

(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
2014 年 5 月 1 日(01.05.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/065154 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/077928
- (22) 国際出願日: 2013 年 10 月 15 日(15.10.2013)
- (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 2012-233156 2012 年 10 月 22 日(22.10.2012) JP
- (71) 出願人: ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC) [US/US]; 53188 ウィスコンシン州ワウケシャ ノース グランドビュー プールバード 3000 Wisconsin (US). 国立大学法人滋賀医科大学 (SHIGA UNIVERSITY OF MEDICAL SCIENCE) [JP/JP]; 〒5202192 滋賀県大津市瀬田月輪町 Shiga (JP).
- (72) 発明者: ハック ハスナイン(HAQUE, Hasnine); 〒1918503 東京都日野市旭が丘四丁目 7 番地の 1 2 7 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Tokyo (JP). 仲 成幸(NAKA, Shigeyuki); 〒5202192 滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人滋賀医科大学内 Shiga (JP). 森川 茂廣(MORIKAWA, Shigehiro); 〒5202192 滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人滋賀医科大学内 Shiga (JP). 谷 徹(TANI, Tohru); 〒5202192 滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人滋賀医科大学内 Shiga (JP).

(74) 代理人: 伊藤 信和(ITO, Nobukazu); 〒1020083 東京都千代田区麹町 3-5-2 BUREX 麹町 Tokyo (JP).

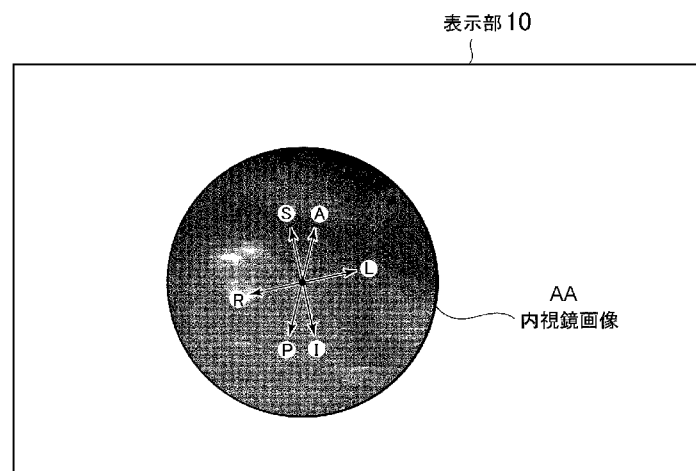
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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,

[続葉有]

(54) Title: DISPLAY DEVICE, MEDICAL DEVICE, DISPLAY METHOD AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 表示装置、医用装置、表示方法、およびプログラム



10 DISPLAY UNIT
AA ENDOSCOPIC IMAGE

(57) Abstract: [Problem] To reduce the burden on an operator who operates an endoscope. [Solution] A projecting means (81) moves vectors (N, U, V) in parallel in a manner such that an origin point (O_i) of a coordinate system (CH) is positioned on the line of extension of the vector (N) defined by the endoscope (30). After moving the vectors (N, U, V) in parallel, the projecting means (81) projects coordinate axes (AP, RL, SI) onto an endoscopic image. Then, the projected coordinate axes (AP, RL, SI) are displayed with the endoscopic image on a display unit (10). As a result, it is possible for the operator to verify information about the coordinate axes (AP, RL, SI) by looking at the endoscopic image displayed on the display unit (10).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/065154 A1



MZ, NA, RW, SD, SL, 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:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

【課題】内視鏡を操作する術者の負担を軽減する。 【解決手段】 投影手段 81 は、内視鏡 30 に規定されているベクトル N の延長線上に座標系 CH の原点 O_1 が位置するように、ベクトル N、U、および V を平行移動する。ベクトル N、U、および V を平行移動した後、投影手段 81 は、座標軸 AP、RL、および SI を内視鏡画像に投影する。そして、投影された座標軸 AP、RL、および SI を、内視鏡画像とともに、表示部 10 に表示する。術者は、表示部 10 に表示された内視鏡画像を見ることによって、座標軸 AP、RL、および SI の情報を確認することができる。

明 細 書

発明の名称：表示装置、医用装置、表示方法、およびプログラム
技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡画像を表示する表示装置、この表示装置を有する医用装置、内視鏡画像を表示する表示方法、および表示装置に用いられるプログラムに関する。

背景技術

[0002] 近年、内視鏡で患者の体内を観察しながら、医用装置（MR装置、CT装置など）で患者を撮影し、内視鏡画像と医用画像（MR画像やCT画像）とを見ながら手術する方法が知られている（特許文献1参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2009-172050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、一般的に、内視鏡の視野は狭いので、術者が内視鏡画像から視認できる範囲は限られている。したがって、術者は、視認できる範囲が限られた条件下で、内視鏡の移動方向などを決める必要があり、術者に大きな負担が掛かる。このような理由から、内視鏡を操作する術者の負担を軽減することが望まれている。

課題を解決するための手段

[0005] 本発明の第1の観点は、対象を観察する内視鏡により得られた内視鏡画像を表示する表示装置であって、

前記対象に対して設定された座標軸を、前記内視鏡画像に投影する投影手段と、

前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記座標軸とを表示する表示部と、を有する表示装置である。

[0006] 本発明の第２の観点は、第１の観点の表示装置を有する医用装置である。

[0007] 本発明の第３の観点は、対象を観察する内視鏡により得られた内視鏡画像を表示する表示方法であって、

前記対象に対して設定された座標軸を、前記内視鏡画像に投影する投影ステップと、

前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記座標軸とを表示する表示ステップと、を有する表示方法である。

[0008] 本発明の第４の観点は、対象を観察する内視鏡により得られた内視鏡画像を表示する表示部を備えた表示装置のプログラムであって、

前記対象に対して設定された座標軸を、前記内視鏡画像に投影する投影処理と、

前記表示部に、前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記座標軸とを表示させる表示制御処理と、

を計算機に実行させるためのプログラムである。

発明の効果

[0009] 表示部には、内視鏡画像に投影された座標軸が表示される。したがって、術者は、内視鏡画像に表示されている部位と座標軸との対応関係を容易に認識することができる。

