して観察し続けることができる。
- [0080] また、第1の実施の形態の医療用観察システム10aによると、撮像装置42aは内視鏡5001に実装される。したがって、内視鏡5001を利用した手術等を行う際に、術者5061は患部を拡大して安定的に観察することができる。
- [0081] また、第1の実施の形態のカメラコントロールユニット12a(医療用観察装置)によると、術野を撮像した術野画像K(x, y)から、3次元情報

生成部 14 が術野の 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ (3 次元情報) を生成する。そして、注目領域設定部 20 (設定部) が、ある時刻に撮像された術野画像 $K(x, y)$ の中に、少なくとも一つの注目領域を設定する。注目領域推定部 22 (推定部) は、3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ と注目領域設定部 20 が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記時刻とは異なる時刻に撮像された術野画像 $K(x, y)$ の中から、注目領域の存在位置を推定する。そして、ズーム処理部 26 (拡大画像生成部) が、推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成して、表示制御部 40 が、少なくとも拡大術野画像 $L(x, y)$ を表示させる。したがって、患部を拡大して観察し続けることができる。

[0082] なお、医療用観察システム 10a において、撮像装置 42a を内蔵する内視鏡 5001 が、ジャイロセンサ等の加速度センサを実装してもよい。加速度センサの出力をモニタすることによって、内視鏡 5001 の位置と姿勢をリアルタイムで計測することができる。したがって、撮像装置 42a が異なる時刻に 2 枚の画像を撮像することなく、内視鏡 5001 の位置と姿勢を計測することができ、これによって、注目領域の位置を推定することができる。

[0083] (第 2 の実施の形態)

医療用観察システム 10a の構成は、第 1 の実施の形態で説明した構成に限定されるものではなく、様々な変形例を実現することができる。以下、医療用観察システムの別の実施の形態について、順を追って説明する。

[0084] 図 9 は、表示制御部 40 が表示装置 50 に出力する画像の表示形態の一例を示す図である。すなわち、第 1 の実施の形態では、表示制御部 40 が、拡大術野画像 $L(x, y)$ のみを表示装置 50 に出力する例、及び異なる表示装置 50a、50b に、それぞれ術野画像 $K(x, y)$ 、拡大術野画像 $L(x, y)$ を出力する例について説明したが、出力した画像の表示形態は、これらに限定されるものではない。

[0085] 図 9A は、表示制御部 40 が、術野画像 $K(x, y)$ と拡大術野画像 $L(x, y)$ を出力する例を示す図である。

x, y) とを隣接させて (サイドバイサイドで) 表示装置 50 に表示させた例である。すなわち、表示装置 50 の表示画面上に設定した第 1 の表示領域 52 a に拡大術野画像 $L(x, y)$ を表示させて、第 2 の表示領域 52 b に術野画像 $K(x, y)$ を表示させる。このような表示形態とすることにより、術者 5061 は、拡大術野画像 $L(x, y)$ を観察しながら手術を進行させることができ、スコピスト 5062 は、術野画像 $K(x, y)$ を観察しながら内視鏡 5001 の位置を調整することができる。

[0086] 図 9 B は、表示制御部 40 が、拡大術野画像 $L(x, y)$ の一部に術野画像 $K(x, y)$ を重畳させて (PinP で)、表示装置 50 に表示させた例である。この場合、第 2 の表示領域 52 b が第 1 の表示領域 52 a の一部に重畳される。このような表示形態とすることにより、術者 5061 は、拡大術野画像 $L(x, y)$ を観察しながら手術を進行させることができ、スコピスト 5062 は、術野画像 $K(x, y)$ を観察しながら内視鏡 5001 の位置を調整することができる。なお、術野画像 $K(x, y)$ を重畳させる位置は、図 9 B の例に限定されるものではなく、拡大術野画像 $L(x, y)$ の左上、右上、右下のいずれの場所に重畳してもよい。

[0087] [第 2 の実施の形態の作用効果の説明]

このように、第 2 の実施の形態によると、表示制御部 40 は、1 つの表示装置 50 に、術野画像 $K(x, y)$ と拡大術野画像 $L(x, y)$ とを、隣接させて表示させる。したがって、術者 5061 が見たい拡大術野画像 $L(x, y)$ と、スコピスト 5062 が見たい術野画像 $K(x, y)$ と、をともに表示することができる。

[0088] また、第 2 の実施の形態によると、表示制御部 40 は、1 つの表示装置 50 に、拡大術野画像 $L(x, y)$ の一部に術野画像 $K(x, y)$ を重畳させて表示させる。したがって、術者 5061 が見たい拡大術野画像 $L(x, y)$ と、スコピスト 5062 が見たい術野画像 $K(x, y)$ と、をともに表示することができる。特に、拡大術野画像 $L(x, y)$ をできるだけ大きく表示することができる。

[0089] (第3の実施の形態)

図10は、内視鏡5001の移動に伴って、ズーム枠が術野画像K(x, y)の端に達した場合に行われる処理の一例を示す図である。ズーム枠とは、拡大術野画像L(x, y)の表示範囲を示す枠である。

[0090] ここで、内視鏡5001は、円形断面を有するチューブ状であるため、内視鏡5001で観察した術野画像K(x, y)は、周囲に円形のけられ領域130を伴う。けられ領域130は光が達しない領域であるため、図10Aに示すように黒色領域として観察される。

[0091] スコピスト5062が内視鏡5001を移動させた場合、ズーム枠が術野画像K(x, y)の端に達する可能性がある。このような場合、医療用観察システム10aは、予め用意された3つの処理形態のうち、一つの処理形態をとる。

[0092] 図10Bは、ズーム枠112aが術野画像K(x, y)の端に達した場合に、画像情報のない領域を黒塗りして表示する例である。すなわち、ズーム処理部26は、ズーム枠112aのうち、術野画像K(x, y)の辺縁を超える領域及びけられ領域130に重複する領域には、所定の画素値(例えば、黒を表す画素値0)を格納した拡大術野画像L(x, y)を生成する。そして、表示制御部40は、生成された拡大術野画像L(x, y)を表示させる。

[0093] 具体的には、ズーム枠112aが、図10Aの位置に達した場合には、ズーム枠112aの内部の画像情報が欠落した領域に、黒を表す画素値0を補った拡大術野画像L(x, y)を表示させる。このような表示形態とすることによって、スコピスト5062は、黒色の領域が拡大することから、内視鏡5001の位置が術野画像K(x, y)の端に達したことを即座に認識することができる。そして、スコピスト5062は、内視鏡5001の位置を調整することによって、けられのない拡大術野画像L(x, y)を再び生成させることができる。

[0094] 図10Cは、ズーム枠112aが術野画像K(x, y)の端に達した場合

に、画面端をそのまま表示し続ける例である。すなわち、ズーム処理部 26 は、ズーム枠 112a の辺縁、すなわち拡大術野画像 $L(x, y)$ の辺縁と、術野画像 $K(x, y)$ の辺縁と、が一致した場合に、内視鏡 5001 が、更に術野画像 $K(x, y)$ の辺縁を超えて移動した場合であっても、ズーム枠 112a の位置を保持して拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成する。そして、表示制御部 40 は、生成された拡大術野画像 $L(x, y)$ を表示させる。

[0095] 具体的には、ズーム枠 112a が図 10A の位置に達した場合には、ズーム枠 112a をズーム枠 112b の位置に移動させて、移動させたズーム枠 112b の内部の画像を拡大術野画像 $L(x, y)$ として表示させる。すなわち、このときズーム枠 112b の左端部は、術野画像 $K(x, y)$ の左端と一致する。このような表示形態とすることによって、内視鏡 5001 の動きによらずに、拡大術野画像 $L(x, y)$ の表示領域を術野画像 $K(x, y)$ の端部に保持することができる。

[0096] 図 10D は、ズーム枠 112a が術野画像 $K(x, y)$ の端に達した場合に、ズーム処理部 26 は、拡大術野画像 $L(x, y)$ の生成を中止する例である。そして、このとき、表示制御部 40 は、術野画像 $K(x, y)$ を表示させる。

[0097] このような表示形態とすることによって、スコピスト 5062 は、拡大術野画像 $L(x, y)$ の表示が解除されるため、内視鏡 5001 の撮像範囲が術野画像 $K(x, y)$ の端に達したことを即座に認識することができる。そして、スコピスト 5062 は、内視鏡 5001 の位置を調整することによって、けられのない拡大術野画像 $L(x, y)$ を再び生成させることができる。

[0098] なお、ズーム枠 112a が術野画像 $K(x, y)$ の端に達した場合に、前記したいずれの処理を行うかは、予め、ズーム処理部 26 に設定しておけばよい。

[0099] [第 3 の実施の形態の作用効果の説明]

このように、第 3 の実施の形態によると、ズーム処理部 26（拡大画像生

成部)は、ズーム枠112aが、術野画像K(x, y)の辺縁に達した場合、又は術野画像K(x, y)のけられ領域に重複した場合には、ズーム枠112aのうち、辺縁を超える領域及びけられ領域に重複する領域には、所定の画素値を格納した拡大術野画像L(x, y)を生成する。したがって、スコピスト5062は、ズーム枠112aが術野画像K(x, y)の辺縁に達したことを即座に認識することができる。そして、スコピスト5062は、けられが発生しないように、内視鏡5001の位置を調整することができる。

[0100] また、第3の実施の形態によると、ズーム処理部26(拡大画像生成部)は、ズーム枠112aが術野画像K(x, y)の辺縁に達した場合には、拡大術野画像L(x, y)の辺縁と術野画像K(x, y)の辺縁とが一致する拡大術野画像L(x, y)を生成する。したがって、けられのない拡大術野画像L(x, y)を表示させ続けることができる。

[0101] また、第3の実施の形態によると、ズーム処理部26(拡大画像生成部)は、ズーム枠112aが、術野画像K(x, y)の辺縁に達した場合、又は術野画像K(x, y)のけられ領域に重複した場合には、拡大術野画像L(x, y)の生成を中止する。したがって、スコピスト5062は、内視鏡5001の撮像範囲が術野画像K(x, y)の端に達したことを即座に認識することができる。そして、スコピスト5062は、けられが発生しないように、内視鏡5001の位置を調整することができる。

[0102] (第4の実施の形態)

第1の実施の形態において、医療用観察システム10aは、撮像装置42aが1つの撮像素子44aを有するものとして説明した。しかしながら、撮像装置の構成は、これに限定されるものではない。

[0103] 図11は、撮像装置42bが像面位相差センサ46を備える撮像素子44bで構成された医療用観察システム10bの概略的な構成の一例を示す図である。なお、図11は、図2を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図2と同じ構成を有している。

[0104] 像面位相差センサ46は、撮像素子44bの中に、測距を行う画素を離散配置した構成を有している。図11のように構成された医療用観察システム10bを用いることによって、地図生成部15は、像面位相差センサ46が出力する像面位相差情報から、撮像した物体100までの深度情報（距離情報）を取り出すことができる。したがって、SLAM技術を有効に活用することができる。なお、像面位相差センサ46は、撮像した1枚の画像のみから深度情報を得ることができる。

[0105] このように、第4の実施の形態によると、撮像した1枚の術野画像K（ x ， y ）から深度情報を得ることができるため、物体が動いている場合であっても、当該物体の3次元位置を高精度に計測することができる。

[0106] （第5の実施の形態）

図12は、撮像装置42cが2つの撮像素子44c、44dで構成された医療用観察システム10cの概略的な構成の一例を示す図である。なお、2つの撮像素子44c、44dは、予め決められた相対関係を保った状態で配置されて、患部の異なる場所を、一部が重複するように撮像する。より具体的には、撮像素子44c、44dは、立体視に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得する。なお、図12は、図2を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図2と同じ構成を有している。

[0107] また、医療用観察システム10cにおいて、カメラコントロールユニット12bは、図2で説明した構成に加えて、深度情報生成部30を備える。深度情報生成部30は、2つの撮像素子44c、44dでそれぞれ撮像された2枚の術野画像のマッチングを行って、深度情報を生成する。

[0108] 図12のように構成された医療用観察システム10cを用いることによって、地図生成部15は、深度情報生成部30が生成した深度情報と、撮像素子44c、44dがそれぞれ撮像した術野画像とにより、SLAM技術を活用して3次元地図D（ X ， Y ， Z ）を生成することができる。また、2つの撮像素子44c、44dは、同時に撮像を行うことができるため、1回の撮

像で得た2枚の画像から深度情報を得ることができる。したがって、物体が動いている場合であっても、当該物体の3次元位置を高精度に計測することができる。

[0109] このように、第5の実施の形態によると、撮像装置42cは、一部が重複する異なる範囲を撮像する2つの撮像素子44c、44dを備えて、3次元情報生成部14は、2つの撮像素子44c、44dが同じ時刻に撮像した2枚の術野画像K(x, y)に基づいて、術野の3次元情報を生成する。したがって、1回の撮像で得た2枚の術野画像K(x, y)から深度情報を得ることができるため、術野が動いている場合であっても、当該術野の3次元位置を高精度に計測することができる。

[0110] (第6の実施の形態)

図13は、撮像装置42cが2つの撮像素子で構成されるとともに、カメラコントロールユニット12cがトラッキング処理部34を備える医療用観察システム10dの概略的な構成の一例を示す図である。なお、図13は、図2を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図2と同じ構成を有している。

[0111] 医療用観察システム10dのカメラコントロールユニット12cは、深度情報生成部30と、3次元情報生成部32と、トラッキング処理部34と、ズーム領域算出部36を備える。

[0112] 3次元情報生成部32は、3次元情報生成部14(図2)に代わって備えられて、深度情報生成部30が生成した深度情報に基づいて、術野画像K(x, y)の3次元情報を生成する。トラッキング処理部34は、3次元地図データ格納部24(図2)に代わって備えられて、直前フレームの3次元情報と現フレームの3次元情報とに基づいて、2つの点群を重ね合わせる手法であるICP(Iterative Closest Point)法等を用いることによって撮像装置42cの位置・姿勢の差分を算出する。ズーム領域算出部36は、注目領域推定部22(図2)に代わって備えられて、トラッキング処理部34が算出した撮像装置42cの位置・姿勢の差分値に基づいて、注目領域の画面

上の座標を算出する。そして、前記したズーム処理部 26（図 2）が、ズーム領域算出部 36 が算出した領域に対してズーム処理を行い、拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成する。

[0113] このように、第 6 の実施の形態によると、撮像装置 42c の動きによらずに、術野画像 $K(x, y)$ の中の注目領域を安定してトラッキング（追尾）することができる。

[0114] （第 7 の実施の形態）

図 14 は、撮像装置 42d が撮像素子 44a とデプスセンサ 48 で構成された医療用観察システム 10e の概略的な構成の一例を示す図である。なお、図 14 は、図 2 を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図 2 と同じ構成を有している。

[0115] デプスセンサ 48 は、被写体までの距離を測定する、いわゆる 3D センサである。デプスセンサ 48 は、被写体に向けて照射した、例えば赤外光等の反射光を受光することによって、光の飛行時間を計測して被写体までの距離を測定する、いわゆる ToF (Time of Flight) センサである。また、デプスセンサ 48 は、被写体に照射された複数の異なる幾何パターンを有する投影光の像を撮像することによって、被写体までの距離を測定する、いわゆるパターン投影法 (Structured Light) によって実現される。

[0116] 地図生成部 15 は、撮像素子 44a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ と、デプスセンサ 48 が出力する距離とに基づいて、撮像した物体 100 までの深度情報（距離情報）を取り出す。より具体的には、地図生成部 15 は、デプスセンサ 48 が測距した点が、撮像素子 44a が撮像した術野画像 $K(x, y)$ のどの画素に対応するかを算出する。そして、地図生成部 15 は、術野の 3 次元地図 $D(X, Y, Z)$ （3 次元情報）を生成する。したがって、SLAM 技術を有効に活用することができる。

[0117] このように、第 7 の実施の形態によると、撮像装置 42d は、1 つの撮像素子 44a と対象物までの距離を計測するデプスセンサ 48（測距装置）とを備えて、3 次元情報生成部 14 は、撮像素子 44a が撮像した画像とデプ

スセンサ48が計測した距離とに基づいて、術野の3次元地図D (X, Y, Z) (3次元情報)を生成する。したがって、術野までの距離を容易且つ確実に測定することができる。

[0118] (第8の実施の形態)

図15は、撮像装置42dが撮像素子44aとデプスセンサ48で構成されるとともに、カメラコントロールユニット12dがトラッキング処理部34を備える医療用観察システム10fの概略的な構成の一例を示す図である。なお、図15は、図2を一部省略して描いており、特に断りのない限り、省略された箇所は図2と同じ構成を有している。