図面の簡単な説明

[0010] [図１]本発明の第１の形態の磁気共鳴装置の概略図である。

[図２]内視鏡３０の構造の説明図である。

[図３]外科用器具３４を内視鏡３０の先端から突出させたときの様子を示す図である。

[図４]内視鏡３０に対して規定されているベクトルの説明図である。

[図５]内視鏡３０の先端を回転させたときの面ＮＶ、ＮＵ、およびＵＶを示す図である。

[図６]内視鏡３０を動物１１に挿入したときの様子を概略的に示す図である。

[図７]内視鏡画像の説明図である。

[図8]内視鏡画像を表示部10に表示するときの説明図である。

[図9]表示部10に表示された内視鏡画像の一例を概略的に示す図である。

[図10]座標系CHの座標情報を表示するときの説明図である。

[図11]座標軸AP、RL、およびSIを内視鏡画像に投影した後の様子を示す図である。

[図12]座標軸AP、RL、およびSIおよび内視鏡画像を表示部10に表示するときの説明図である。

[図13]表示部10に表示された内視鏡画像の一例を概略的に示す図である。

[図14]表示部10に表示される内視鏡画像の例を示す図である。

[図15]内視鏡30の先端の回転角 α を α_0 から α_1 に変更したときの座標系CHとベクトルN、U、およびVとの位置関係を示す図である。

[図16] $\alpha = \alpha_1$ の場合に取得される内視鏡画像の説明図である。

[図17]内視鏡画像に座標軸AP、RL、およびSIを投影するときの説明図である。

[図18]座標軸AP、RL、およびSIを内視鏡画像に投影した後の様子を示す図である。

[図19]座標軸AP、RL、およびSIおよび内視鏡画像を表示部10に表示するときの説明図である。

[図20]表示部10に表示された内視鏡画像の一例を概略的に示す図である。

[図21]2つの座標軸のみを表示するときの説明図である。

[図22]3つの座標軸の中から、ベクトルNとの成す角度が大きい座標軸を選択するときの説明図である。

[図23]内視鏡画像に2つの座標軸APおよびRLを表示した例を示す図である。

[図24]第2の形態のMR装置200の概略図である。

[図25]仰角 θ の説明図である。

[図26]表示部10に表示される仰角 θ の表示方法の一例を示す図である。

[図27]内視鏡30の先端の仰角 θ が $\theta = 0^\circ$ のときの座標系CHとベクトル

Nとの位置関係を示す図である。

[図28] $\theta = 0^\circ$ のときの仰角インジケータ I_e の一例を示す図である。

[図29] 内視鏡 30 の先端の仰角 θ が $\theta = -45^\circ$ のときの座標系 CH とベクトル N との位置関係を示す図である。

[図30] $\theta = -45^\circ$ のときの仰角インジケータ I_e の一例を示す図である。

[図31] 方位角 ϕ の説明図である。

[図32] 表示部 10 に表示される方位角 ϕ の表示方法の一例を示す図である。

[図33] 内視鏡 30 の先端の方位角 ϕ が $\phi = 0^\circ$ のときの座標系 CH とベクトル N との位置関係を示す図である。

[図34] $\phi = 0^\circ$ のときの方位角インジケータ I_a の一例を示す図である。

[図35] 内視鏡 30 の先端の方位角 ϕ が $\phi = 20^\circ$ L のときの座標系 CH とベクトル N との位置関係を示す図である。

[図36] $\phi = 20^\circ$ L のときの方位角インジケータ I_a の一例を示す図である。

[図37] 第4の形態において手術を行うときのフローを示す図である。

[図38] スキャンにより取得された画像データ D を概略的に示す図である。

[図39] 術者が特定したターゲット T を示す図である。

[図40] 内視鏡 30 を動物 11 に挿入したときの様子を概略的に示す図である。

[図41] 表示部 10 に表示される内視鏡画像や種々の情報の一例を示す図である。

[図42] ターゲット T を表示部 10 に表示するときの説明図である。

[図43] 距離 d 、 δ 、および Δ の説明図である。

[図44] 内視鏡 30 の位置および向きを調整した後の様子を概略的に示す図である。

[図45] ターゲット T を内視鏡画像に投影するときの説明図である。

[図46] 表示部 10 に表示される内視鏡画像の一例を示す図である。

[図47] 外科用器具 34 の仮想の突出距離 δ を $\delta = \delta_1$ に設定したときの様子

を示す図である。

[図48]表示部10に表示される画像の一例を示す図である。

[図49]術者が δ を別の値に設定したときの様子を示す図である。

[図50]表示部10に表示される画像の一例を示す図である。

[図51]面UVのMR画像、面NUのMR画像、および面NVのMR画像を表示させたときの一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、発明を実施するための形態について説明するが、本発明は、以下の形態に限定されることはない。

[0012] (1) 第1の形態

図1は、本発明の第1の形態の磁気共鳴装置の概略図である。

磁気共鳴装置（以下、「MR装置」と呼ぶ。MR：Magnetic Resonance）

100は、マグネット2、テーブル3、受信コイル4などを有している。

[0013] マグネット2はボア21を有している。また、マグネット2には、超伝導コイル、勾配コイル、およびRFコイルなどが内蔵されている。超伝導コイルは静磁場を印加し、勾配コイルは勾配磁場を印加し、RFコイルはRFパルスを送信する。

[0014] テーブル3はクレードル3aを有している。クレードル3aは、ボア21内に移動できるように構成されている。クレードル3aには、手術を受ける動物11が寝かされている。動物11には内視鏡30が挿入されている。術者12および13は、内視鏡30を操作しながら動物11の手術を行う。

[0015] 受信コイル4は、動物11に取り付けられている。受信コイル4は、動物11からの磁気共鳴信号を受信する。

[0016] MR装置100は、更に、送信器5、勾配磁場電源6、受信器7、制御部8、操作部9、および表示部10などを有している。

[0017] 送信器5はRFコイルに電流を供給し、勾配磁場電源6は勾配コイルに電流を供給する。

受信器7は、受信コイル4から受け取った信号に対して、検波などの信号

処理を実行する。

[0018] 制御部 8 は、受信器 7 から受け取ったデータに基づいて画像を再構成するなど、MR 装置 100 の各種の動作を実現するように、MR 装置 100 の各部の動作を制御する。制御部 8 は、投影手段 8 1、選択手段 8 2、および表示制御手段 8 3などを有している。

[0019] 投影手段 8 1 は、座標軸 A P、R L、および S I（例えば、図 6 参照）を、内視鏡 30 により取得された内視鏡画像に投影する。

選択手段 8 2 は、座標軸 A P、R L、および S Iの中から、内視鏡画像に重ねて表示する座標軸を選択する。

表示制御手段 8 3 は表示部 10 を制御する。

[0020] 制御部 8 は、投影手段 8 1、選択手段 8 2、および表示制御手段 8 3を構成する一例であり、所定のプログラムを実行することにより、これらの手段として機能する。

[0021] 操作部 9 は、オペレータにより操作され、種々の情報を制御部 8 に入力する。表示部 10 は、内視鏡 30 により得られた内視鏡画像などを表示する。尚、表示部 10 および制御部 8 を合わせたものが、表示装置の一例である。

MR 装置 100 は、上記のように構成されている。

[0022] 次に、内視鏡 30 について説明する。

図 2 は内視鏡 30 の構造の説明図である。

図 2（a）は内視鏡 30 の外観図、図 2（b）は内視鏡 30 の先端の正面図である。

[0023] 内視鏡 30 には、光源 3 1、光ファイバ 3 2、磁気センサ 3 3、および外科用器具 3 4などが設けられている。磁気センサ 3 3 は、勾配磁場を検出し、内視鏡 30 の先端の位置および内視鏡 30 の先端の向きを求める。外科用器具 3 4 は、動物 11 の外科的治療を行うための器具であり、内視鏡 30 の先端から突出させることができるように構成されている。図 3 に、外科用器具 3 4 を内視鏡 30 の先端から突出させたときの様子を示す。術者は内視鏡 30 の操作部を操作することにより、外科用器具 3 4 を内視鏡 30 の先端か