[0119] 医療用観察システム10fのカメラコントロールユニット12dは、3次元情報生成部32と、トラッキング処理部34と、ズーム領域算出部36を備える。

[0120] 3次元情報生成部32は、3次元情報生成部14 (図2)に代わって備えられて、デプスセンサ48が異なる位置から測定した2つの距離情報 (例えば、被写体までの距離に対応する画素値が格納された距離画像)をマッチングさせることによって、術野の移動状態を求める。トラッキング処理部34は、3次元地図データ格納部24 (図2)に代わって備えられて、前記した術野の移動状態に基づいて、撮像装置42cの位置・姿勢の差分を算出する。ズーム領域算出部36は、注目領域推定部22 (図2)に代わって備えられて、トラッキング処理部34が算出した撮像装置42cの位置・姿勢の差分値に基づいて、注目領域の画面上の座標を算出する。そして、前記したズーム処理部26 (図2)が、ズーム領域算出部36が算出した領域に対してズーム処理を行い、拡大術野画像L (x, y)を生成する。

[0121] このように、第8の実施の形態によると、撮像装置42dの動きによらずに、術野画像K (x, y)の中の注目領域を安定してトラッキング (追尾)することができる。

[0122] (第9の実施の形態)

図16は、術野画像K (x, y)の中に複数の注目枠110a、110b

を設定した例を示す図である。

[0123] 図16に示すように、注目領域設定部20（図2）は、術野画像K（ x ， y ）の中に複数の注目領域を設定してもよい。例えば、複数の患部に注目する必要がある場合、注目領域設定部20は、スコピスト5062の指示に基づいて、各注目領域を示す注目枠110a、110bを設定する。そして、表示制御部40は、各注目枠110a、110bに対応するズーム枠の領域を拡大した2枚の拡大術野画像L（ x ， y ）を、それぞれ表示装置50に表示させる。

[0124] このように、第9の実施の形態によると、術野の中に複数の注目したい領域がある場合に、注目領域設定部20は、複数の注目領域を設定する。したがって、複数の注目領域を拡大した拡大術野画像L（ x ， y ）を表示させることができる。

[0125] （第10の実施の形態）

図17は、術野画像K（ x ， y ）の中から、所定の距離範囲の領域を強調表示させた例を示す図である。

[0126] 注目領域設定部20は、注目領域を設定する際に、図17に示すように、術野画像K（ x ， y ）の中の所定の距離範囲領域に所定の着色をして表示させる。図17は、距離 d_1 よりも近い距離を有する領域R1と、距離 d_2 よりも遠い距離を有する領域R2と、にそれぞれ異なる着色をさせた表示した例である。なお、これは、注目領域の設定を行い易くする目的で、注目領域までの距離範囲を、距離 d_1 から距離 d_2 の間に制限するために行う処理である。

[0127] 距離 d_1 及び距離 d_2 の値は、例えば、図17に示すように、注目領域設定部20が、術野画像K（ x ， y ）の近傍に、距離目盛を表示させて、スコピスト5062がマウスやタッチパネル等の入力デバイス进行操作することによって設定すればよい。そして、設定された距離 d_1 及び距離 d_2 の値に応じて、注目領域設定部20は、術野画像K（ x ， y ）上の領域R1及び領域R2を、リアルタイムで着色表示する。このとき、操作者は、距離目盛上の

設定したい距離の位置で入力デバイスをポインティングして、距離 d_1 又は距離 d_2 を設定する。そして、操作者は、入力デバイスをポインティングしたまま距離目盛上の遠方方向又は近接方向に向かって入力デバイスをドラッグする。注目領域設定部 20 は、このドラッグ操作を検出することによって、図 17 に示すように、距離目盛上に、ドラッグされた距離範囲に着色される色を表示する。このような GUI (Graphical User Interface) とすることによって、操作者は、術野画像 $K(x, y)$ において、自身が設定した距離範囲に対応する領域を認識しやすくなる。なお、距離目盛上に、設定された距離範囲を表示する方法は、図 17 に示した方法に限定される訳ではなく、設定された距離範囲が明示されるものであれば、その他の表示形態をとってもよい。

[0128] 表示制御部 40 は、領域 R_1 及び領域 R_2 が着色表示された術野画像 $K(x, y)$ を表示装置 50 に表示させる。そして、スコピスト 5062 は、領域 R_1 及び領域 R_2 が着色表示された術野画像 $K(x, y)$ を見ながら、前記した手順 (図 4 参照) に従って、注目領域を設定する。

[0129] このように、第 10 の実施の形態によると、注目領域設定部 20 (設定部) は、注目領域が存在する距離範囲を指定する機能を、更に備えて、指定された距離範囲の中で注目領域を設定させる。したがって、スコピスト 5062 は、注目領域の設定をより容易に行うことができる。

[0130] (第 11 の実施の形態)

図 18 は、術野画像 $K(x, y)$ の中に設定する注目枠 110c ~ 110g の表示形態の一例を示す図である。

[0131] 注目枠の表示形態は、図 4 に示した矩形状の枠に限定されるものではない。図 18A は、注目枠 110c を円形領域で表示した例である。図 18B は、注目枠 110d を着色 (ハイライト) された閉領域で示した例である。図 18C は、注目枠 110e を記号で示した例である。図 18D は、注目枠 110f を閉曲線で示した例である。図 18E は、注目枠 110g 及び注目枠 110g を設定した位置と等しい距離を有する領域を、ともに着色して表示

した例である。特に、図 18 E の表示形態によると、スコピスト 5062 は、注目領域と等しい距離の位置に別の領域が存在することを認識することができる。したがって、内視鏡 5001 が誤って別の領域の方向を向くことによって、注目領域に対する追尾が外れないように、内視鏡 5001 をより一層注意深く把持することができる。

[0132] なお、注目枠をいずれの形態で表示するかは、スコピスト 5062 が、予め注目領域設定部 20 に設定しておけばよい。なお、注目枠 110c ~ 110g の設定方法は、図 4 または図 5 で説明した方法に従えばよい。特に、図 18 B、図 18 D、図 18 E に示すように、注目枠を任意形状の閉領域として設定する場合は、図 5 で説明したように、表示装置 50 に表示された術野画像 K (x, y) の上で、注目枠の位置と形状を直接設定するのが効率的である。

[0133] このように、第 11 の実施の形態によると、設定された注目領域に、操作者が見やすい形態の注目枠 110c ~ 110g を表示することができる。

[0134] (第 12 の実施の形態)

図 19 は、ズーム枠 112 の設定方法の一例を示す図である。

[0135] 医療用観察システム 10a の使用開始時に、スコピスト 5062 が、術野画像 K (x, y) を拡大する際の倍率を設定するようにしてもよい。倍率の設定は、例えば、図 2 のズーム処理部 26 が、表示制御部 40 に対して、表示装置 50 に術野画像 K (x, y) に重畳させて、選択可能な複数のズーム枠 112 (112c ~ 112f) を表示させて、その中から 1 つのズーム枠を操作者に指定させればよい。図 19 は、倍率 1.5 倍を示すズーム枠 112e が指定された例を示している。なお、ズーム枠 112 の選択は、例えば、内視鏡 5001 の手元に備えたスイッチ等の入力デバイスの操作によって行えばよい。

[0136] また、ズーム処理部 26 は、注目領域までの距離に応じた倍率で、拡大術野画像 L (x, y) を生成してもよい。すなわち、ズーム処理部 26 は、3次元情報生成部 14 が生成して 3次元地図データ格納部 24 に格納された 3

次元地図D (X, Y, Z) に基づいて、例えば注目領域までの距離を算出する。そして、算出された注目領域までの距離に応じて、拡大術野画像L (x, y) を生成する際の倍率を決定する。また、撮像装置42aにAF (Auto Focus) 機能を実装して、当該撮像装置42aが、注目領域推定部22が推定した注目領域の位置にフォーカスを合わせることによって、注目領域までの距離を算出してもよい。そして、例えば注目領域までの距離が遠い場合は、倍率を高く設定して、注目領域までの距離が近い場合は、倍率を低く設定することができる。

[0137] このように、第12の実施の形態によると、スコピスト5062は、表示装置50に表示された複数のズーム枠112c~112fの中から一つのズーム枠を選択することによって、倍率を容易に設定することができる。

[0138] また、第12の実施の形態によると、ズーム処理部26 (拡大画像生成部) は、注目領域までの距離に応じた倍率で、拡大術野画像L (x, y) を生成する。したがって、内視鏡5001が患部に対して前後方向に移動した場合であっても、患部を一定の大きさで観察し続けることができる。

[0139] (第13の実施の形態)

図20は、医療用観察システム10aを運用している際のズーム枠112の表示方法の一例を示す図である。

[0140] ズーム処理部26は、表示制御部40に対して、表示装置50に表示した術野画像K (x, y) に重畳させてズーム枠112を表示させてもよい。

[0141] 図20Aは、拡大術野画像L (x, y) の一部に重畳させて表示された術野画像K (x, y) の中にズーム枠112を表示させた例である。

[0142] 図20Bは、拡大術野画像L (x, y) と隣接させて表示させた術野画像K (x, y) の中にズーム枠112を表示させた例である。

[0143] 図20Cは、拡大術野画像L (x, y) を表示させた表示装置50bとは別の表示装置50aに表示した術野画像K (x, y) の中にズーム枠112を表示させた例である。

[0144] このように、第13の実施の形態によると、スコピスト5062は、ズー

ム枠 1 1 2 の位置を容易に確認することができる。したがって、スコピスト 5 0 6 2 は、ズーム枠 1 1 2 の画面端への到達を事前に予測することができるため、拡大術野画像 $L(x, y)$ の表示範囲が、術野画像 $K(x, y)$ の辺縁を超えることによる、けられの発生を防止することができる。

[0145] (第 1 4 の実施の形態)

第 1 の実施の形態で説明した医療用観察システム 1 0 a において、表示装置 5 0 に表示する術野画像 $K(x, y)$ 及び拡大術野画像 $L(x, y)$ をより見やすくするために、これらの画像に対して、手振れ補正処理や露出量の調整を行ってもよい。手振れ補正処理は、例えば図 2 のズーム処理部 2 6 が行い、露光量の調整は、図 2 の現像処理部 1 8 が行う。

[0146] より具体的には、ズーム処理部 2 6 は、術野画像 $K(x, y)$ 及び拡大術野画像 $L(x, y)$ に対して、撮像された複数の画像間で、画像に映った物体等の移動量と移動方向を算出する。そして、算出された移動量と移動方向に応じて、撮像された画像を電子的にシフトさせることによって、手振れが補正された画像を生成する。なお、拡大術野画像 $L(x, y)$ は術野画像 $K(x, y)$ よりも狭い領域を観察した画像であるため、手振れに伴って発生する画像のブレが大きくなる。したがって、ズーム処理部 2 6 は、拡大術野画像 $L(x, y)$ に対して、術野画像 $K(x, y)$ に対する手振れ補正よりも補正効果の高い手振れ補正を行うのが望ましい。

[0147] また、現像処理部 1 8 は、術野画像 $K(x, y)$ と拡大術野画像 $L(x, y)$ に対して、それぞれ別々にデジタルゲインやガンマカーブを設定することによって、露光量を個別に調整してもよい。

[0148] このように、第 1 4 の実施の形態によると、ズーム処理部 2 6 (拡大画像生成部) は、術野画像 $K(x, y)$ 及び拡大術野画像 $L(x, y)$ に対して、手振れ補正を行う。したがって、内視鏡 5 0 0 1 で撮像した術野画像 $K(x, y)$ に手振れが発生した場合であっても、当該手振れが補正された、見やすい術野画像 $K(x, y)$ 及び拡大術野画像 $L(x, y)$ を得ることができる。

[0149] (第15の実施の形態)

図21は、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム5300の概略的な構成の一例を示す図である。図21を参照すると、顕微鏡手術システム5300は、顕微鏡装置5301と、制御装置5317と、表示装置50と、から構成される。なお、以下の顕微鏡手術システム5300についての説明において、「ユーザ」とは、術者及び助手等、顕微鏡手術システム5300を使用する任意の医療スタッフのことを意味する。

[0150] 顕微鏡装置5301は、観察対象（患者の術部）を拡大観察するための顕微鏡部5303と、顕微鏡部5303を先端で支持するアーム部5309と、アーム部5309の基端を支持するベース部5315と、を有する。

[0151] 顕微鏡部5303は、略円筒形状の筒状部5305と、当該筒状部5305の内部に設けられる撮像部（図示せず）と、から構成される。顕微鏡部5303は、撮像部によって電子的に撮像画像を撮像する、電子撮像式の顕微鏡部（いわゆるビデオ式の顕微鏡部）である。なお、撮像部は、本開示における撮像装置の一例である。

[0152] 筒状部5305の下端の開口面には、内部の撮像部を保護するカバーガラスが設けられる。観察対象からの光（以下、観察光ともいう）は、当該カバーガラスを通過して、筒状部5305の内部の撮像部に入射する。なお、筒状部5305の内部には例えばLED（Light Emitting Diode）等からなる光源が設けられてもよく、撮像時には、当該カバーガラスを介して、当該光源から観察対象に対して光が照射されてもよい。

[0153] 撮像部は、観察光を集光する光学系と、当該光学系が集光した観察光を受光する撮像素子と、から構成される。当該光学系は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成され、その光学特性は、観察光を撮像素子の受光面上に結像するように調整されている。当該撮像素子は、観察光を受光して光電変換することにより、観察光に対応した信号、すなわち観察像に対応した画像信号を生成する。当該撮像素子としては、例えばBayer配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。当該

撮像素子は、CMOSイメージセンサ又はCCDイメージセンサ等、各種の公知の撮像素子であってよい。撮像素子によって生成された画像信号は、RAWデータとして制御装置5317に送信される。ここで、この画像信号の送信は、好適に光通信によって行われてもよい。手術現場では、術者が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術野の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信で画像信号が送信されることにより、低レイテンシで撮像画像を表示することが可能となる。

[0154] なお、撮像部は、その光学系のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って移動させる駆動機構を有してもよい。当該駆動機構によってズームレンズ及びフォーカスレンズが適宜移動されることにより、撮像画像の拡大倍率及び撮像時の焦点距離が調整され得る。また、撮像部には、AE (Auto Exposure) 機能やAF機能等、一般的に電子撮像式の顕微鏡部に備えられ得る各種の機能が搭載されてもよい。

[0155] また、撮像部は、1つの撮像素子を有するいわゆる単板式の撮像部として構成されてもよいし、複数の撮像素子を有するいわゆる多板式の撮像部として構成されてもよい。撮像部が多板式で構成される場合には、例えば各撮像素子によってRGBそれぞれに対応する画像信号が生成され、それらが合成されることによりカラー画像が得られてもよい。あるいは、当該撮像部は、立体視(3D表示)に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成されてもよい。3D表示が行われることにより、術者は術野における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、当該撮像部が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、光学系も複数系統が設けられ得る。

[0156] アーム部5309は、複数のリンク(第1リンク5313a~第6リンク5313f)が、複数の関節部(第1関節部5311a~第6関節部5311f)によって互いに回動可能に連結されることによって構成される。

[0157] 第1関節部5311aは、略円柱形状を有し、その先端(下端)で、顕微

鏡部5303の筒状部5305の上端を、当該筒状部5305の中心軸と平行な回転軸（第1軸 O_1 ）まわりに回転可能に支持する。ここで、第1関節部5311aは、第1軸 O_1 が顕微鏡部5303の撮像部の光軸と一致するように構成され得る。これにより、第1軸 O_1 まわりに顕微鏡部5303を回転させることにより、撮像画像を回転させるように視野を変更することが可能になる。

[0158] 第1リンク5313aは、先端で第1関節部5311aを固定的に支持する。具体的には、第1リンク5313aは略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第1軸 O_1 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第1関節部5311aの外周の上端部に当接するように、第1関節部5311aに接続される。第1リンク5313aの略L字形状の基端側の他辺の端部に第2関節部5311bが接続される。

[0159] 第2関節部5311bは、略円柱形状を有し、その先端で、第1リンク5313aの基端を、第1軸 O_1 と直交する回転軸（第2軸 O_2 ）まわりに回転可能に支持する。第2関節部5311bの基端には、第2リンク5313bの先端が固定的に接続される。

[0160] 第2リンク5313bは、略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第2軸 O_2 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第2関節部5311bの基端に固定的に接続される。第2リンク5313bの略L字形状の基端側の他辺には、第3関節部5311cが接続される。

[0161] 第3関節部5311cは、略円柱形状を有し、その先端で、第2リンク5313bの基端を、第1軸 O_1 及び第2軸 O_2 と互いに直交する回転軸（第3軸 O_3 ）まわりに回転可能に支持する。第3関節部5311cの基端には、第3リンク5313cの先端が固定的に接続される。第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回転させることにより、水平面内での顕微鏡部5303の位置を変更するように、当該顕微鏡部5303を移動させることができる。つまり、第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりの回転を制御することにより、撮像画像の視野を平面内で移動させることが可能