ら所定の方向 n に突出させることができる。

[0024] また、内視鏡 30 には、ベクトルが規定されている（図 4 および図 5 参照）。

図 4 は、内視鏡 30 に対して規定されているベクトルの説明図である。

内視鏡 30 の先端には、3 つのベクトル N 、ベクトル U 、およびベクトル V が規定されている。ベクトル N 、 U 、および V は互いに直交するベクトルである。ベクトル N の方向は、内視鏡 30 の外科用器具 34 の突出方向 n （図 3 参照）に設定されている。ベクトル N 、 U 、および V によって、3 つの面 NV 、 NU 、および UV が規定されている。これらの面 NV 、 NU 、および UV は、以下のように規定される面である。

面 NV : ベクトル N および V によって規定される面

面 NU : ベクトル N および U によって規定される面

面 UV : ベクトル U および V によって規定される面

[0025] 内視鏡 30 の先端は、ベクトル N を中心軸として P 方向および Q 方向に回転させることができるように構成されている。図 5 に、内視鏡 30 の先端を回転させたときの面 NV 、 NU 、および UV を示す。

[0026] 図 5 (a) は、内視鏡 30 の先端をベクトル N を中心として P 方向に角度 $\alpha = \alpha_0$ だけ回転させたときの面 NV 、 NU 、および UV を示す図であり、図 5 (b) は、図 5 (a) をベクトル N の方向から見たときの図である。

[0027] 内視鏡 30 の先端を P 方向（又は Q 方向）に回転させることにより、面 NV 、 NU 、および UV もベクトル N を中心として回転させることができる。

MR 装置 100 は、手術の間、以下のスキャンを実行することができる。

(1) 面 NV の MR 画像を取得するためのスキャン A

(2) 面 NU の MR 画像を取得するためのスキャン B

(3) 面 UV の MR 画像を取得するためのスキャン C

[0028] 術者 12 および 13 は、スキャン A により取得される MR 画像、スキャン B により取得される MR 画像、およびスキャン C により取得される MR 画像の中から、表示部 10 に表示される MR 画像を任意に選択することができる。

。

[0029] 以下に、術者 12 および 13 が内視鏡 30 を用いて動物 11 の手術をする
ときの手順について説明する。

[0030] 図 6 は、内視鏡 30 を動物 11 に挿入したときの様子を概略的に示す図で
ある。

図 6 (a) は、動物 11 に設定された座標系 CH と、内視鏡 30 のベクトル N、U、および V との位置関係を示す図、図 6 (b) は図 6 (a) をベクトル N の方向から見たときの図である。図 6 では、内視鏡 30 の先端の回転角 α が $\alpha = \alpha_0$ の場合の例が示されている。

[0031] 動物 11 には座標系 CH (座標軸 AP、RL、および SI) が設定されている。座標軸 AP、RL、および SI の原点 O_1 は、例えば、マグネット 2 のアイソセンターに位置決めされている。

[0032] 内視鏡 30 の磁気センサ 33 は勾配磁場を検出する。磁気センサ 33 により検出された勾配磁場は、制御部 8 に送信される。制御部 8 では、磁気センサ 33 により検出された勾配磁場に基づいて、内視鏡 30 の先端の位置および内視鏡 30 の先端の向きを検出する。内視鏡 30 の先端の位置および向きを検出することにより、ベクトル N、U、および V の位置および向きを検出することができる。

[0033] また、図 6 (a) および (b) には、内視鏡 30 により観察される部位 G を概略的に示してある。内視鏡 30 により観察される部位 G が、内視鏡画像として得られる。

図 7 は、内視鏡画像の説明図である。

内視鏡画像は、図 7 (a) に示すように、内視鏡 30 により観察される部位 G を面 UV に投影したときの画像として得ることができる。ベクトル U は内視鏡画像の上側を規定しており、ベクトル V は内視鏡画像の左側を規定している。図 7 (b) には、図 7 (a) をベクトル N の方向から見たときの図が示されている。内視鏡 30 の先端は $\alpha = \alpha_0$ だけ回転しているので (図 6 参照)、内視鏡画像も $\alpha = \alpha_0$ だけ傾いている。内視鏡画像は、表示制御手

段 8 3 により、表示部 1 0（図 1 参照）に表示される。

[0034] 図 8 は、内視鏡画像を表示部 1 0 に表示するときの説明図である。

内視鏡 3 0 の先端が $\alpha = \alpha_0$ だけ回転している場合、得られる内視鏡画像も、 $\alpha = \alpha_0$ だけ回転している（図 8（a）参照）。そこで、内視鏡画像の回転角を元に戻すために、ベクトルの原点 O_2 を中心として内視鏡画像を時計方向に α_0 だけ回転させる（図 8（b）参照）。これにより、ベクトル U が上側を向き、ベクトル V が左側を向くようにすることができる。このように内視鏡画像を回転させた後で、内視鏡画像を表示部 1 0 に表示する。図 9 に、表示部 1 0 に表示された内視鏡画像の一例を概略的に示す。内視鏡 3 0 の先端の回転角に関わらず、表示部 1 0 には、ベクトル U が上側を向くように内視鏡画像が表示される。

[0035] また、本形態では、表示部 1 0 には、内視鏡画像の他に、座標系 CH （座標軸 AP 、 RL 、および SI ）の座標情報も表示される。以下に、座標情報がどのようにして表示されるかについて説明する。

[0036] 図 1 0 および図 1 1 は、座標系 CH の座標情報を表示するときの説明図である。

投影手段 8 1（図 1 参照）は、図 1 0（a）に示すように、ベクトル N の延長線上に座標系 CH の原点 O_1 が位置するように、ベクトル N 、 U 、および V を平行移動する。図 1 0（b）には、図 1 0（a）をベクトル N の方向から見たときの図が示されている。ベクトル N 、 U 、および V を平行移動した後、投影手段 8 1 は、座標軸 AP 、 RL 、および SI を内視鏡画像に投影する（図 1 1 参照）。

[0037] 図 1 1 は、座標軸 AP 、 RL 、および SI を内視鏡画像に投影した後の様子を示す図である。図 1 1（a）は座標軸 AP 、 RL 、および SI を内視鏡画像に投影するときの様子を概略的に示す図、図 1 1（b）は図 1 1（a）をベクトル N の方向から見たときの図である。

座標軸 AP 、 RL 、および SI を内視鏡画像に投影することによって、座標軸 AP 、 RL 、および SI と、内視鏡画像に表示される部位との対応関係

を求めることができる。投影された座標軸 A P、R L、および S I は、表示制御手段 8 3 により、内視鏡画像とともに、表示部 1 0 に表示される（図 1 2 参照）。