になる。

- [0162] 第3リンク5313cは、その先端側が略円柱形状を有するように構成されており、当該円柱形状の先端に、第3関節部5311cの基端が、両者が略同一の中心軸を有するように、固定的に接続される。第3リンク5313cの基端側は角柱形状を有し、その端部に第4関節部5311dが接続される。
- [0163] 第4関節部5311dは、略円柱形状を有し、その先端で、第3リンク5313cの基端を、第3軸 O_3 と直交する回転軸（第4軸 O_4 ）まわりに回転可能に支持する。第4関節部5311dの基端には、第4リンク5313dの先端が固定的に接続される。
- [0164] 第4リンク5313dは、略直線状に延伸する棒状の部材であり、第4軸 O_4 と直交するように延伸しつつ、その先端の端部が第4関節部5311dの略円柱形状の側面に当接するように、第4関節部5311dに固定的に接続される。第4リンク5313dの基端には、第5関節部5311eが接続される。
- [0165] 第5関節部5311eは、略円柱形状を有し、その先端側で、第4リンク5313dの基端を、第4軸 O_4 と平行な回転軸（第5軸 O_5 ）まわりに回転可能に支持する。第5関節部5311eの基端には、第5リンク5313eの先端が固定的に接続される。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 は、顕微鏡部5303を上下方向に移動させ得る回転軸である。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回転させることにより、顕微鏡部5303の高さ、すなわち顕微鏡部5303と観察対象との距離を調整することができる。
- [0166] 第5リンク5313eは、一辺が鉛直方向に延伸するとともに他辺が水平方向に延伸する略L字形状を有する第1の部材と、当該第1の部材の水平方向に延伸する部位から鉛直下向きに延伸する棒状の第2の部材と、が組み合わされて構成される。第5リンク5313eの第1の部材の鉛直方向に延伸する部位の上端近傍に、第5関節部5311eの基端が固定的に接続される。

。第5リンク5313eの第2の部材の基端（下端）には、第6関節部5311fが接続される。

[0167] 第6関節部5311fは、略円柱形状を有し、その先端側で、第5リンク5313eの基端を、鉛直方向と平行な回転軸（第6軸 O_6 ）まわりに回転可能に支持する。第6関節部5311fの基端には、第6リンク5313fの先端が固定的に接続される。

[0168] 第6リンク5313fは鉛直方向に延伸する棒状の部材であり、その基端はベース部5315の上面に固定的に接続される。

[0169] 第1関節部5311a～第6関節部5311fの回転可能範囲は、顕微鏡部5303が所望の動きを可能であるように適宜設定されている。これにより、以上説明した構成を有するアーム部5309においては、顕微鏡部5303の動きに関して、並進3自由度及び回転3自由度の計6自由度の動きが実現され得る。このように、顕微鏡部5303の動きに関して6自由度が実現されるようにアーム部5309を構成することにより、アーム部5309の可動範囲内において顕微鏡部5303の位置及び姿勢を自由に制御することが可能になる。従って、あらゆる角度から術野を観察することが可能となり、手術をより円滑に実行することができる。

[0170] なお、図示するアーム部5309の構成はあくまで一例であり、アーム部5309を構成するリンクの数及び形状（長さ）、並びに関節部の数、配置位置及び回転軸の方向等は、所望の自由度が実現され得るように適宜設計されてよい。例えば、上述したように、顕微鏡部5303を自由に動かすためには、アーム部5309は6自由度を有するように構成されることが好ましいが、アーム部5309はより大きな自由度（すなわち、冗長自由度）を有するように構成されてもよい。冗長自由度が存在する場合には、アーム部5309においては、顕微鏡部5303の位置及び姿勢が固定された状態で、アーム部5309の姿勢を変更することが可能となる。従って、例えば表示装置50を見る術者の視界にアーム部5309が干渉しないように当該アーム部5309の姿勢を制御する等、術者にとってより利便性の高い制御が実

現され得る。

[0171] ここで、第1関節部5311a～第6関節部5311fには、モータ等の駆動機構、及び各関節部における回転角度を検出するエンコーダ等が搭載されたアクチュエータが設けられ得る。そして、第1関節部5311a～第6関節部5311fに設けられる各アクチュエータの駆動が制御装置5317によって適宜制御されることにより、アーム部5309の姿勢、すなわち顕微鏡部5303の位置及び姿勢が制御され得る。具体的には、制御装置5317は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、アーム部5309の現在の姿勢、並びに顕微鏡部5303の現在の位置及び姿勢を把握することができる。制御装置5317は、把握したこれらの情報を用いて、顕微鏡部5303が所望の移動を実現するように、各関節部に対する制御値（例えば、回転角度又は発生トルク等）を算出し、当該制御値に応じて各関節部の駆動機構を駆動させる。なお、この際、制御装置5317によるアーム部5309の制御方式は限定されず、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式が適用されてよい。

[0172] 例えば、術者が、図示しない入力装置を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じて、制御装置5317によってアーム部5309の駆動が適宜制御され、顕微鏡部5303の位置及び姿勢が制御されてもよい。当該制御により、顕微鏡部5303を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、当該入力装置としては、術者の利便性を考慮して、例えばフットスイッチ等、術者が手に術具を有していても操作可能なものが適用されることが好ましい。また、ウェアラブルデバイスや手術室内に設けられるカメラを用いたジェスチャー検出や視線検出に基づいて、非接触で操作入力が行われてもよい。これにより、清潔域に属するユーザであっても、不潔域に属する機器をより自由度高く操作することが可能になる。あるいは、アーム部5309は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部5309は、手術室から離れた場所に設置される入力装置を介してユーザによっ

て遠隔操作され得る。

[0173] また、力制御が適用される場合には、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部5309が移動するように第1関節部5311a～第6関節部5311fのアクチュエータが駆動される、いわゆるパワーアシスト制御が行われてもよい。これにより、ユーザが、顕微鏡部5303を把持して直接その位置を移動させようとする際に、比較的軽い力で顕微鏡部5303を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で顕微鏡部5303を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0174] また、アーム部5309は、ピボット動作をするようにその駆動が制御されてもよい。ここで、ピボット動作とは、顕微鏡部5303の光軸が空間上の所定の点（以下、ピボット点という）を常に向くように、顕微鏡部5303を移動させる動作である。ピボット動作によれば、同一の観察位置を様々な方向から観察することが可能となるため、より詳細な患部の観察が可能となる。なお、顕微鏡部5303が、その焦点距離を調整不可能に構成される場合には、顕微鏡部5303とピボット点との距離が固定された状態でピボット動作が行われることが好ましい。この場合には、顕微鏡部5303とピボット点との距離を、顕微鏡部5303の固定的な焦点距離に調整しておけばよい。これにより、顕微鏡部5303は、ピボット点を中心とする焦点距離に対応する半径を有する半球面（図21に概略的に図示する）上を移動することとなり、観察方向を変更しても鮮明な撮像画像が得られることとなる。一方、顕微鏡部5303が、その焦点距離を調整可能に構成される場合には、顕微鏡部5303とピボット点との距離が可変な状態でピボット動作が行われてもよい。この場合には、例えば、制御装置5317は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、顕微鏡部5303とピボット点との距離を算出し、その算出結果に基づいて顕微鏡部5303の焦点距離を自動で調整してもよい。あるいは、顕微鏡部5303にAF機能が設けられる場合であれば、ピボット動作によって顕微鏡部5

303とピボット点との距離が変化すると共に、当該AF機能によって自動で焦点距離の調整が行われてもよい。

[0175] 制御装置5317は、顕微鏡装置5301及び表示装置50の動作を制御することにより、顕微鏡手術システム5300の動作を統括的に制御する。例えば、制御装置5317は、所定の制御方式に従って第1関節部5311a～第6関節部5311fのアクチュエータを動作させることにより、アーム部5309の駆動を制御する。また、例えば、制御装置5317は、第1関節部5311a～第6関節部5311fのブレーキの動作を制御することにより、アーム部5309の動作モードを変更する。また、制御装置5317は、第1の実施の形態で説明したカメラコントロールユニット12aの機能を備えている。そして、制御装置5317は、顕微鏡部5303の撮像部が撮像した術野画像 $K(x, y)$ の中から、注目領域を拡大した拡大術野画像 $L(x, y)$ を生成して、表示装置50に表示させる。なお、制御装置5317は、顕微鏡装置5301の顕微鏡部5303の撮像部が取得した術野画像 $K(x, y)$ に、例えば現像処理（デモザイク処理）、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手ブレ補正処理等）等、各種の公知の信号処理が行ってもよい。

[0176] 制御装置5317と顕微鏡部5303との通信、及び制御装置5317と第1関節部5311a～第6関節部5311fとの通信は、有線通信であってもよいし無線通信であってもよい。有線通信の場合には、電気信号による通信が行われてもよいし、光通信が行われてもよい。この場合、有線通信に用いられる伝送用のケーブルは、その通信方式に応じて電気信号ケーブル、光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルとして構成され得る。一方、無線通信の場合には、手術室内に伝送ケーブルを敷設する必要がなくなるため、当該伝送ケーブルによって医療スタッフの手術室内の移動が妨げられる事態が解消され得る。

[0177] 制御装置5317は、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphics Processing Unit）等のプロセッサ、又はプロセッサとメモリ等の

記憶素子が混載されたマイコン若しくは制御基板等であり得る。制御装置5317のプロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した各種の機能が実現され得る。なお、図示する例では、制御装置5317は、顕微鏡装置5301と別体の装置として設けられているが、制御装置5317は、顕微鏡装置5301のベース部5315の内部に設置され、顕微鏡装置5301と一体的に構成されてもよい。あるいは、制御装置5317は、複数の装置によって構成されてもよい。例えば、顕微鏡部5303や、アーム部5309の第1関節部5311a～第6関節部5311fにそれぞれマイコンや制御基板等が配設され、これらが互いに通信可能に接続されることにより、制御装置5317と同様の機能が実現されてもよい。

[0178] 表示装置50は、手術室内に設けられ、制御装置5317からの制御により、当該制御装置5317によって生成された画像データに対応する画像を表示する。つまり、表示装置50には、顕微鏡部5303によって撮像された術野画像 $K(x, y)$ と拡大術野画像 $L(x, y)$ のうち、少なくとも拡大術野画像 $L(x, y)$ が表示される。なお、表示装置50は、術野画像 $K(x, y)$ に代えて、又は術野画像 $K(x, y)$ とともに、例えば患者の身体情報や手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を表示してもよい。この場合、表示装置50の表示は、ユーザによる操作によって適宜切り替えられてよい。あるいは、表示装置50は複数設けられてもよく、複数の表示装置50のそれぞれに、術野画像 $K(x, y)$ 及び拡大術野画像 $L(x, y)$ や、手術に関する各種の情報が、それぞれ表示されてもよい。なお、表示装置50としては、液晶ディスプレイ装置又はELディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が適用されてよい。

[0179] 図22は、図21に示す顕微鏡手術システム5300を用いた手術の様子を示す図である。図22では、術者5061が、顕微鏡手術システム5300を用いて、患者ベッド5069上の患者5071に対して手術を行っている様子を概略的に示している。なお、図22では、簡単のため、顕微鏡手術システム5300の構成のうち制御装置5317の図示を省略するとともに

、顕微鏡部 5303（図 21）を含む顕微鏡装置 5301 を簡略化して図示している。

[0180] 図 22 に示すように、手術時には、顕微鏡手術システム 5300 を用いて、顕微鏡装置 5301 によって撮像された術野画像 $K(x, y)$ と拡大術野画像 $L(x, y)$ のうち、少なくとも拡大術野画像 $L(x, y)$ が、手術室の壁面に設置される表示装置 50 に拡大表示される。表示装置 50 は、術者 5061 と対向する位置に設置されており、術者 5061 は、表示装置 50 に映し出された映像によって術部の様子を観察しながら、例えば患部の切除等、当該術部に対して各種の処置を行う。

[0181] 図 23 は、顕微鏡手術システム 5300 が備える、ズーム枠 112 を画面の中央部に保持する制御状態の一例を示す図である。

[0182] 制御装置 5317 は、術野画像 $K(x, y)$ におけるズーム枠 112 の位置を常時モニタする。具体的には、制御装置 5317 は、ズーム枠 112 が、術野画像 $K(x, y)$ の略中央部に設定した制御判定枠 114 からはみ出しているか否かを常時モニタする。

[0183] そして、ズーム枠 112 が、制御判定枠 114 からはみ出したことが検出された場合、制御装置 5317 は、ズーム枠 112 が、制御判定枠 114 の内部に留まるように、第 1 関節部 5311a～第 6 関節部 5311f の角度を制御することによって、顕微鏡部 5303 の位置と姿勢を制御する。

[0184] 図 23 の例では、ズーム枠 112 が制御判定枠 114 の右側にはみ出している。この場合、制御装置 5317 は、顕微鏡部 5303 の位置と姿勢を、ズーム枠 112 が、制御判定枠 114 の内部に留まるように制御する。すなわち、図 23 の例では、制御装置 5317 は、顕微鏡部 5303 の位置と姿勢を、右方向に移動させることによって、ズーム枠 112 を制御判定枠 114 の内部に留める。ズーム枠 112 が制御判定枠 114 の右側以外の方向にはみ出した場合も同様にして、制御装置 5317 は、顕微鏡部 5303 の位置と姿勢を、ズーム枠 112 が制御判定枠 114 の内部に留まるように制御する。

[0185] このように、第15の実施の形態によると、制御装置5317は、ズーム枠112が制御判定枠114の内部に留まるように、顕微鏡部5303の位置と姿勢を制御する。したがって、術者5061が一人で手術を行う場合、術者5061は顕微鏡部5303を把持する必要がないため、手術に専念することができる。なお、第15の実施の形態に記載した顕微鏡部5303の位置と姿勢の制御は、例えば、第1の実施の形態に記載した医療用観察システム10aに適用することもできる。すなわち、医療用観察システム10aにおいて、ズーム枠112が常に表示装置50の所定の位置に留まるように、内視鏡5001の位置と姿勢を制御することができる。

[0186] また、第15の実施の形態によると、撮像部は顕微鏡部5303に実装される。したがって、顕微鏡を利用した手術等を行う際に、術者5061は患部を拡大して安定的に観察することができる。

[0187] 以上、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム5300の一例について説明した。なお、ここでは、一例として顕微鏡手術システム5300について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、顕微鏡装置5301は、その先端に顕微鏡部5303に代えて他の観察装置や他の術具を支持する、支持アーム装置としても機能し得る。当該他の観察装置としては、例えば内視鏡が適用され得る。また、当該他の術具としては、鉗子、撮子、気腹のための気腹チューブ、又は焼灼によって組織の切開や血管の封止を行うエネルギー処置具等が適用され得る。これらの観察装置や術具を支持アーム装置によって支持することにより、医療スタッフが人手で把持する場合に比べて、より安定的に位置を固定することが可能となるとともに、医療スタッフの負担を軽減することが可能となる。本開示に係る技術は、このような顕微鏡部以外の構成を支持する支持アーム装置に適用されてもよい。

[0188] なお、本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、他の効果があってもよい。

[0189] また、本開示の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものでは

なく、本開示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。

[0190] なお、本開示は、以下のような構成もとることができる。

(1)

術野を撮像して術野画像を得る撮像装置と、

前記撮像装置が撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成する3次元情報生成部と、

前記撮像装置が、所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像に基づいて、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記3次元情報と前記設定部が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定する推定部と、

推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成する拡大画像生成部と、

少なくとも前記拡大術野画像を出力する表示制御部と、

を備える医療用観察システム。

(2)

前記表示制御部は、前記術野画像と、前記拡大術野画像と、を表示させる、

前記(1)に記載の医療用観察システム。

(3)

前記表示制御部は、1つの表示装置に、前記術野画像と前記拡大術野画像とを、隣接させて表示させる、

前記(2)に記載の医療用観察システム。

(4)

前記表示制御部は、1つの表示装置に、前記拡大術野画像の一部に前記術野画像を重畳させて表示させる、

前記(2)に記載の医療用観察システム。

(5)

前記表示制御部は、2つの表示装置に、それぞれ、前記術野画像と前記拡大術野画像とを表示させる、

前記（2）に記載の医療用観察システム。

（6）

前記設定部は、前記表示制御部が表示させた術野画像の特定位置を、所定の位置に合致させた状態で、注目領域の設定を指示する設定信号が発生したことを条件として、前記特定位置を注目領域に指定する、

前記（1）乃至（5）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（7）

前記設定部は、前記表示制御部が表示させた術野画像の、入力デバイスによって指示された位置に注目領域を設定する、

前記（1）乃至（5）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（8）

前記拡大画像生成部は、前記注目領域が、術野画像の辺縁に達した場合、又は術野画像のけられ領域に重複した場合には、

前記注目領域のうち、前記辺縁を超える領域及び前記けられ領域に重複する領域には、所定の画素値を格納した拡大術野画像を生成する、

前記（1）乃至（7）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（9）

前記拡大画像生成部は、前記注目領域が、術野画像の辺縁に達した場合には、

拡大術野画像の辺縁と術野画像の辺縁とが一致する拡大術野画像を生成する、

前記（1）乃至（7）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（10）

前記拡大画像生成部は、前記注目領域が、術野画像の辺縁に達した場合、又は術野画像のけられ領域に重複した場合には、

拡大術野画像の生成を中止する、

前記（１）乃至（７）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１１）

前記撮像装置は、１つの撮像素子を備えて、

前記３次元情報生成部は、前記撮像装置が異なる時刻に撮像した少なくとも２枚の術野画像に基づいて、術野の３次元情報を生成する、

前記（１）乃至（１０）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１２）

前記撮像装置は、一部が重複する異なる範囲を撮像する２つの撮像素子を備えて、

前記３次元情報生成部は、前記撮像素子が同じ時刻に撮像した２枚の術野画像に基づいて、術野の３次元情報を生成する、

前記（１）乃至（１０）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１３）

前記撮像装置は、１つの撮像素子と対象物までの距離を計測する測距装置とを備えて、

前記３次元情報生成部は、前記撮像素子が撮像した画像と前記測距装置が計測した距離とに基づいて、術野の３次元情報を生成する、

前記（１）乃至（１０）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１４）

前記設定部は、前記注目領域が存在する距離範囲を指定する機能を、更に備えて、指定された距離範囲の中で注目領域を設定させる、

前記（１）乃至（１３）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１５）

前記拡大画像生成部は、前記注目領域までの距離に応じた倍率で、前記拡大術野画像を生成する、

前記（１）乃至（１４）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１６）

前記拡大画像生成部は、前記術野画像及び前記拡大術野画像に対して、手

振れ補正を行う、

前記（１）乃至（１５）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１７）

前記撮像装置は、内視鏡に実装される、

前記（１）乃至（１６）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１８）

前記撮像装置は、顕微鏡に実装される、

前記（１）乃至（１６）のいずれかに記載の医療用観察システム。

（１９）

術野を撮像した術野画像から、術野の３次元情報を生成する３次元情報生成部と、

所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像に基づいて、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記３次元情報と前記設定部が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定する推定部と、

推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成する拡大画像生成部と、

少なくとも前記拡大術野画像を出力する表示制御部と、

を備える医療用観察装置。

（２０）

術野を撮像した術野画像から、術野の３次元情報を生成するステップと、
所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像に基づいて、少なくとも一つの注目領域を設定するステップと、

前記３次元情報と前記注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定するステップと、

推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成するステ

ップと、

少なくとも前記拡大術野画像を出力するステップと、
を備える医療用観察方法。

符号の説明

[0191]	10a、10b、10c、10d、10e、10f	医療用観察システム
	12a、12b、12c	カメラコントロールユニット（医療用観察装置）
	14	3次元情報生成部
	15	地図生成部
	16	自己位置推定部
	18	現像処理部
	20	注目領域設定部（設定部）
	22	注目領域推定部（推定部）
	24	3次元地図データ格納部
	26	ズーム処理部（拡大画像生成部）
	40	表示制御部
	42a、42b、42c、42d	撮像装置
	44a、44b、44c、44d	撮像素子
	46	像面位相差センサ
	48	デプスセンサ（測距装置）
	50、50a、50b	表示装置
	52a	第1の表示領域
	52b	第2の表示領域
	110	注目枠
	112、112a、112b	ズーム枠
	5001	内視鏡
	5061	術者

5 0 6 2	スコピスト	
5 0 6 3	助手	
5 3 0 0	顕微鏡手術システム	
5 3 0 3	顕微鏡部	
5 3 1 7	制御装置	
D (X, Y, Z)		3次元地図 (3次元情報)
K (x, y)、K (x, y, t)		術野画像
L (x, y)		拡大術野画像

請求の範囲

- [請求項1] 術野を撮像して術野画像を得る撮像装置と、
 前記撮像装置が撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成する3次元情報生成部と、
 前記撮像装置が、所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像に基づいて、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、
 前記3次元情報と前記設定部が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定する推定部と、
 推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成する拡大画像生成部と、
 少なくとも前記拡大術野画像を出力する表示制御部と、
 を備える医療用観察システム。
- [請求項2] 前記表示制御部は、前記術野画像と、前記拡大術野画像と、を表示させる、
 請求項1に記載の医療用観察システム。
- [請求項3] 前記表示制御部は、1つの表示装置に、前記術野画像と前記拡大術野画像とを、隣接させて表示させる、
 請求項2に記載の医療用観察システム。
- [請求項4] 前記表示制御部は、1つの表示装置に、前記拡大術野画像の一部に前記術野画像を重畳させて表示させる、
 請求項2に記載の医療用観察システム。
- [請求項5] 前記表示制御部は、2つの表示装置に、それぞれ、前記術野画像と前記拡大術野画像とを表示させる、
 請求項2に記載の医療用観察システム。
- [請求項6] 前記設定部は、前記表示制御部が表示させた術野画像の特定位置を、所定の位置に合致させた状態で、注目領域の設定を指示する設定信

号が発生したことを条件として、前記特定位置を注目領域に指定する、

請求項 1 に記載の医療用観察システム。

[請求項7] 前記設定部は、前記表示制御部が表示させた術野画像の、入力デバイスによって指示された位置に注目領域を設定する、

請求項 1 に記載の医療用観察システム。

[請求項8] 前記拡大画像生成部は、前記注目領域が、術野画像の辺縁に達した場合、又は術野画像のけられ領域に重複した場合には、

前記注目領域のうち、前記辺縁を超える領域及び前記けられ領域に重複する領域には、所定の画素値を格納した拡大術野画像を生成する、

、

請求項 1 に記載の医療用観察システム。

[請求項9] 前記拡大画像生成部は、前記注目領域が、術野画像の辺縁に達した場合には、

拡大術野画像の辺縁と術野画像の辺縁とが一致する拡大術野画像を生成する、

請求項 1 に記載の医療用観察システム。

[請求項10] 前記拡大画像生成部は、前記注目領域が、術野画像の辺縁に達した場合、又は術野画像のけられ領域に重複した場合には、

拡大術野画像の生成を中止する、

請求項 1 に記載の医療用観察システム。

[請求項11] 前記撮像装置は、1つの撮像素子を備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像装置が異なる時刻に撮像した少なくとも2枚の術野画像に基づいて、術野の3次元情報を生成する、

請求項 1 に記載の医療用観察システム。

[請求項12] 前記撮像装置は、一部が重複する異なる範囲を撮像する2つの撮像素子を備えて、

前記3次元情報生成部は、前記撮像素子が同じ時刻に撮像した2枚

の術野画像に基づいて、術野の３次元情報を生成する、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項13] 前記撮像装置は、１つの撮像素子と対象物までの距離を計測する測距装置とを備えて、

前記３次元情報生成部は、前記撮像素子が撮像した術野画像と前記測距装置が計測した距離とに基づいて、術野の３次元情報を生成する、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項14] 前記設定部は、前記注目領域が存在する距離範囲を指定する機能を、更に備えて、指定された距離範囲の中で注目領域を設定させる、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項15] 前記拡大画像生成部は、前記注目領域までの距離に応じた倍率で、前記拡大術野画像を生成する、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項16] 前記拡大画像生成部は、前記術野画像及び前記拡大術野画像に対して、手振れ補正を行う、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項17] 前記撮像装置は、内視鏡に実装される、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項18] 前記撮像装置は、顕微鏡に実装される、

請求項１に記載の医療用観察システム。

[請求項19] 術野を撮像した術野画像から、術野の３次元情報を生成する３次元情報生成部と、

所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像に基づいて、少なくとも一つの注目領域を設定する設定部と、

前記３次元情報と前記設定部が設定した注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定する推定部と、

推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成する拡大画像生成部と、

少なくとも前記拡大術野画像を出力する表示制御部と、
を備える医療用観察装置。

[請求項20]

術野を撮像した術野画像から、術野の3次元情報を生成するステップと、

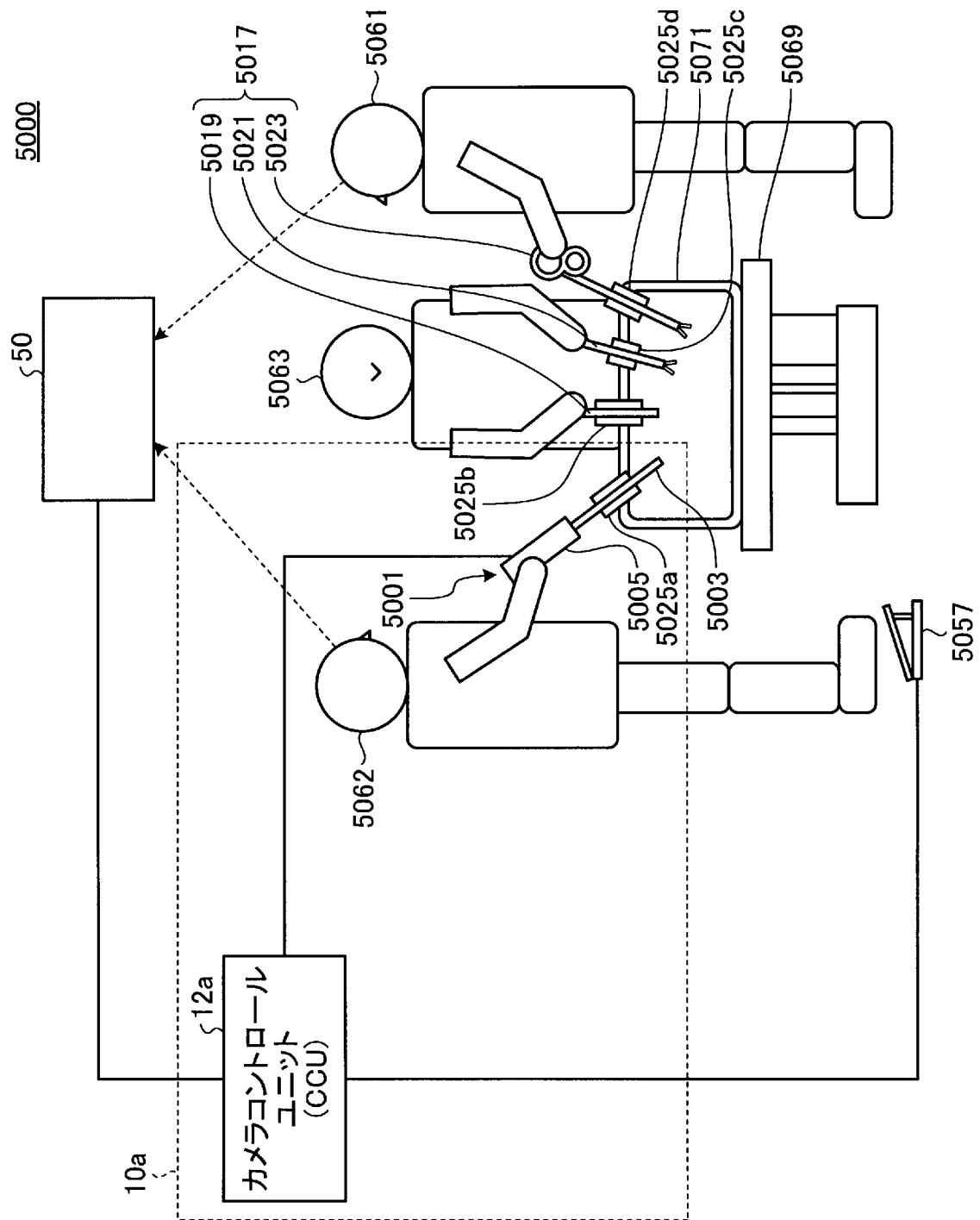
所定のタイミングで撮像した少なくとも一枚の前記術野画像に基づいて、少なくとも一つの注目領域を設定するステップと、

前記3次元情報と前記注目領域の位置とに基づいて、前記所定のタイミングとは異なるタイミングで撮像された術野画像の中から、前記注目領域の存在位置を推定するステップと、

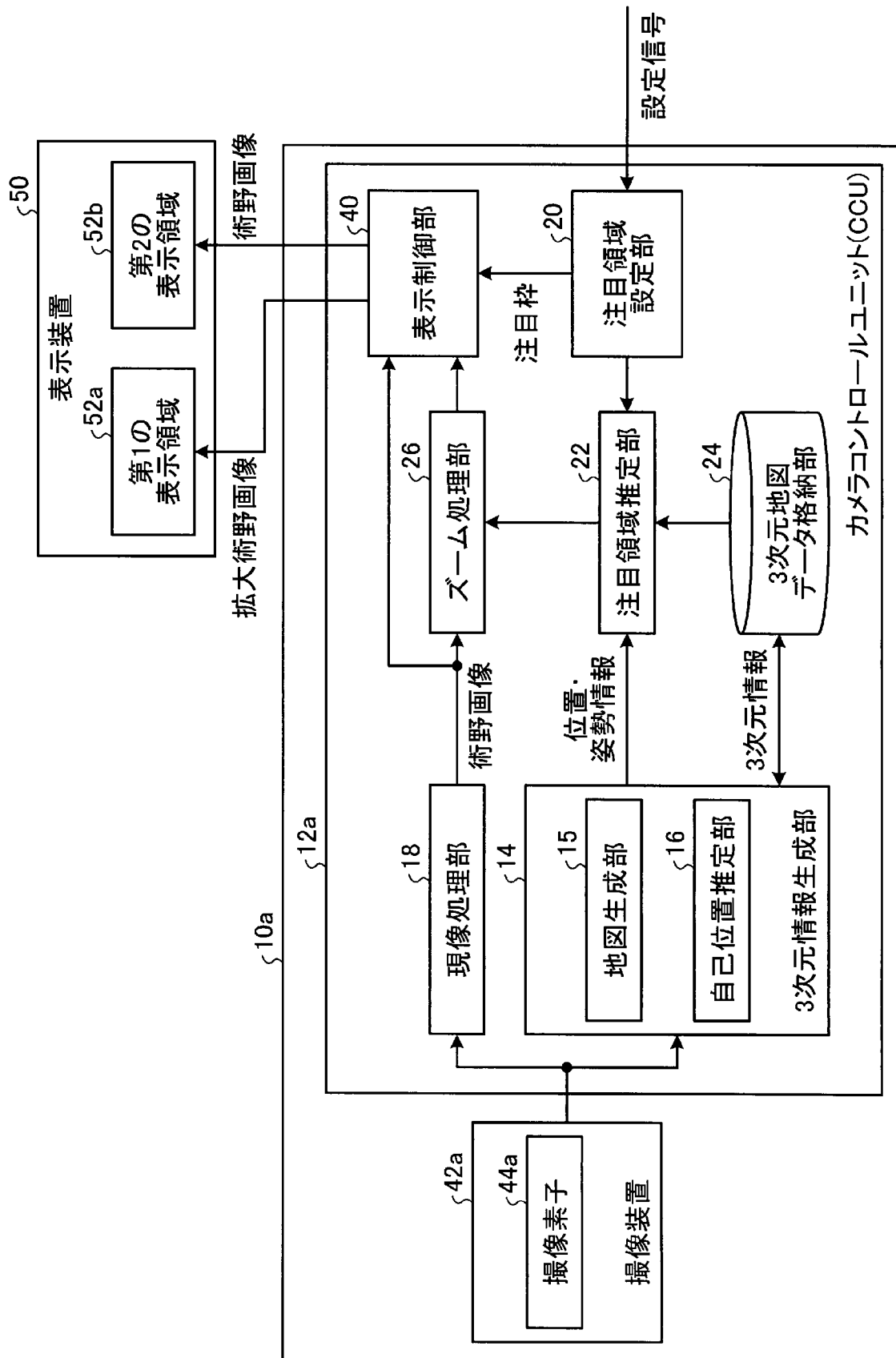
推定された注目領域を所定の倍率で拡大した拡大術野画像を生成するステップと、

少なくとも前記拡大術野画像を出力するステップと、
を備える医療用観察方法。

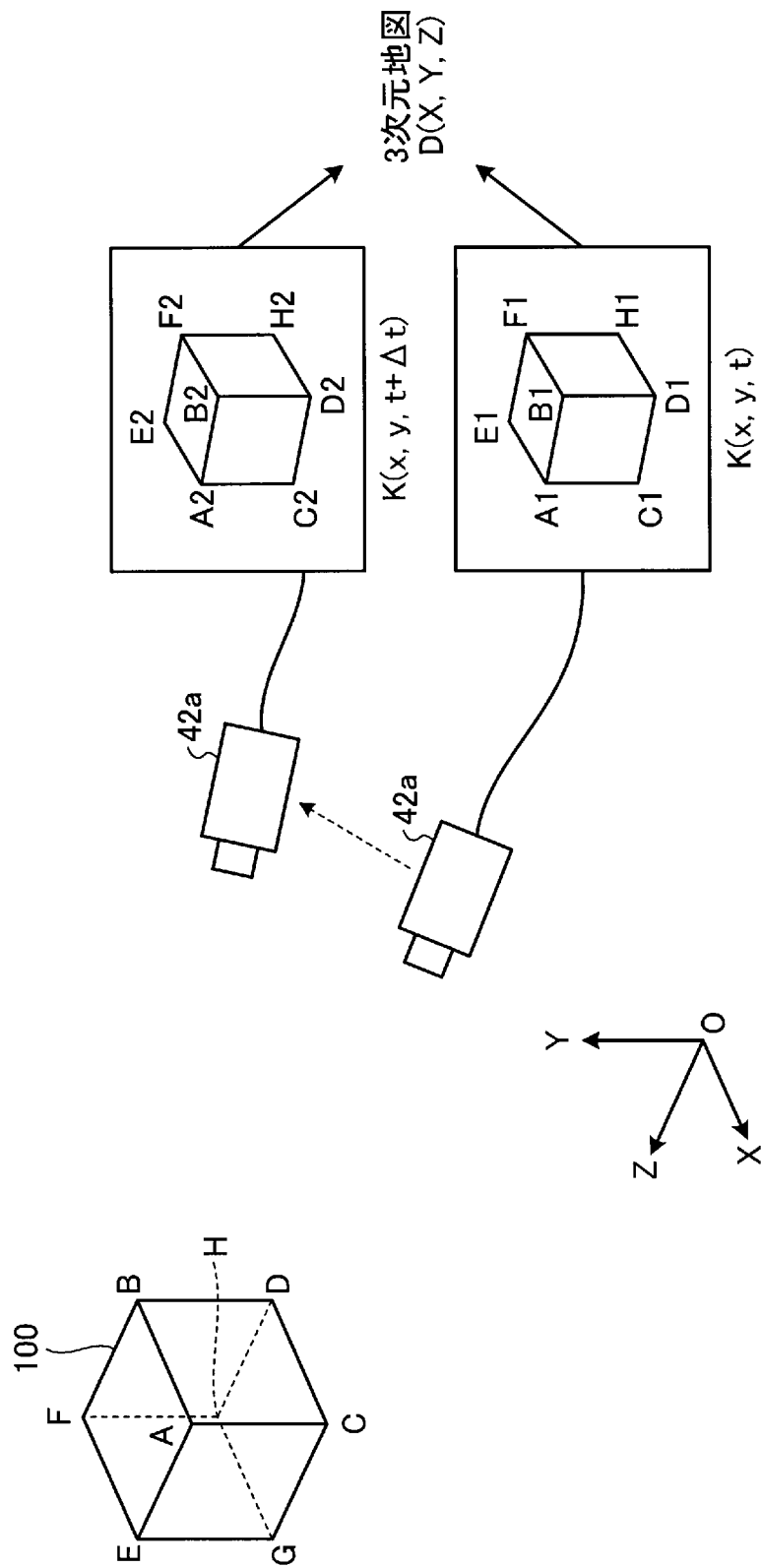
[図1]