[0038] 図 1 2 は、座標軸 A P、R L、および S I および内視鏡画像を表示部 1 0 に表示するときの説明図である。

内視鏡画像は $\alpha = \alpha_0$ だけ回転しているので（図 1 2（a）参照）、内視鏡画像の回転角を元に戻すために、ベクトルの原点 O_2 を中心として内視鏡画像を時計方向に α_0 だけ回転させる（図 1 2（b）参照）。これにより、ベクトル U が上側を向き、ベクトル V が左側を向くようにすることができる。このように内視鏡画像を回転させた後で、内視鏡画像を表示部 1 0 に表示する。図 1 3 に、表示部 1 0 に表示された内視鏡画像の一例を概略的に示す。内視鏡画像には、座標軸 A P、R L、および S I が投影されているので、術者は、内視鏡画像を見るだけで、内視鏡画像の下側が P 軸側（腹部側）であり、内視鏡画像の上側が A 軸側（背中側）であることを視覚的に容易に認識することができる。したがって、術者は、座標軸の情報を、内視鏡の移動方向などを決めるときの判断材料として使用することができ、術者の負担を軽減することができる。

[0039] 尚、図 1 3 では、座標軸 A P、R L、および S I を表す矢印が示されている。しかし、これらの矢印は、内視鏡画像に重なっているので、術者が内視鏡画像を視認する上では邪魔になる。そこで、表示部 1 0 に内視鏡画像を表示するときは、これらの矢印は表示しないようにする。図 1 4 に、表示部 1 0 に表示される内視鏡画像の例を示す。図 1 4（a）では、矢印は表示されておらず、内視鏡画像には、A P 軸を表すアルファベット「A」および「P」、R L 軸を表すアルファベット「R」および「L」、S I 軸を表すアルファベット「S」および「I」が示されている。したがって、術者に内視鏡画像を見易くさせることができる。

[0040] 一方、図 1 4（b）では、アルファベット「A」、「P」、「R」、「L」、「S」、および「I」を取り囲むようなサークルが追加されている。こ

のようなサークルを表示することによって、術者に、内視鏡画像の中央部分の領域の位置を視覚的に認識しやすくさせることができる。

[0041] 次に、内視鏡30の先端の角度 α を変化させた場合、AP軸、RL軸、およびSI軸の表示がどのように変化するかについて説明する。

[0042] 図15は内視鏡30の先端の回転角 α を α_0 から α_1 に変更したときの座標系CHとベクトルN、U、およびVとの位置関係を示す図、図16は $\alpha = \alpha_1$ の場合に取得される内視鏡画像の説明図である。

[0043] 内視鏡30の先端の回転角を変更しても、内視鏡30により観察される部位Gに変化はない。したがって、図16(a)に示すように、 $\alpha = \alpha_1$ の場合も、 $\alpha = \alpha_0$ の場合と同様に、部位Gを面UVに投影したときの画像が、内視鏡画像として得られる。図16(b)には、図16(a)をベクトルNの方向から見たときの図が示されている。

[0044] 次に、内視鏡画像に、座標軸AP、RL、およびSIを投影する(図17および図18参照)。

図17および図18は、内視鏡画像に座標軸AP、RL、およびSIを投影するときの説明図である。

投影手段81は、まず、図17(a)に示すように、ベクトルNの延長線上に座標系CHの原点 O_1 が位置するように、ベクトルN、U、およびVを平行移動する。図17(b)には、図17(a)をベクトルNの方向から見たときの図が示されている。ベクトルN、U、およびVを平行移動した後、投影手段81は、座標軸AP、RL、およびSIを内視鏡画像に投影する(図18参照)。

[0045] 図18は、座標軸AP、RL、およびSIを内視鏡画像に投影した後の様子を示す図である。図18(a)は座標軸AP、RL、およびSIを内視鏡画像に投影するときの様子を概略的に示す図、図18(b)は図18(a)をベクトルNの方向から見たときの図である。

座標軸AP、RL、およびSIを内視鏡画像に投影することによって、座標軸AP、RL、およびSIと、内視鏡画像に表示される部位との対応関係

を求めることができる。投影された座標軸 A P、R L、および S I は、表示制御手段 8 3 により、内視鏡画像とともに、表示部 1 0 に表示される（図 1 9 参照）。

[0046] 図 1 9 は、座標軸 A P、R L、および S I および内視鏡画像を表示部 1 0 に表示するときの説明図である。

内視鏡画像は $\alpha = \alpha_1$ だけ回転しているので（図 1 9（a）参照）、内視鏡画像の回転角を元に戻すために、ベクトルの原点 O_2 を中心として内視鏡画像を時計方向に α_0 だけ回転させる（図 1 9（b）参照）。これにより、ベクトル U が上側を向き、ベクトル V が左側を向くようにすることができる。このように内視鏡画像を回転させた後で、内視鏡画像を表示部 1 0 に表示する。図 2 0 に、表示部 1 0 に表示された内視鏡画像の一例を概略的に示す。図 2 0（a）はサークルが表示されない例を示し、図 2 0（b）はサークルが表示される例を示す。内視鏡画像には、座標軸 A P、R L、および S I が投影されているので、術者は、内視鏡画像を見るだけで、内視鏡画像の下側が L 軸側（左半身側）であり、内視鏡画像の上側が R 軸側（右半身側）であることを視覚的に容易に認識することができる。

[0047] 尚、上記の説明では、内視鏡画像に、3つの座標軸 A P、R L、および S I が全て表示されている。しかし、3つの座標軸 A P、R L、および S I を全て表示する必要はなく、例えば、2つの座標軸のみを表示してもよい。以下に、2つの座標軸のみを表示する場合について説明する。

[0048] 図 2 1 は、2つの座標軸のみを表示するときの説明図である。

術者が内視鏡画像を見ると、術者の視線はベクトル N と同一方向になる。したがって、術者としては、ベクトル N との成す角が小さい座標軸の方向を知るよりも、ベクトル N との成す角が大きい座標軸の方向を知る方が、内視鏡 3 0 の先端の位置を視覚的に認識する上では有用な情報であると考えられる。そこで、3つの座標軸の中から、ベクトル N との成す角度が 1 番大きい座標軸と 2 番目に大きい座標軸を選択し、選択された座標軸のみを表示させてもよい（図 2 2 参照）。

[0049] 図22は、3つの座標軸の中から、ベクトルNとの成す角度が大きい座標軸を選択するときの説明図である。

先ず、ベクトルNの延長線上に座標系CHの原点 O_1 が位置するように内視鏡30のベクトルN、U、およびVを平行移動する。このようにベクトルN、U、およびVを平行移動することにより、ベクトルNと3つの座標軸AP、RL、およびSIとの成す角 β_1 、 β_2 、および β_3 が規定される。