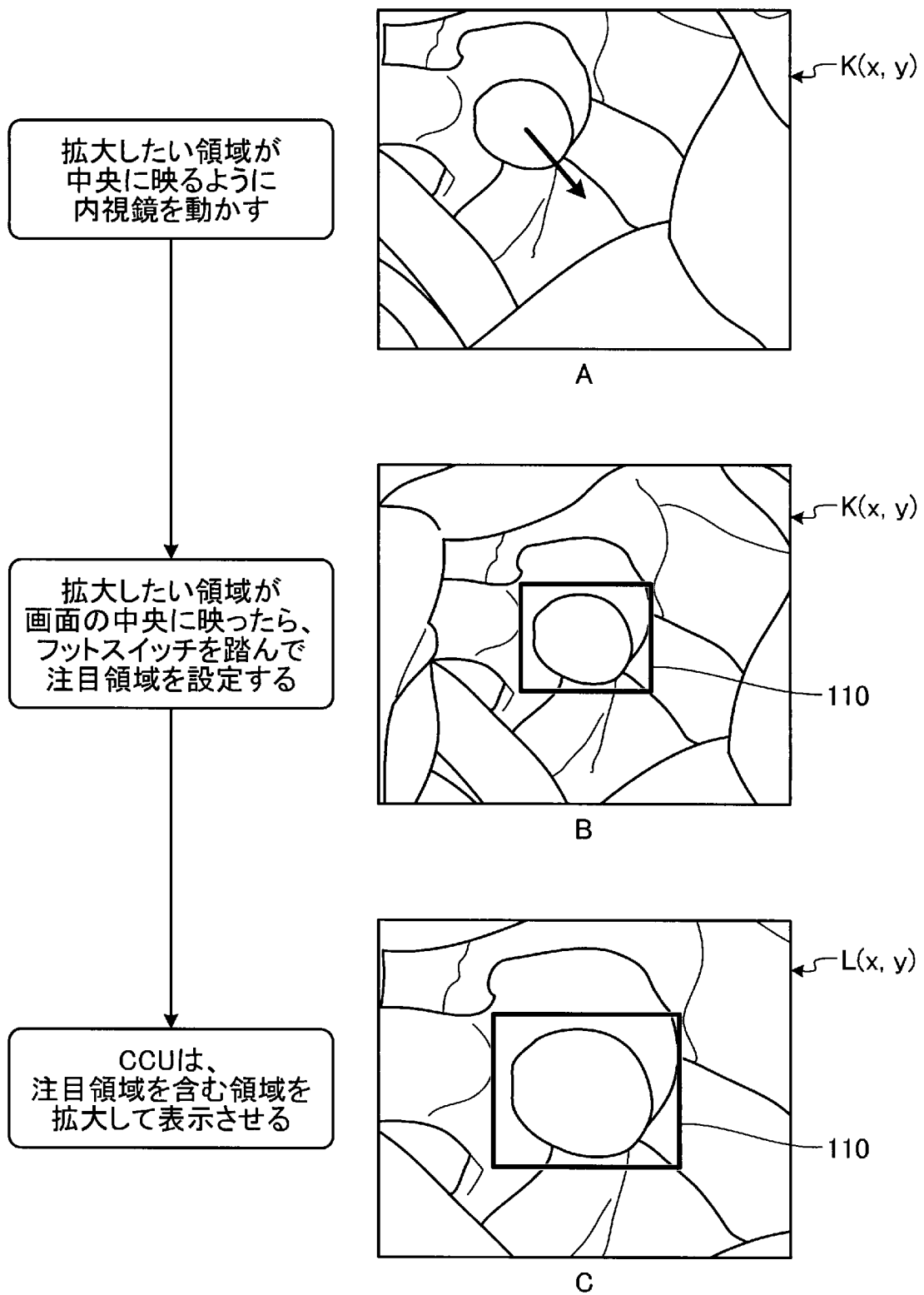
[図2]



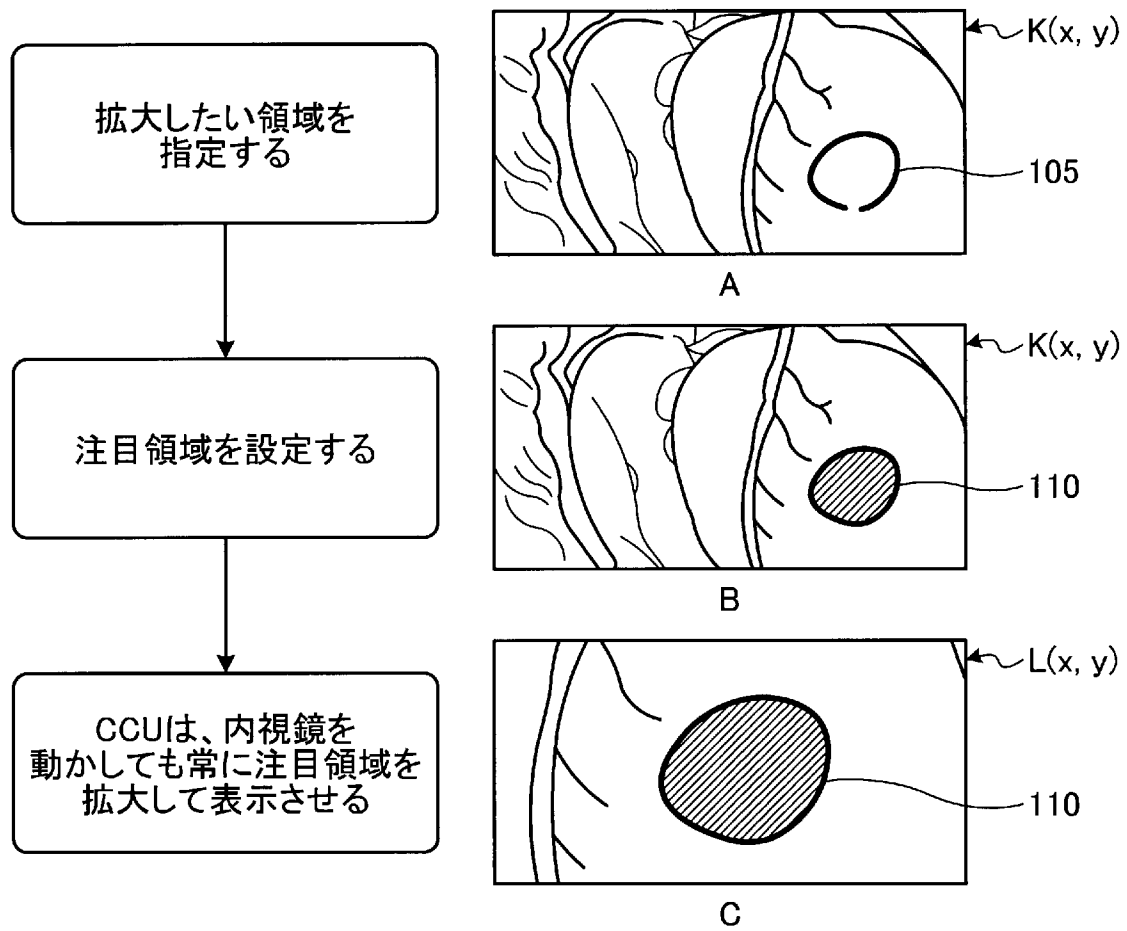
[図3]



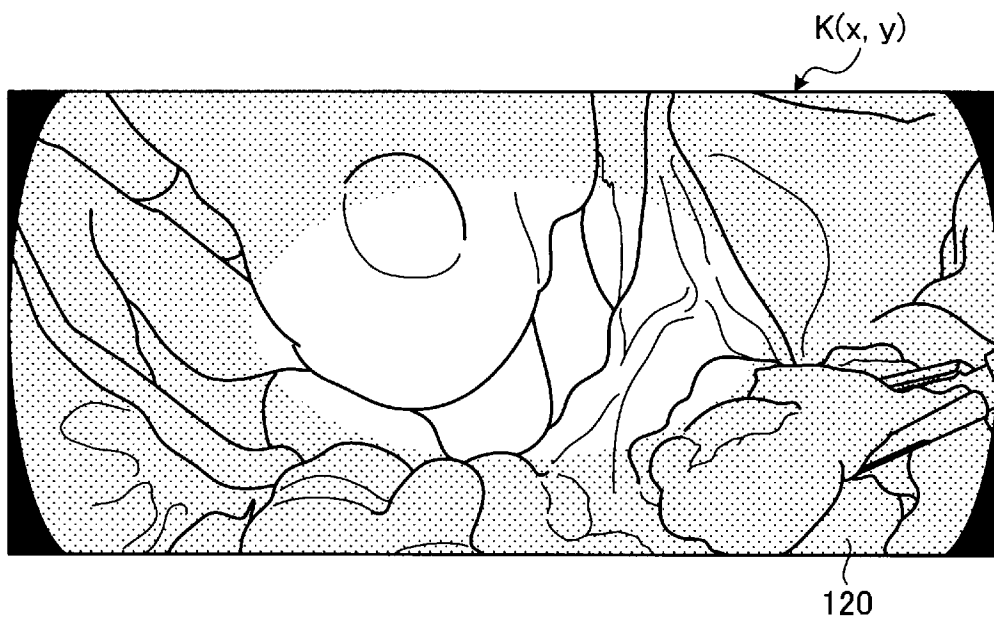
[図4]



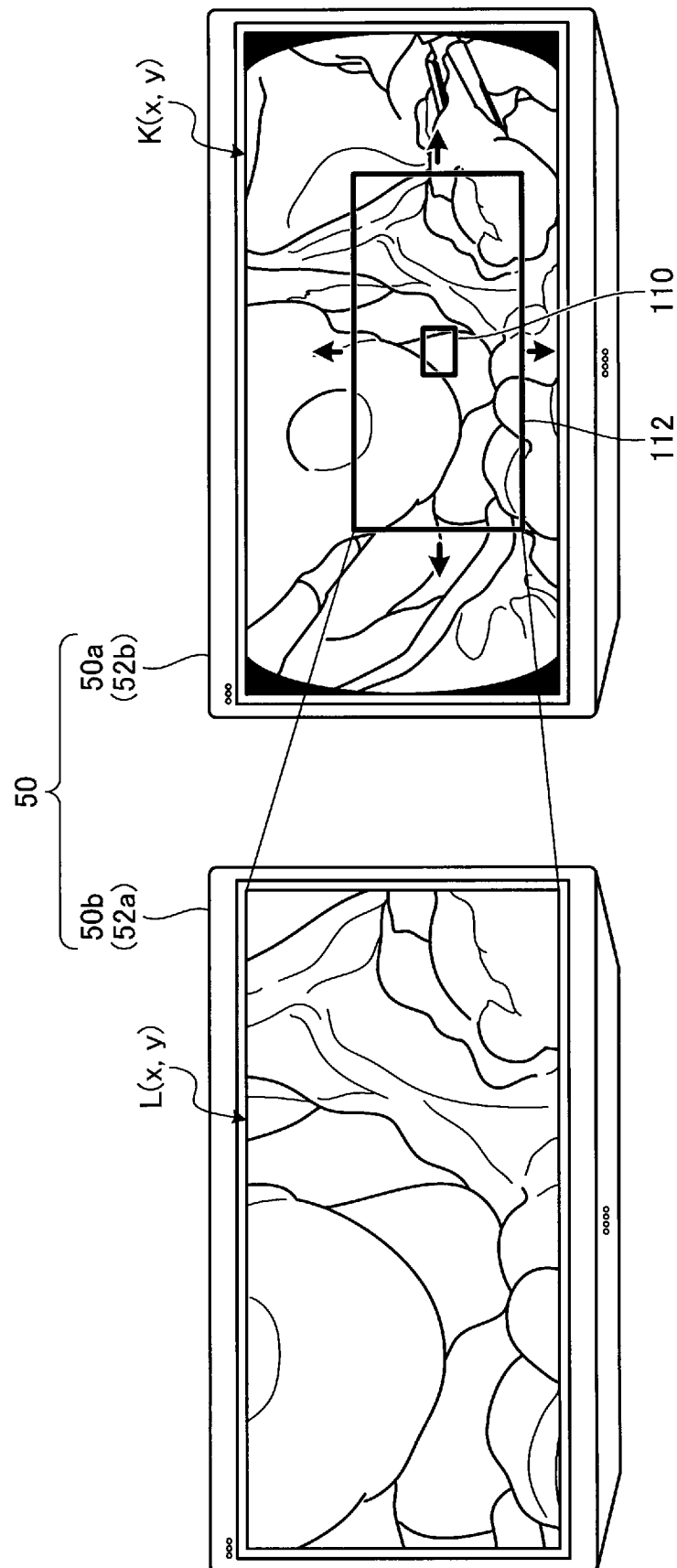
[図5]



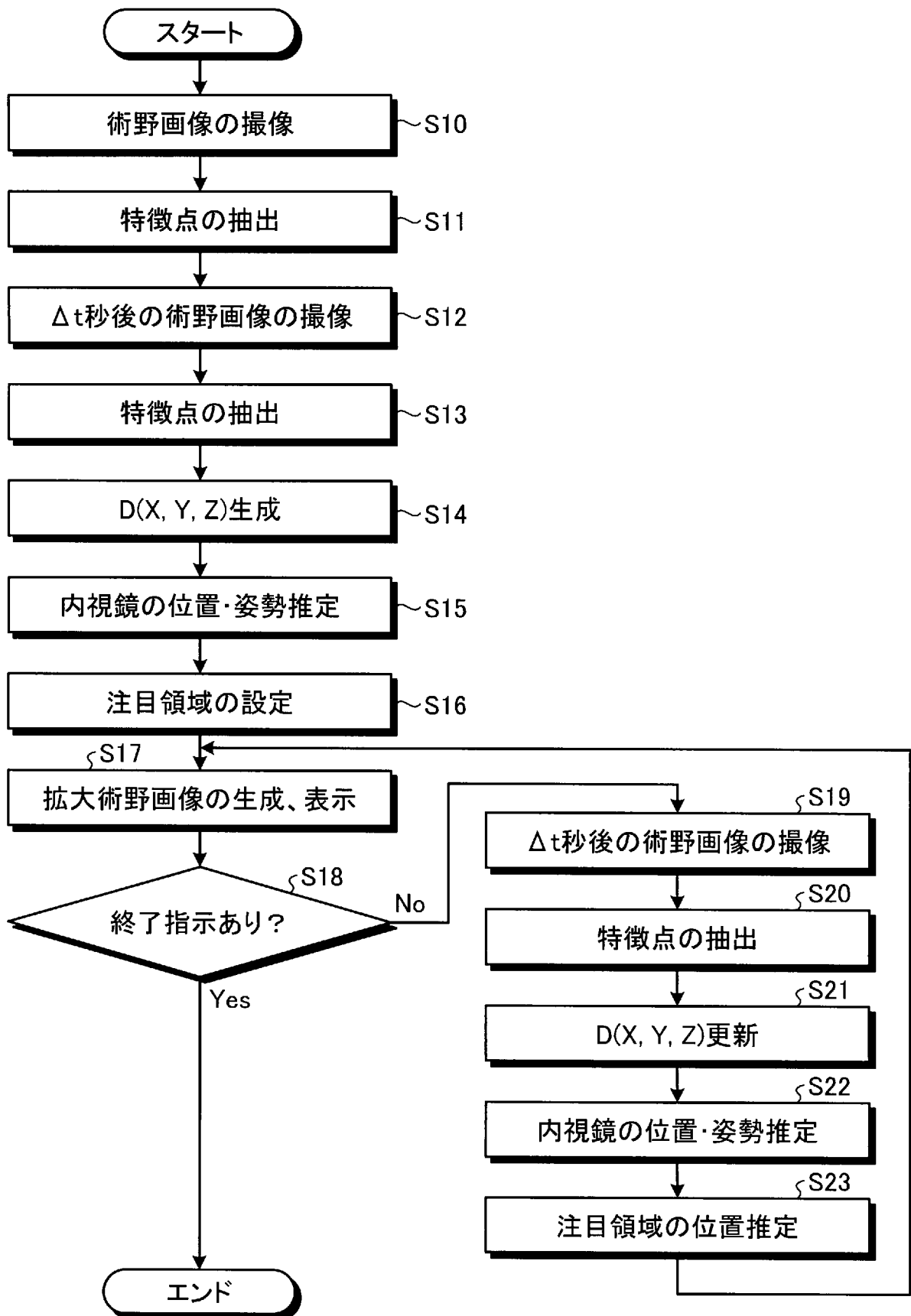
[図6]