[0050] 選択手段82（図1参照）は、角 β_1 、 β_2 、および β_3 を計算する。したがって、角 β_1 、 β_2 、および β_3 を比較することにより、ベクトルNとの成す角度が1番大きい座標軸と2番目に大きい座標軸を選択することができる。例えば、角 β_1 、 β_2 、および β_3 の間に、 $\beta_1 > \beta_2 > \beta_3$ の関係がある場合、ベクトルNとの成す角が最大となる座標軸は、APであり、ベクトルNとの成す角が2番目に大きい座標軸は、RLとなる。したがって、2つの座標軸APおよびRLを表示する。図23に、内視鏡画像に2つの座標軸APおよびRLを表示した例を示す。内視鏡画像に対して、3つの座標軸のうち、2つの座標軸のみを表示することにより、術者が内視鏡30の先端の位置を知る上で優先順位の高い座標軸のみを表示することができる。

[0051] (2) 第2の形態

図24は、第2の形態のMR装置200の概略図である。

MR装置200は、内視鏡30の仰角 θ を算出する算出手段84を有している。尚、その他の構成は、第1の形態と同じである。以下に、仰角 θ について説明する。

[0052] 図25は、仰角 θ の説明図である。

仰角 θ を求める場合も、第1の形態と同様に、内視鏡30のベクトルNが座標の原点 O_1 を横切るように、内視鏡30のベクトルN、U、およびVを平行移動する。図25には、SI軸とRL軸とによって規定される面RIが示されている。仰角 θ は、ベクトルNの面RIへの投影成分NOとベクトルNとの成す角度として規定される。仰角 θ は、表示制御手段83により、表示部10に表示される。図26に、表示部10に表示される仰角 θ の表示方法

の一例を示す。図26では、内視鏡画像の中央部分に、仰角 θ を示すための仰角インジケータ1eが表示されている。仰角インジケータ1eは、仰角 θ の値を指示するポインタPTを有している。図26では、仰角インジケータ1eは、 $10^{\circ} \sim 70^{\circ}$ の角度範囲を示し、ポインタが、 $\theta = 45^{\circ}$ を指示している例が示されている。したがって、術者は、表示部10に表示された内視鏡画像を見ながら、同時に、仰角 θ ($\theta = 45^{\circ}$)を確認することができるので、内視鏡30の先端が面R1に対してどの程度傾いているかを知ることができる。

次に、仰角 θ の値を変化させた場合、仰角 θ の表示がどのように変化するかについて説明する。

[0053] 図27は、内視鏡30の先端の仰角 θ が $\theta = 0^{\circ}$ のときの座標系CHとベクトルNとの位置関係を示す図、図28は、 $\theta = 0^{\circ}$ のときの仰角インジケータ1eの一例を示す図である。

[0054] $\theta = 0^{\circ}$ の場合、ベクトルNは面R1に対して平行になる。仰角インジケータ1eは、 $-30^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の角度範囲を示し、ポインタは $\theta = 0^{\circ}$ を指示している。したがって、術者は、表示部10に表示された内視鏡画像を見ながら、同時に、仰角 θ ($\theta = 0^{\circ}$)を確認することができるので、内視鏡30のベクトルNが面R1に平行であることを認識できる。

次に、内視鏡30の先端の仰角 θ が $\theta = -45^{\circ}$ の場合の仰角インジケータについて説明する。

[0055] 図29は、内視鏡30の先端の仰角 θ が $\theta = -45^{\circ}$ のときの座標系CHとベクトルNとの位置関係を示す図、図30は、 $\theta = -45^{\circ}$ のときの仰角インジケータ1eの一例を示す図である。

[0056] $\theta = -45^{\circ}$ の場合、ベクトルNは面R1に対して斜め上方向を向く。仰角インジケータは、 $-10^{\circ} \sim -70^{\circ}$ の角度範囲を示し、ポインタは $\theta = -45^{\circ}$ を指示している。したがって、術者は、表示部10に表示された内視鏡画像を見ながら、同時に、仰角 θ の値 ($\theta = -45^{\circ}$)を確認することができるので、内視鏡30の先端は斜め上の方向を向いていることを認識で

きる。

[0057] (3) 第3の形態

以下に、第3の形態について説明する。第3の形態では、算出手段84が、仰角 θ の他に、方位角 ϕ を算出するように構成されているが、その他の構成は、第2の形態と同じである。以下に、方位角 ϕ について説明する。

[0058] 図31は、方位角 ϕ の説明図である。

方位角 ϕ を求める場合も、内視鏡30のベクトルNが座標の原点 O_1 を横切るように、内視鏡30のベクトルN、U、およびVを平行移動する。方位角 ϕ は、ベクトルNの面R1への投影成分NOとS1軸との成す角として規定される。この角度 ϕ が、表示制御手段83により、表示部10に表示される。図32に、表示部10に表示される方位角 ϕ の表示方法の一例を示す。図32では、内視鏡画像内のサークルの上部に、方位角 ϕ を示すための方位角インジケータ1aが表示されている。方位角インジケータ1aは、方位角 ϕ の値を指示するポインタPTを有している。図32では、方位角インジケータ1aは、 $50^\circ \text{ R} \sim 10^\circ \text{ L}$ の角度範囲を示し、ポインタPTが、 $\phi = 20^\circ \text{ R}$ を指示している例が示されている。尚、 ϕ を表す角度には、アルファベット「R」又は「L」が併記されている。アルファベット「R」は、角度 ϕ がS1軸に対してR軸側であることを示しており、アルファベット「L」は、角度 ϕ がS1軸に対してL軸側であることを示している。したがって、ポインタPTが指示している $\phi = 20^\circ \text{ R}$ は、S1軸に対してR軸側に 20° 傾いていることを表している。術者は、表示部10に表示された内視鏡画像を見ながら、同時に、方位角 ϕ ($\theta = 20^\circ \text{ R}$)を確認することができるので、内視鏡30の先端がS1軸に対してどの程度傾いているかを知ることができる。

次に、方位角 ϕ の値を変化させた場合、方位角 ϕ の表示がどのように変化するかについて説明する。

[0059] 図33は、内視鏡30の先端の方位角 ϕ が $\phi = 0^\circ$ のときの座標系CHとベクトルNとの位置関係を示す図、図34は、 $\phi = 0^\circ$ のときの方位角イン

ジケータ 1 a の一例を示す図である。

[0060] 図 3 3 には、面 R 1 の他に、面 A 1 が表示されている。面 A 1 は、S 1 軸と A P 軸とによって規定される面である。 $\phi = 0^\circ$ の場合、ベクトル N は面 A 1 に対して平行になる。方位角インジケータは、 $30^\circ \text{ R} \sim 30^\circ \text{ L}$ の角度範囲を示し、ポインタ P T は $\phi = 0^\circ$ を指し示している。したがって、術者は、表示部 1 0 に表示された内視鏡画像を見ながら、同時に、方位角 ϕ ($\phi = 0^\circ$) を確認することができるので、内視鏡 3 0 のベクトル N が面 A 1 に平行であることを認識できる。

次に、内視鏡 3 0 の先端の方位角 ϕ が $\phi = 20^\circ \text{ L}$ の場合の方位角インジケータについて説明する。

[0061] 図 3 5 は、内視鏡 3 0 の先端の方位角 ϕ が $\phi = 20^\circ \text{ L}$ のときの座標系 C H とベクトル N との位置関係を示す図、図 3 6 は、 $\phi = 20^\circ \text{ L}$ のときの方位角インジケータ 1 a の一例を示す図である。

[0062] 方位角インジケータは、 $10^\circ \text{ R} \sim 50^\circ \text{ L}$ の角度範囲を示し、ポインタは $\phi = 20^\circ \text{ L}$ を指し示している。したがって、術者は、表示部 1 0 に表示された内視鏡画像を見ながら、同時に、方位角 ϕ ($\phi = 20^\circ \text{ L}$) を確認することができるので、ベクトル N が S 1 軸に対して 20° 傾いていることがわかる。

[0063] (4) 第 4 の形態

以下に、第 4 の形態について説明する。尚、MR 装置のハードウェア構成は、第 2 の形態と同じである。

[0064] 図 3 7 は、第 4 の形態において手術を行うときのフローを示す図である。

ステップ S T 1 では、手術部位の画像データを取得するためのスキャンを実行する。図 3 8 には、スキャンにより取得された画像データ D を概略的に示す。スキャンを実行した後、ステップ S T 2 に進む。

[0065] ステップ S T 2 では、術者は、画像データ D を見ながら、外科用器具 3 4 で外科的処置を施したい部位（以下、「ターゲット」と呼ぶ）を特定する。図 3 9 に、術者が特定したターゲット T を示す。ターゲット T を特定した後

、ステップS T 3に進む。

[0066] ステップS T 3では、動物1 1に内視鏡3 0を挿入し、手術を行う。

図4 0は、内視鏡3 0を動物1 1に挿入したときの様子を概略的に示す図である。

図4 0 (a)は、動物1 1に設定された座標系C Hと、内視鏡3 0のベクトルN、U、およびVとの位置関係を示す図、図4 0 (b)は図4 0 (a)をベクトルNの方向から見たときの図である。

内視鏡3 0を挿入することにより、術者は、動物1 1の内部の部位Gを観察することができる。このとき、表示部1 0には、表示制御手段8 3により、内視鏡画像や種々の情報が表示される。図4 1に、表示部1 0に表示される内視鏡画像や種々の情報の一例を示す。具体的には、表示部1 0には、以下の(1)～(6)などが表示される。

- (1) 内視鏡画像
- (2) 座標軸
- (3) 仰角インジケータ I e
- (4) 方位角インジケータ I a
- (5) ターゲット T
- (6) 距離 d、 δ 、および Δ

尚、(1)～(4)は、第1～第3の形態で説明されているので、(1)～(3)の説明は省略し、以下では、(5)および(6)について説明する。

[0067] (5) ターゲット Tについて

図4 2は、ターゲット Tを表示部1 0に表示するときの説明図である。

図4 2 (a)は、ターゲット Tを内視鏡画像に投影するときの様子を示す図、図4 2 (b)は図4 2 (a)をベクトルNの方向から見たときの図である。

投影手段8 1は、ターゲット Tを内視鏡画像に投影する。これにより、内視鏡画像とターゲット Tとの位置関係を求めることができる。したがって、

図４１に示すように、内視鏡画像内に、ターゲットＴを表示することができる。

[0068] (６) 距離 d 、 δ 、および Δ について

図４３は、距離 d 、 δ 、および Δ の説明図である。

距離 d は、内視鏡３０の先端からターゲットＴまでの距離である。内視鏡３０の先端の位置は、内視鏡３０の磁気センサ３３を用いて検出することができる。また、ターゲットＴの位置はステップＳＴ１で求められている。したがって、内視鏡３０の先端の位置と、ターゲットＴの位置とが分かっているので、距離 d を算出することができる。距離 d は、算出手段８４によって算出される。

[0069] 距離 δ は、内視鏡３０から外科用器具３４を突出させたと仮想したときの外科用器具３４の仮想の突出距離を表している。この場合、ベクトル U および V は、距離 δ だけベクトル N の方向に平行移動する。距離 δ は、術者によって設定される。

[0070] 距離 Δ は、外科用器具３４の仮想の先端位置からターゲットＴまでの距離 g を、ベクトル N に投影したときの投影成分の長さを表している。距離 g は、外科用器具３４の仮想の先端位置とターゲットＴの位置から算出することができる。したがって、距離 g をベクトル N に投影することにより、距離 Δ を算出することができる。距離 Δ は、算出手段８４によって算出される。

[0071] このように、表示部１０には、ターゲットＴや距離 d 、 δ 、 Δ なども表示される。

術者は、表示部１０（図４１参照）を見て、ターゲットＴの位置を確認し、ターゲットＴが内視鏡画像の中心点Ｃに重なっているか否かを判断する。図４１では、ターゲットＴは、内視鏡画像の中心点Ｃからずれている。そこで、術者は、ターゲットＴが内視鏡画像の中心点Ｃに重なるように、内視鏡３０の位置および向きを調整する。

[0072] 図４４は、内視鏡３０の位置および向きを調整した後の様子を概略的に示す図である。図４４では、ベクトル N がターゲットＴを横切っている。この

場合、ターゲットTを内視鏡画像に投影すると、以下のようになる。

[0073] 図45は、ターゲットTを内視鏡画像に投影するときの説明図である。

図45(a)は、ターゲットTを内視鏡画像に投影するときの様子を示す図、図45(b)は図45(a)をベクトルNの方向から見たときの図である。

ベクトルNがターゲットTを横切る場合、ターゲットTは内視鏡画像の中心に投影される。したがって、表示部10に表示される内視鏡画像を見ると、図46に示すように、内視鏡画像の中心点CにターゲットTが表示されている。術者は、ターゲットTが内視鏡画像の中心点Cに重なっていることを確認したら、外科用器具34の仮想の突出距離 δ を設定する(図47参照)。

[0074] 図47は、外科用器具34の仮想の突出距離 δ を $\delta = \delta_1$ に設定したときの様子を示す図である。

突出距離 $\delta = \delta_1$ が設定されると、算出手段84は、距離 Δ などを計算する。また、MR装置は、面UVのMR画像を取得するためのスキャンを実行する。このスキャンにより取得された面UVのMR画像は、内視鏡画像とともに表示部10に表示される。図48に、表示部10に表示される画像の一例を示す。

[0075] $\delta = \delta_1$ の場合、外科用器具34の仮想の先端位置は、ターゲットTには到達していない(図47参照)。この場合、面UVはターゲットTを横切らないので、術者は、面UVのMR画像を見ても、面UVのMR画像の中に、ターゲットTを確認することができない。したがって、術者は、 $\delta = \delta_1$ の位置は、ターゲットTの位置から外れていることが分かる。そこで、術者は δ を別の値に設定する(図49参照)。