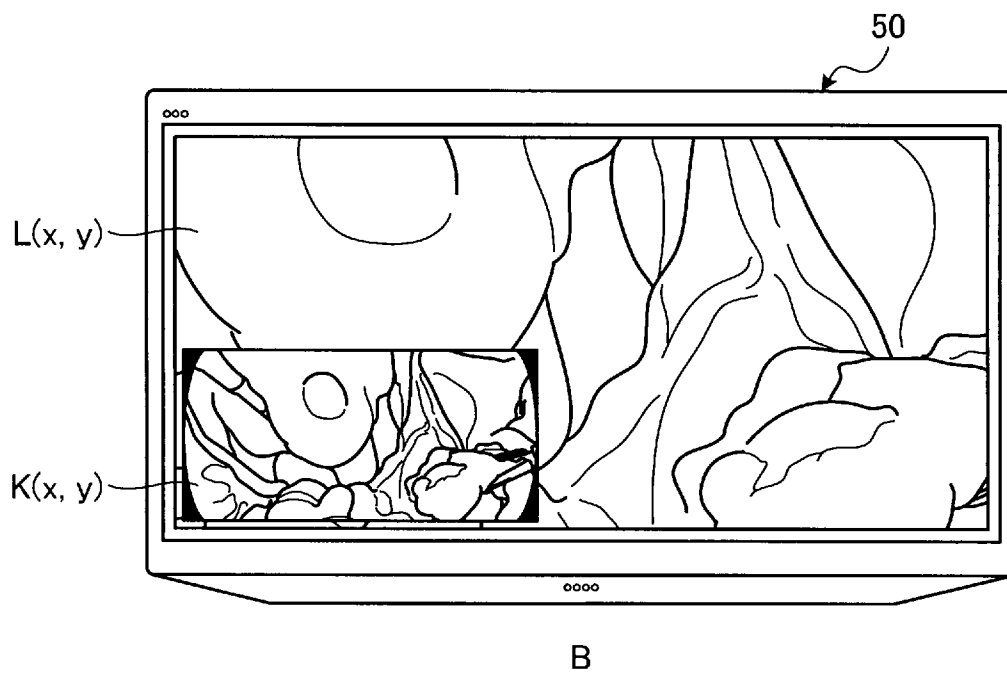
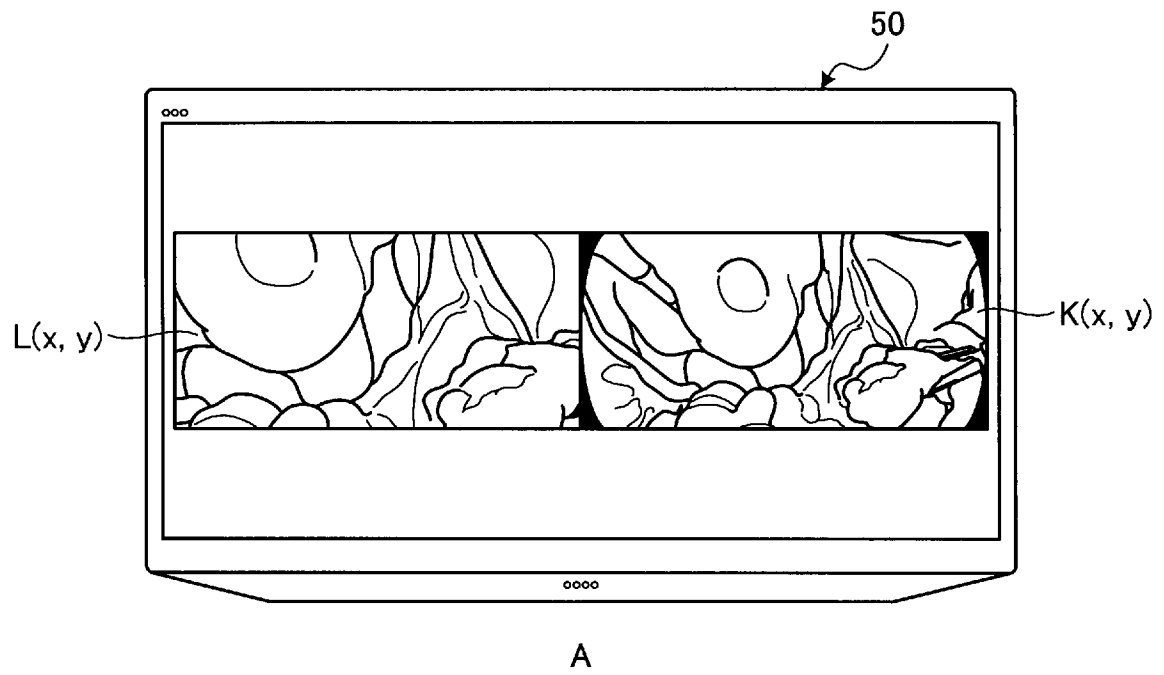
[図7]



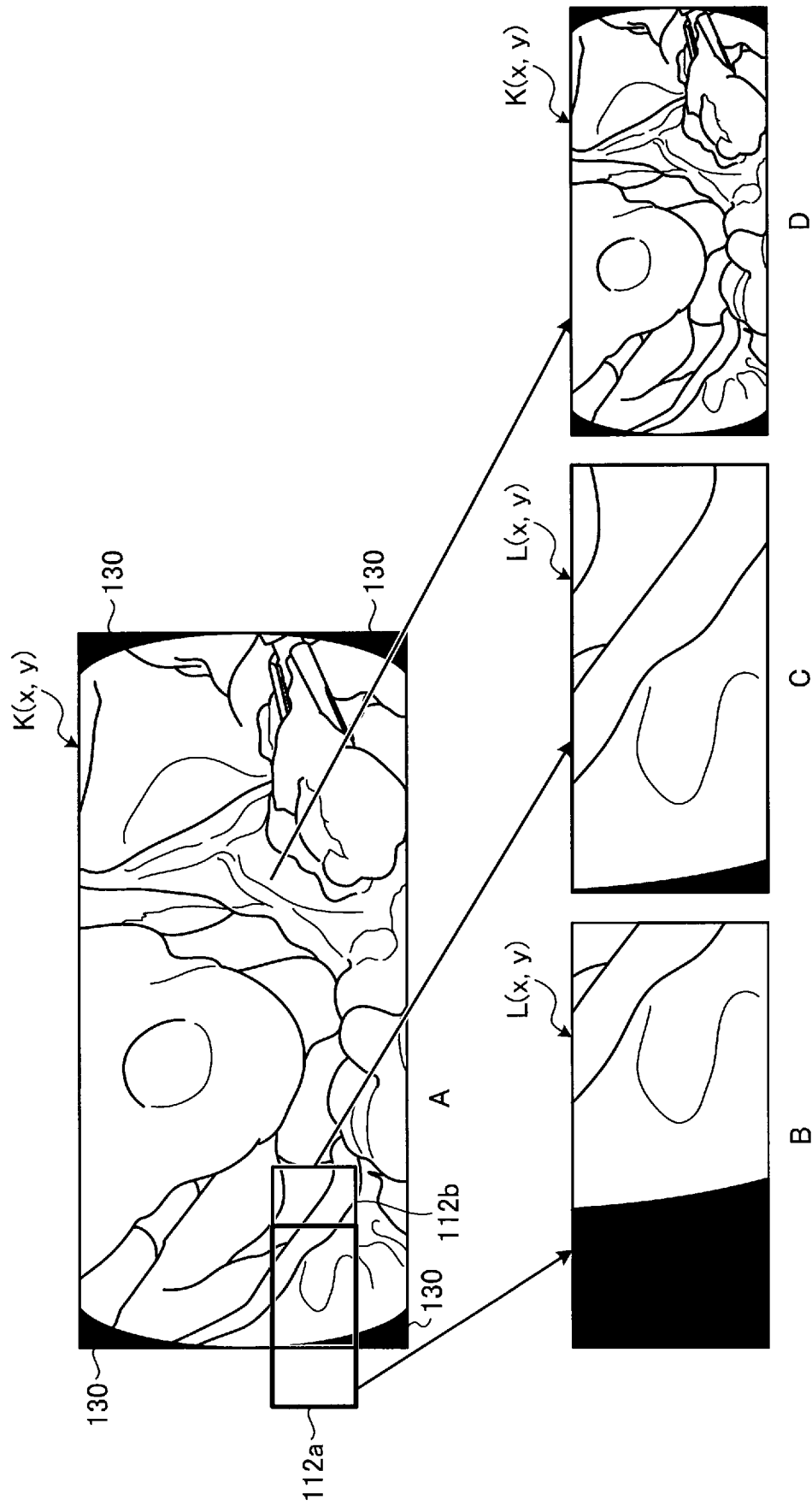
[図8]



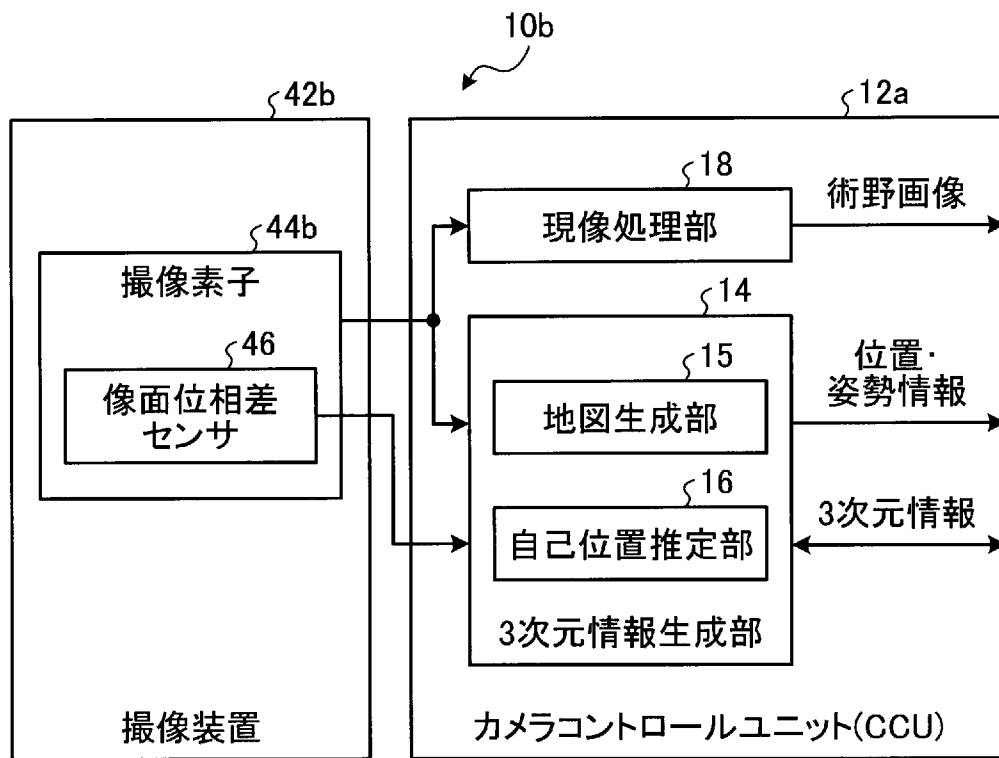
[図9]



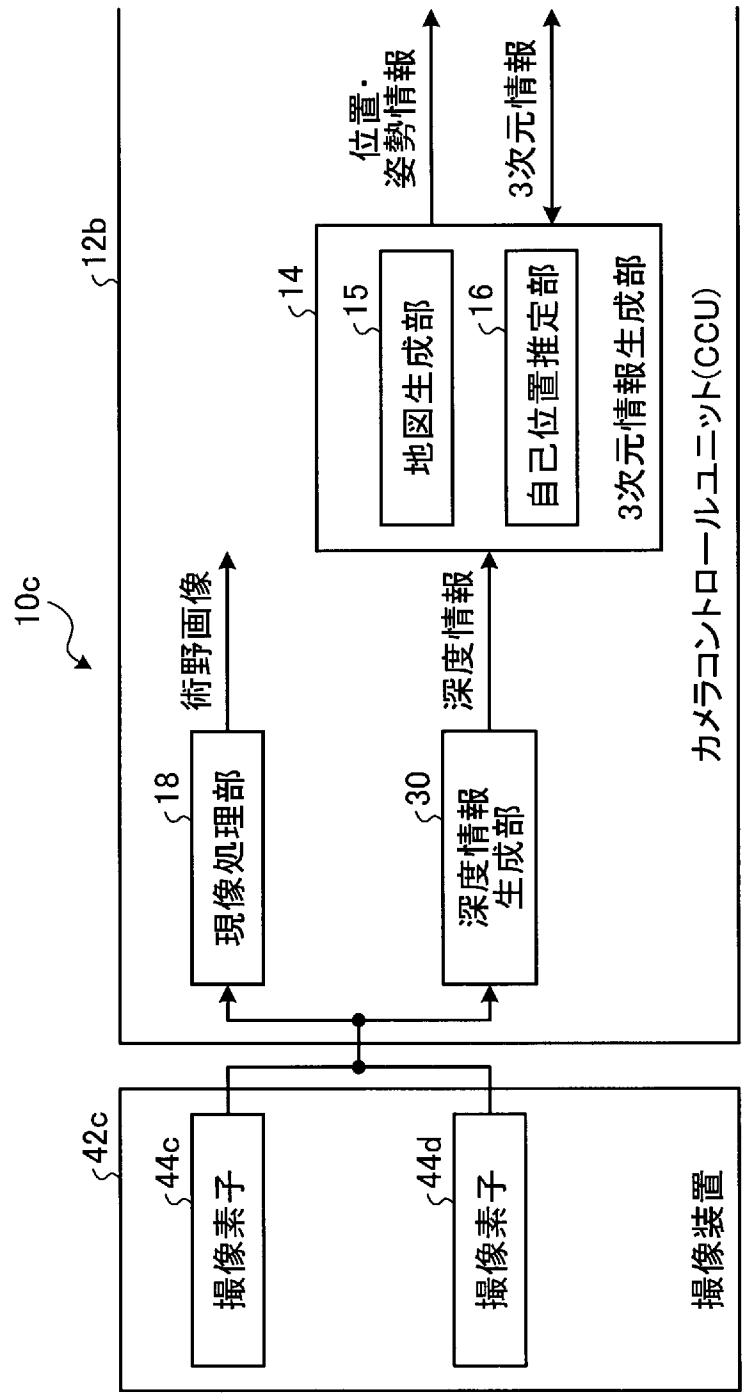
[図10]