[0076] 図49は、術者が δ を別の値に設定したときの様子を示す図である。

図49では、 $\delta = d$ に設定された例が示されている。この場合、外科用器具34の仮想の先端位置はターゲットTに到達している。MR装置は、面UVのMR画像を取得するためのスキャンを実行する。この場合、表示部10

には、図 50 に示すような画像が表示される。

[0077] $\delta = d$ の場合、外科用器具 34 の仮想の先端位置はターゲット T に到達しているので（図 49 参照）、術者は、面 UV の MR 画像の中に、ターゲット T を確認することができる。

[0078] 以下同様に、術者は、 δ の値を変更し、 δ の値ごとに得られる面 UV の MR 画像を確認する。このように、 δ の値ごとに得られる面 UV の MR 画像を確認することにより、術者は、ターゲット T の位置、大きさ、形状などの情報を確認することができる。術者はターゲット T の位置、大きさ、形状などを確認したら、内視鏡 30 の先端から外科用器具 34 を実際に突出させ、ターゲット T に外科的処置を施し、治療を行う。

[0079] 第 4 の形態では、術者は、表示部 10 を見ることにより、内視鏡画像とターゲット T との位置関係を確認することができる。また、距離 Δ を算出することによって、外科用器具 34 の仮想の先端位置からターゲット T までの距離を知ることのできるため、術者が δ の値を設定するときの参考にすることができる。

[0080] 尚、第 4 の形態では、面 UV の MR 画像を表示しているが、更に、面 NU および面 NV（図 4 参照）の MR 画像を表示させてもよい。図 51 に、面 UV の MR 画像、面 NU の MR 画像、および面 NV の MR 画像を表示させたときの一例を示す。これらの MR 画像を表示することにより、術者は、互いに直交する 3 面の MR 画像を確認することができるので、内視鏡 30 の先端の位置や向きの調整をスムーズに行うことができる。

[0081] また、第 1 ～ 第 4 の形態では、磁気共鳴装置について説明されている。しかし、本発明は、内視鏡画像を表示する表示装置を有する医用装置であれば、磁気共鳴装置とは別の医用装置（例えば、CT 装置）に適用することができる。

[0082] また、第 1 ～ 第 4 の形態では、動物 11 の内視鏡画像を取得する例について説明されている。しかし、本発明は、内視鏡で観察される対象は、動物に限定されることはなく、人体や、生物以外の物体（例えば、配管の内部や、

建物の内部)を、内視鏡で観察される対象とすることができる。

符号の説明

- [0083] 2 マグネット
3 テーブル
3 a クレードル
4 受信コイル
5 送信器
6 勾配磁場電源
7 受信器
8 制御部
9 操作部
10 表示部
11 動物
12、13 術者
21 ボア
81 投影手段
82 選択手段
83 表示制御手段