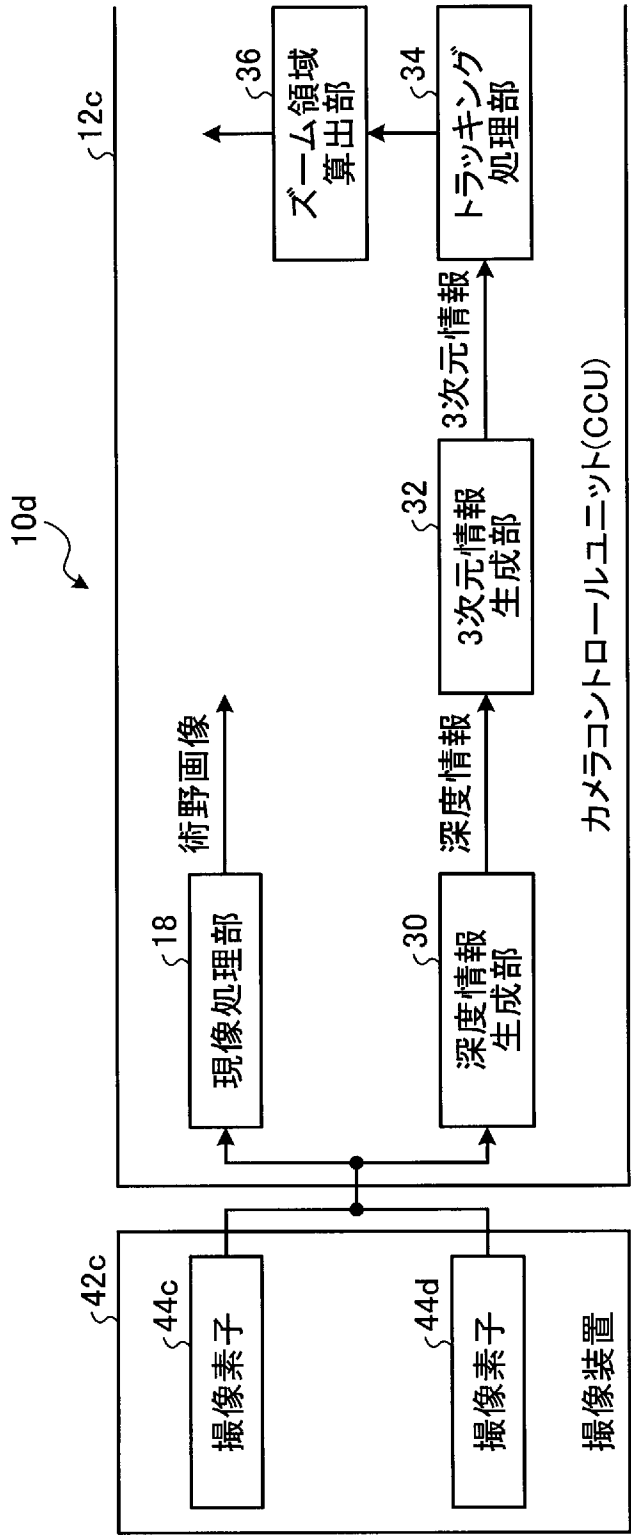
[図11]



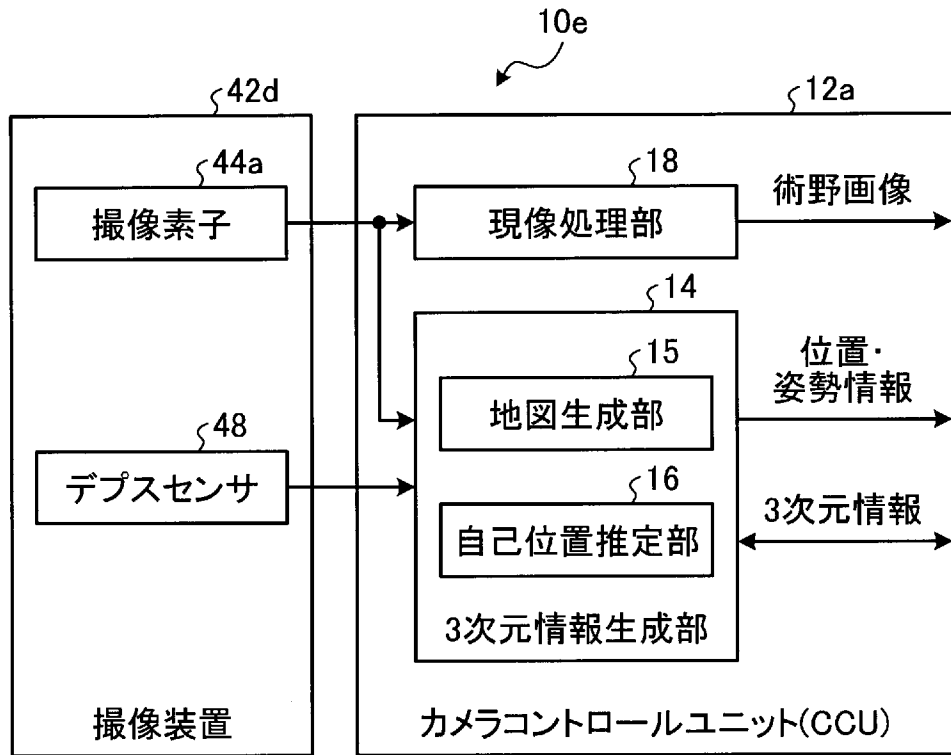
[図12]



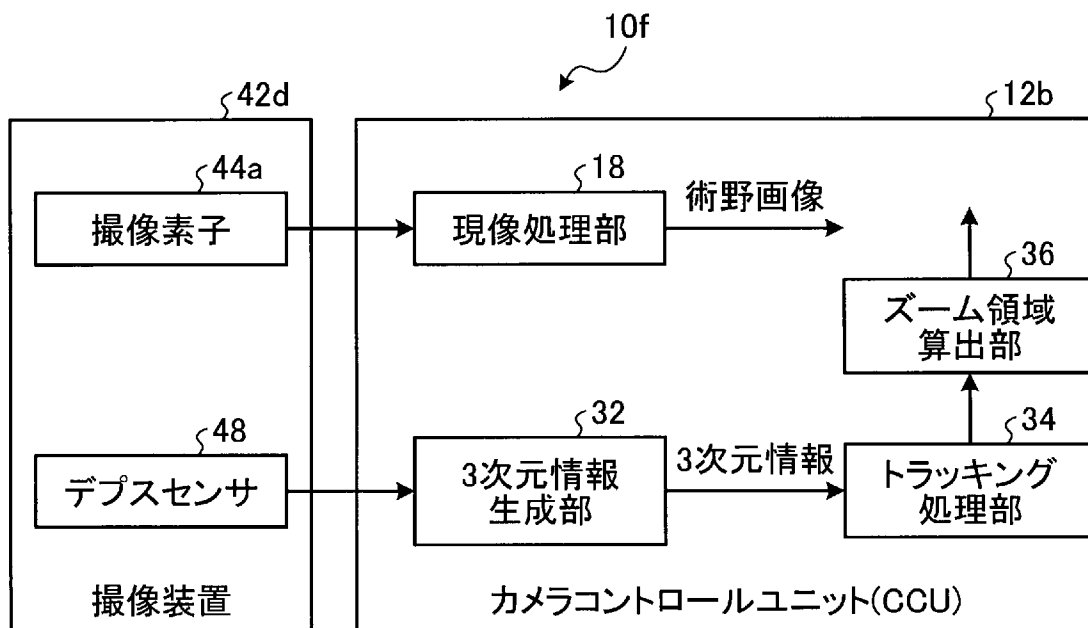
[図13]



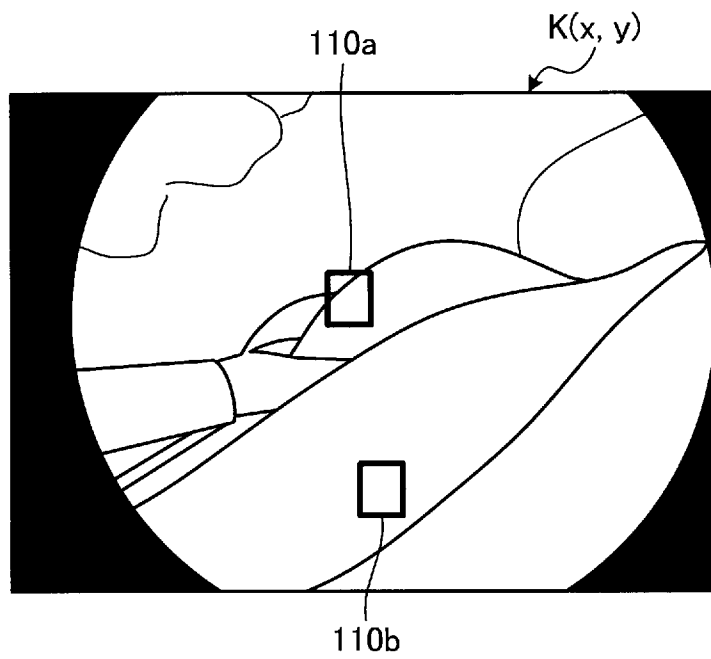
[図14]



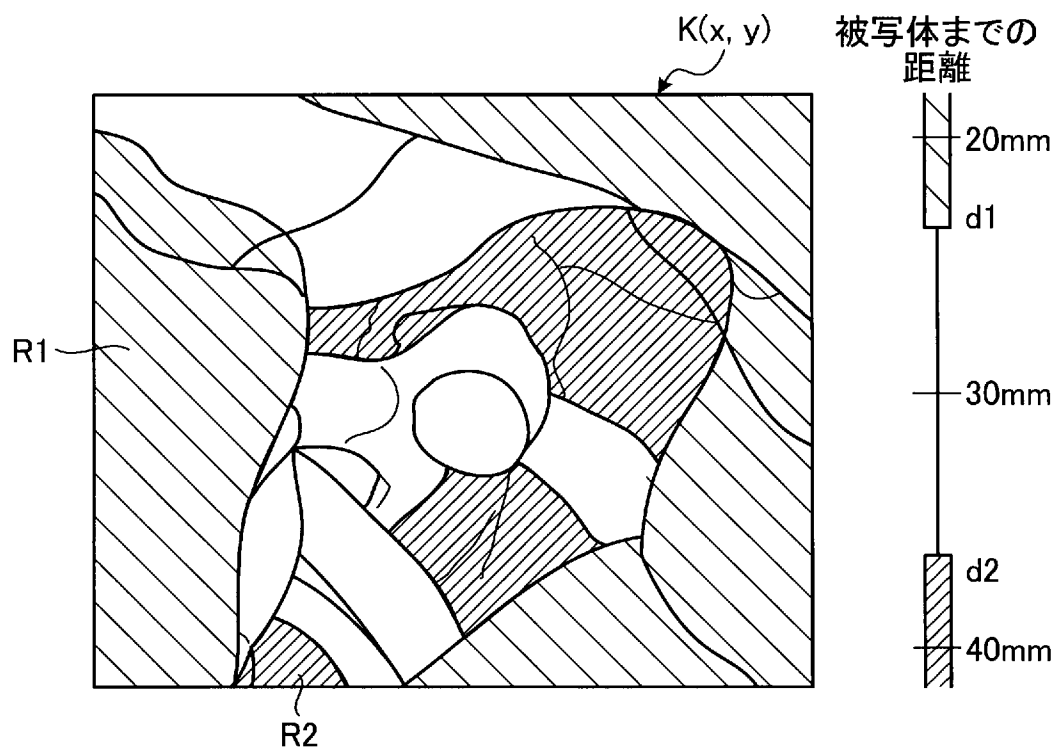
[図15]



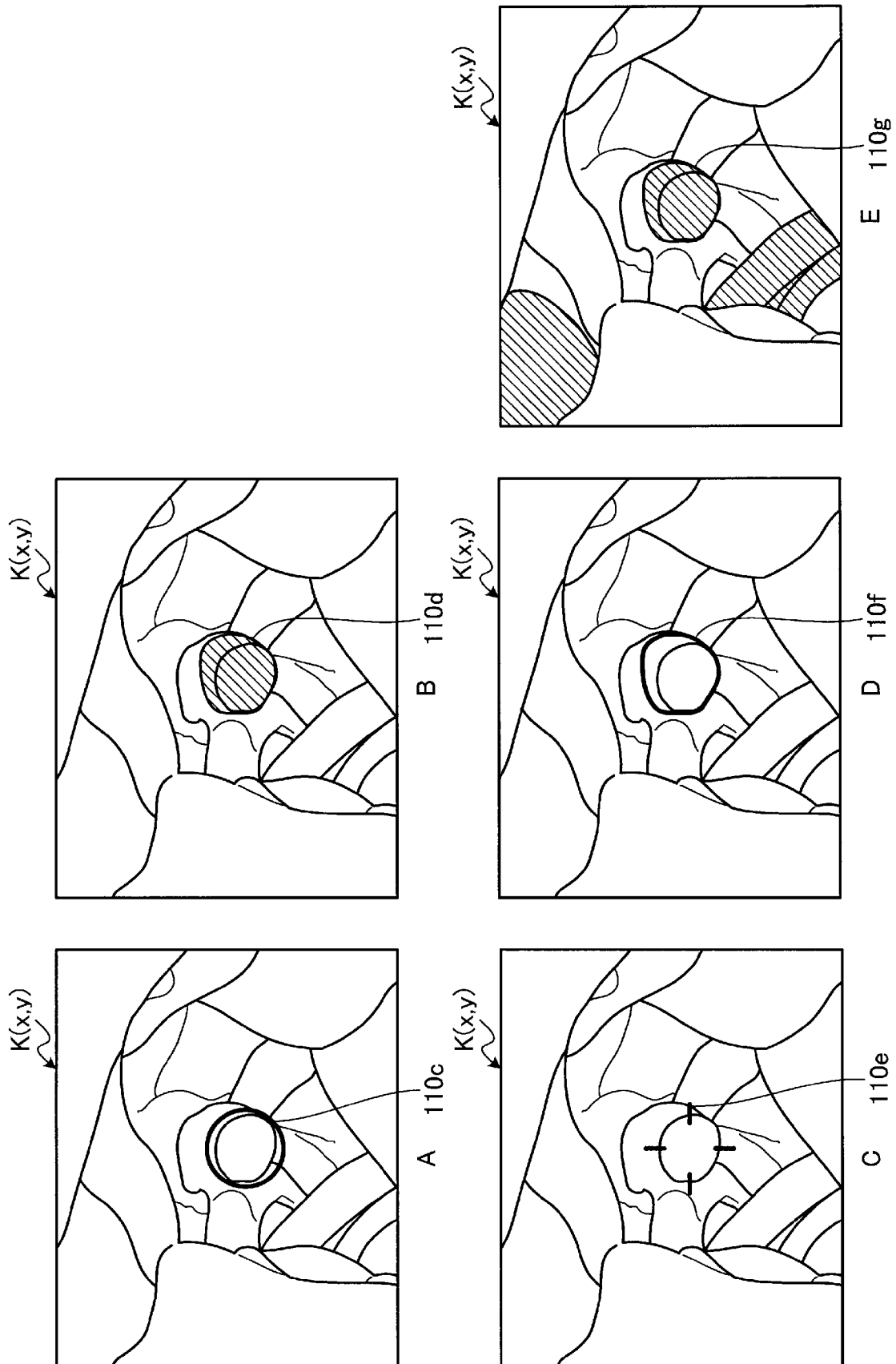
[図16]



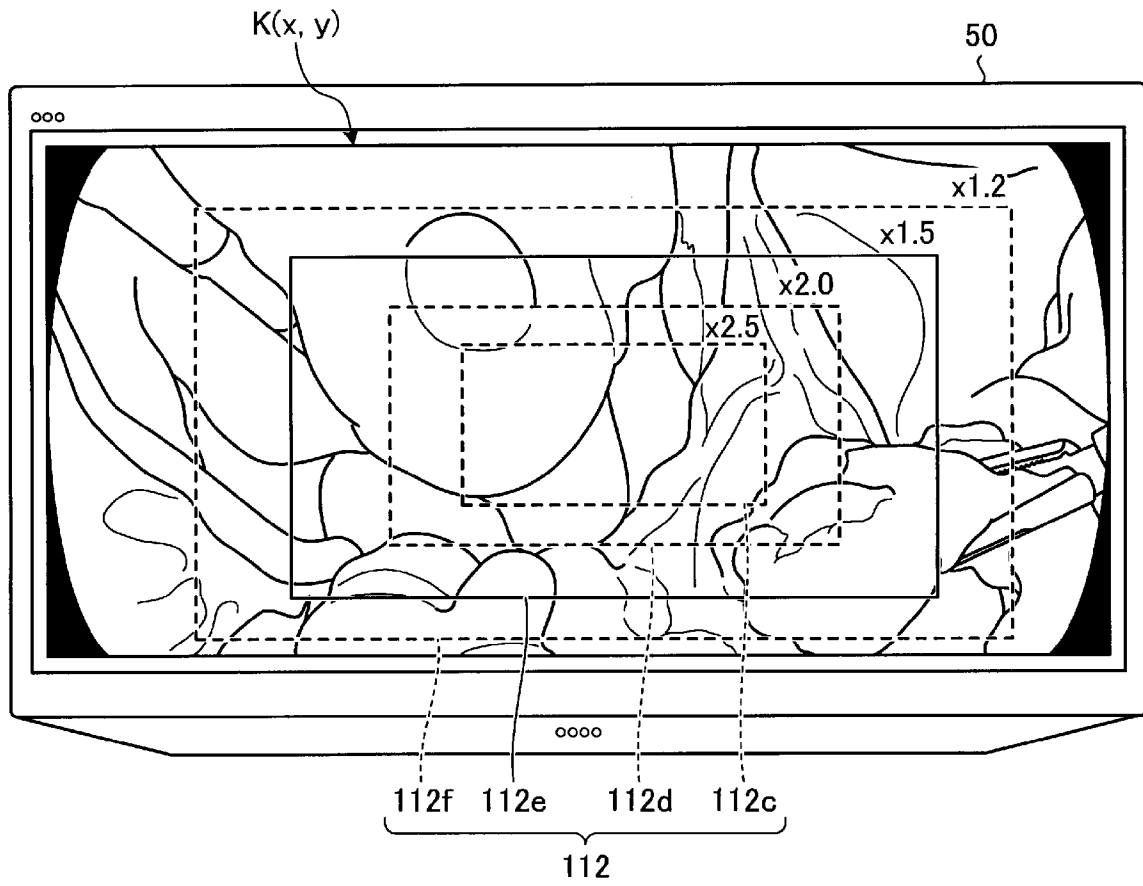
[図17]



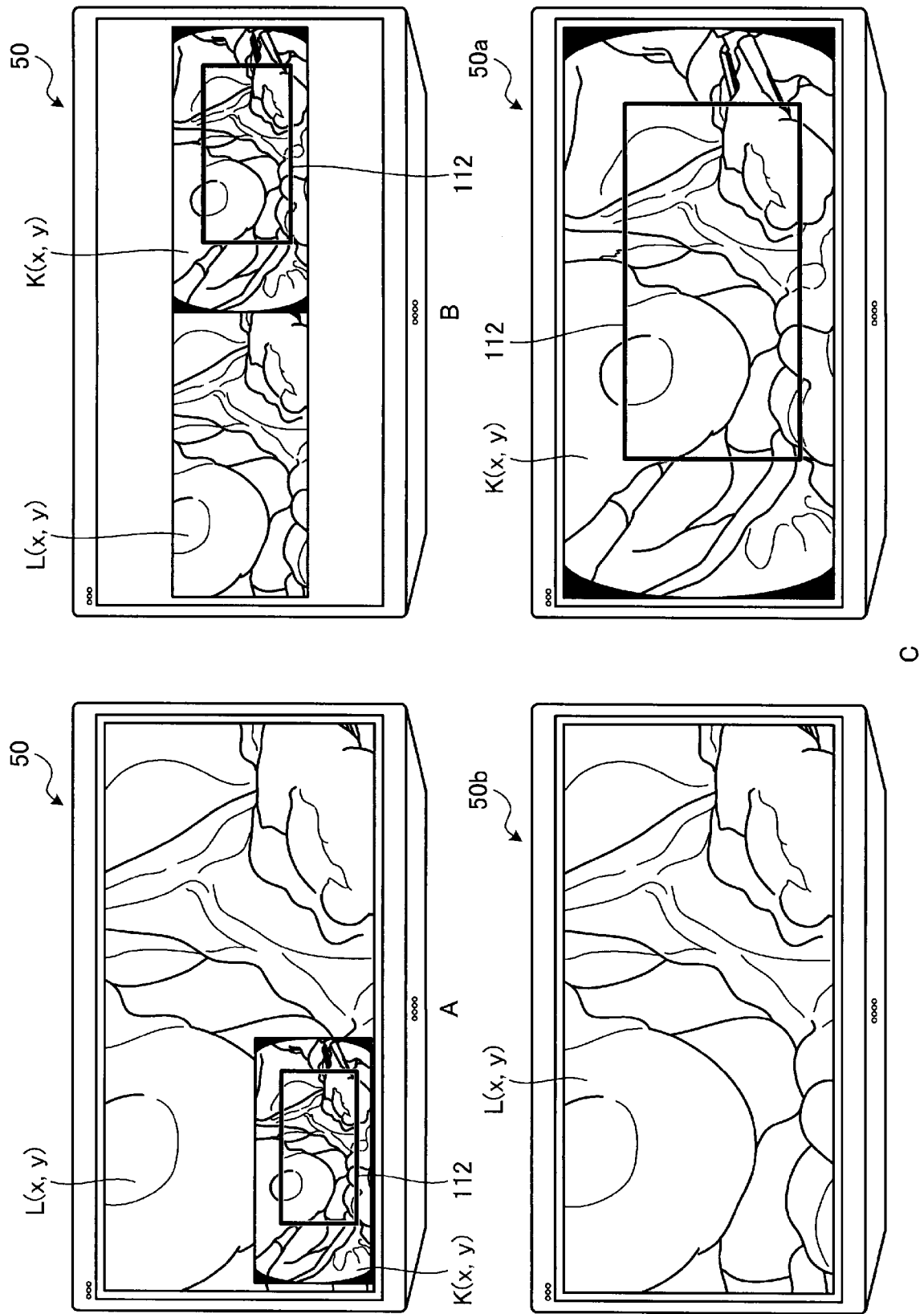
[図18]



[図19]

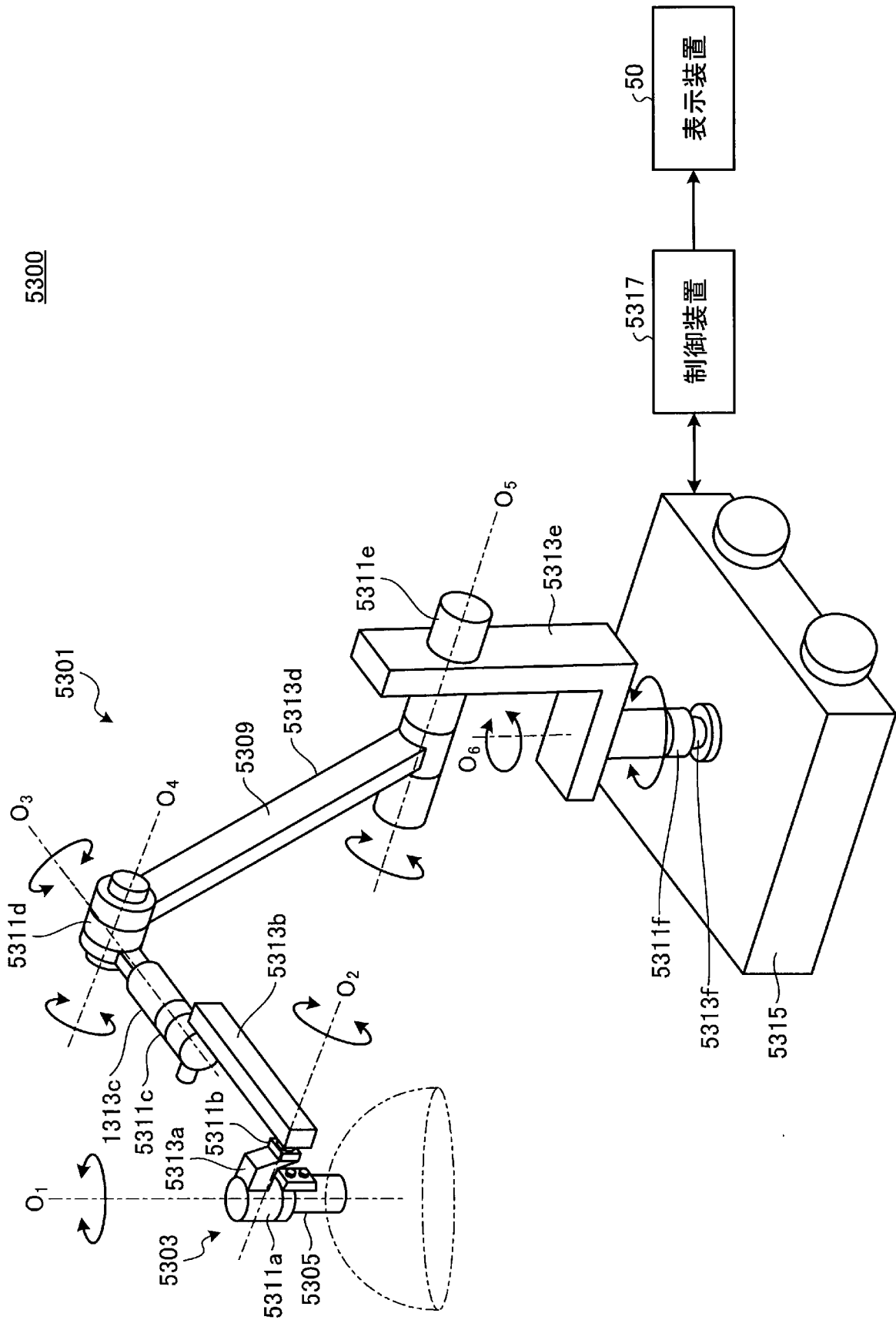


[図20]

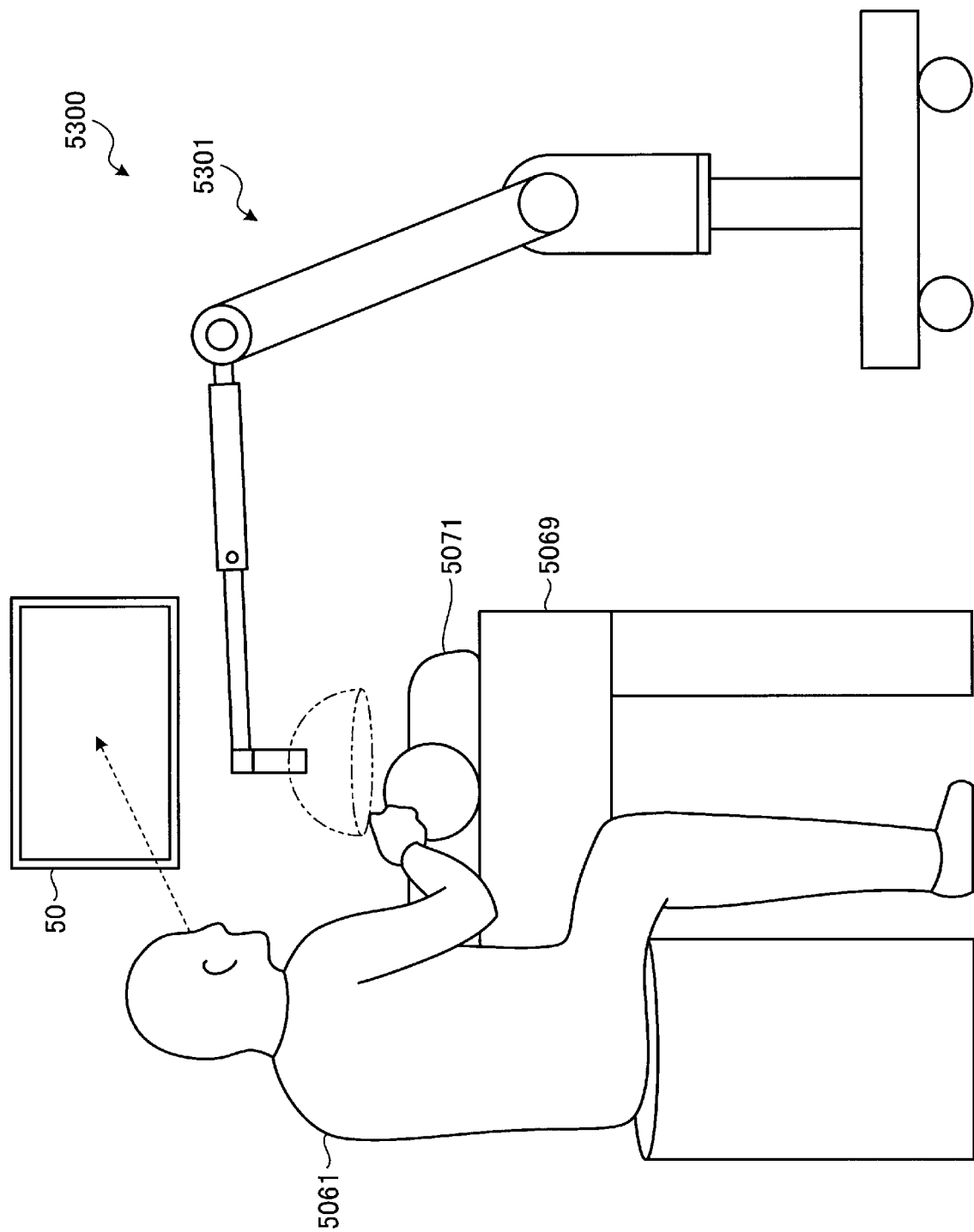


[図21]

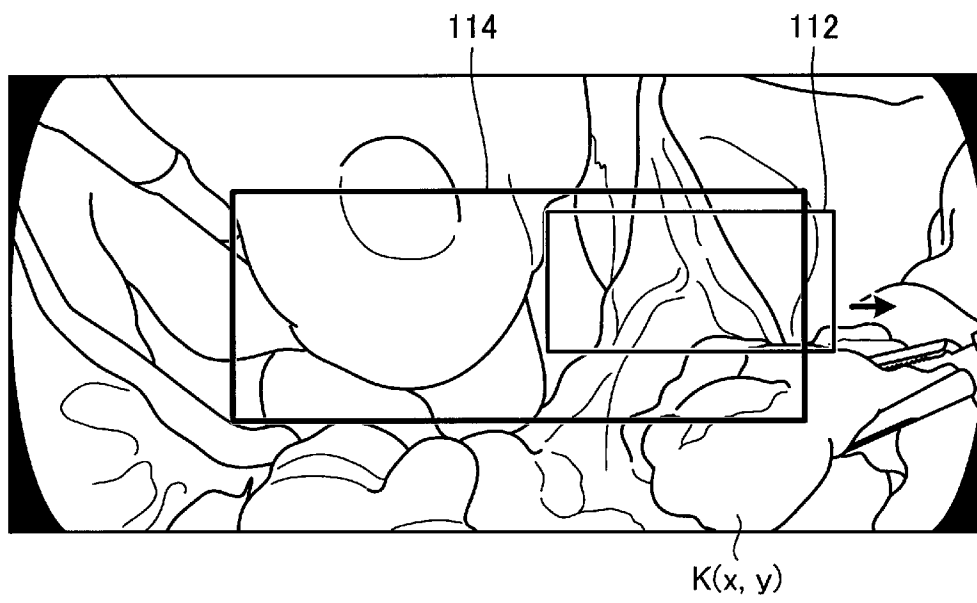
5300



[図22]



[図23]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/034929

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B90/20(2016.01)i,
G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(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)

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B19/00-21/00, G02B21/06-21/36, G02B23/24-23/26

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	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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.
A	WO 2017/216922 A1 (OLYMPUS CORP.) 21 December 2017, paragraphs [0001]-[0072], fig. 1-16 & US 2019/0114738 A1, paragraphs [0001]-[0086], fig. 1-16	1-20
A	JP 2015-228954 A (SONY CORP.) 21 December 2015, paragraphs [0001]-[0170], fig. 1-16 & US 2017/0046842 A1, paragraphs [0001]-[0350], fig. 1-16 & WO 2015/186339 A1 & CN 106413510 A	1-20

☒ 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
20 November 2019 (20.11.2019)

Date of mailing of the international search report
03 December 2019 (03.12.2019)

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/JP2019/034929

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 5-337077 A (TOSHIBA CORP.) 21 December 1993, paragraphs [0001]-[0047], fig. 1-19 (Family: none)	1-20
A	JP 2010-172673 A (FUJIFILM CORP.) 12 August 2010, paragraphs [0001]-[0115], fig. 1-16 (Family: none)	1-20
A	WO 2017/057574 A1 (FUJIFILM CORP.) 06 April 2017, paragraphs [0001]-[0153], fig. 1-24 & US 2018/0214005 A1, paragraphs [0001]-[0274], fig. 1-24 & EP 3357406 A1	1-20

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B90/20(2016.01)i, G02B21/36(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, G02B19/00 - 21/00, G02B21/06 - 21/36, G02B23/24 - 23/26

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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
A	WO 2017/216922 A1 (オリンパス株式会社) 2017.12.21, [0001]-[0072]、図1-16 & US 2019/0114738 A1, [0001]-[0086]、図1-16	1-20
A	JP 2015-228954 A (ソニー株式会社) 2015.12.21, [0001]-[0170]、図1-16 & US 2017/0046842 A1, [0001]-[0350]、図1-16 & WO 2015/186339 A1 & CN 106413510 A	1-20

☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

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矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

20.11.2019

国際調査報告の発送日

03.12.2019

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)

北島 拓馬

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4845

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 5-337077 A (株式会社東芝) 1993. 12. 21, [0 0 0 1]-[0 0 4 7]、 図 1-1 9 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 2010-172673 A (富士フイルム株式会社) 2010. 08. 12, [0 0 0 1]-[0 1 1 5]、図 1-1 6 (ファミリーなし)	1-20
A	WO 2017/057574 A1 (富士フイルム株式会社) 2017. 04. 06, [0 0 0 1]-[0 1 5 3]、図 1-2 4 & US 2018/0214005 A1, [0 0 0 1]-[0 2 7 4]、図 1-2 4 & EP 3357406 A1	1-20