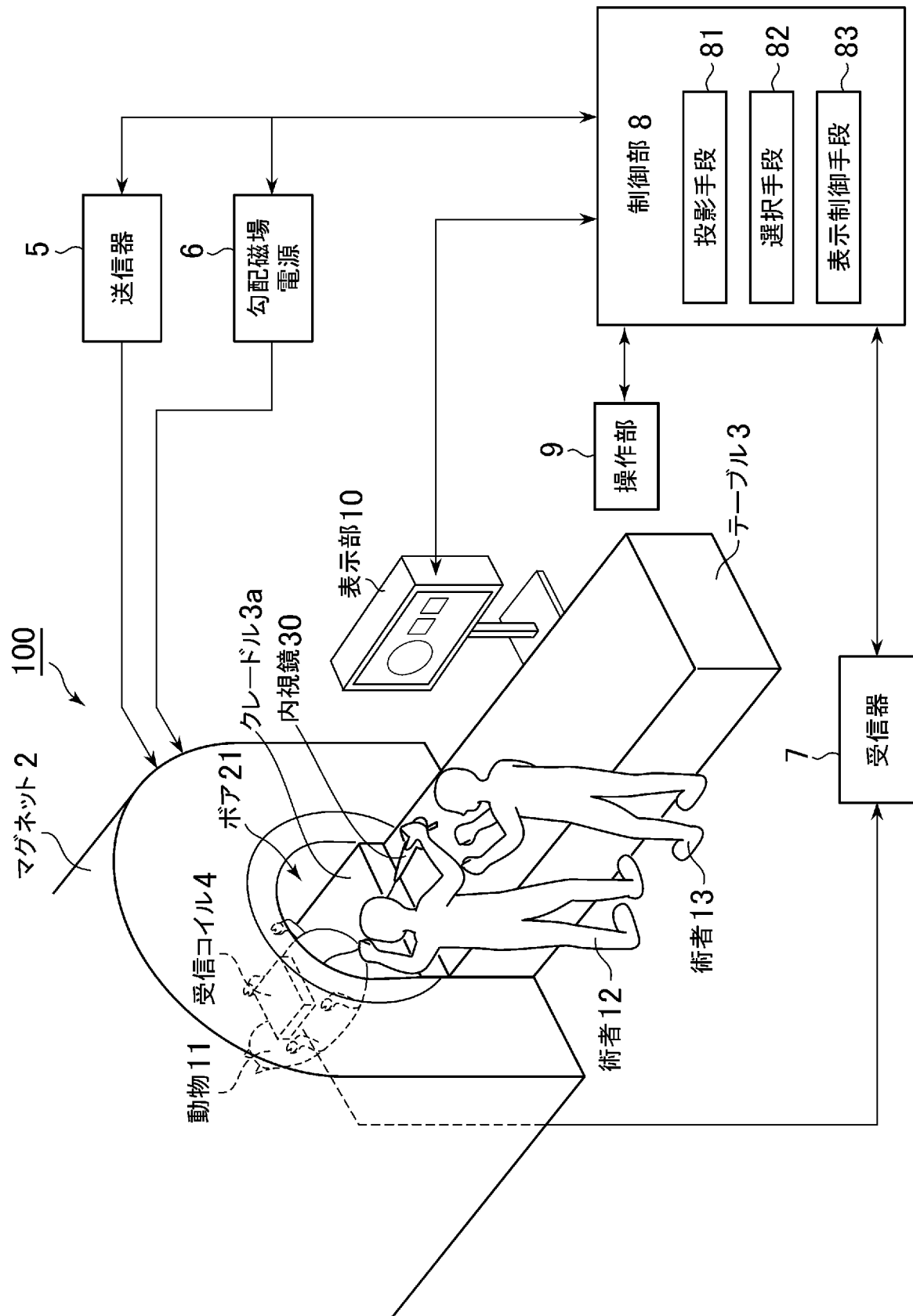
請求の範囲

- [請求項1] 対象を観察する内視鏡により得られた内視鏡画像を表示する表示装置であって、
- 前記対象に対して設定された座標軸を、前記内視鏡画像に投影する投影手段と、
- 前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記座標軸とを表示する表示部と、を有する表示装置。
- [請求項2] 前記対象に対して複数の座標軸が設定されており、
- 前記投影手段は、
- 前記複数の座標軸を前記内視鏡画像に投影し、
- 前記表示部は、
- 前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記複数の座標軸とを表示する、請求項1に記載の表示装置。
- [請求項3] 前記複数の座標軸の中から前記表示部に表示する座標軸を選択する選択手段を有し、
- 前記表示部は、
- 前記選択手段により選択された座標軸を表示する、請求項2に記載の表示装置。
- [請求項4] 前記選択手段は、
- 前記複数の座標軸の各々と前記内視鏡の視野方向との成す角度に基づいて、前記座標軸を選択する、請求項3に記載の表示装置。
- [請求項5] 前記内視鏡の先端の角度を算出する第1の算出手段を有する、請求項1～4のうちのいずれか一項に記載の表示装置。
- [請求項6] 前記第1の算出手段は、
- 前記内視鏡の先端の仰角を算出する、請求項5に記載の表示装置。
- [請求項7] 前記第1の算出手段は、
- 前記内視鏡の先端の方位角を算出する、請求項5又は6に記載の表示装置。

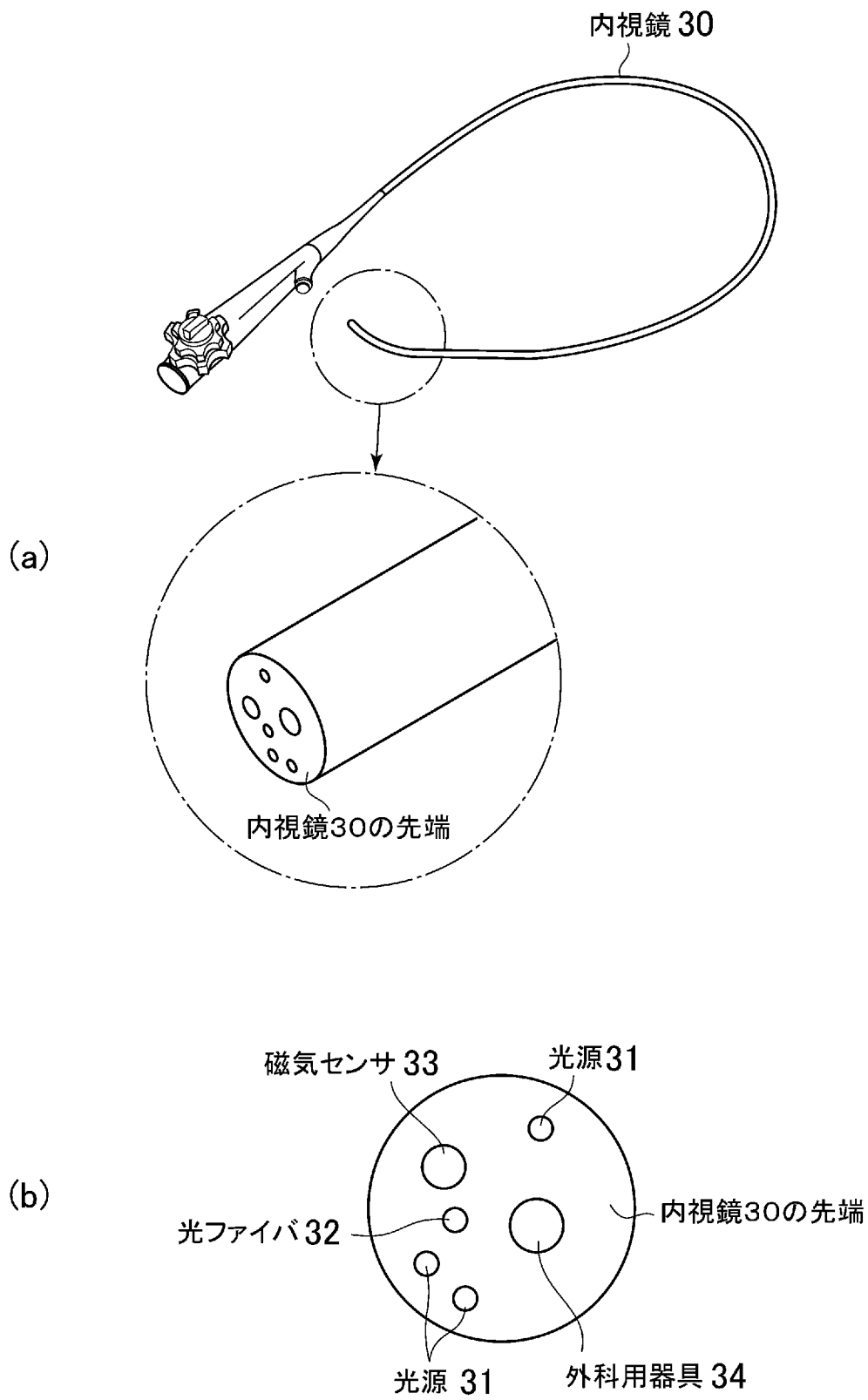
- [請求項8] 前記内視鏡の先端には、前記対象のターゲットに対して外科的処置を施すための外科用器具が備えられており、
前記外科用器具は、前記内視鏡の視野方向に突出させることができる、請求項 1 ～ 7 のうちのいずれか一項に記載の表示装置。
- [請求項9] 前記表示部は、
前記対象のターゲットを表示する、請求項 8 に記載の表示装置。
- [請求項10] 前記内視鏡の先端位置から前記対象のターゲットまでの距離を算出する第 2 の算出手段を有する、請求項 8 又は 9 に記載の表示装置。
- [請求項11] 前記表示部は、
前記内視鏡の先端位置から前記対象のターゲットまでの距離を表示する、請求項 10 に記載の表示装置。
- [請求項12] 前記内視鏡は、前記外科用器具を前記内視鏡の先端から突出させたと仮想したときの前記外科用器具の仮想の突出距離を設定することができるように構成されている、請求項 8 ～ 11 のうちのいずれか一項に記載の表示装置。
- [請求項13] 前記表示部は前記突出距離を表示する、請求項 12 に記載の表示装置。
- [請求項14] 請求項 1 ～ 13 のうちのいずれか一項に記載の医用装置。
- [請求項15] 対象を観察する内視鏡により得られた内視鏡画像を表示する表示方法であって、
前記対象に対して設定された座標軸を、前記内視鏡画像に投影する投影ステップと、
前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記座標軸とを表示する表示ステップと、を有する表示方法。
- [請求項16] 対象を観察する内視鏡により得られた内視鏡画像を表示する表示部を備えた表示装置のプログラムであって、
前記対象に対して設定された座標軸を、前記内視鏡画像に投影する投影処理と、

前記表示部に、前記内視鏡画像と、前記内視鏡画像に投影された前記座標軸とを表示させる表示制御処理と、
を計算機に実行させるためのプログラム。

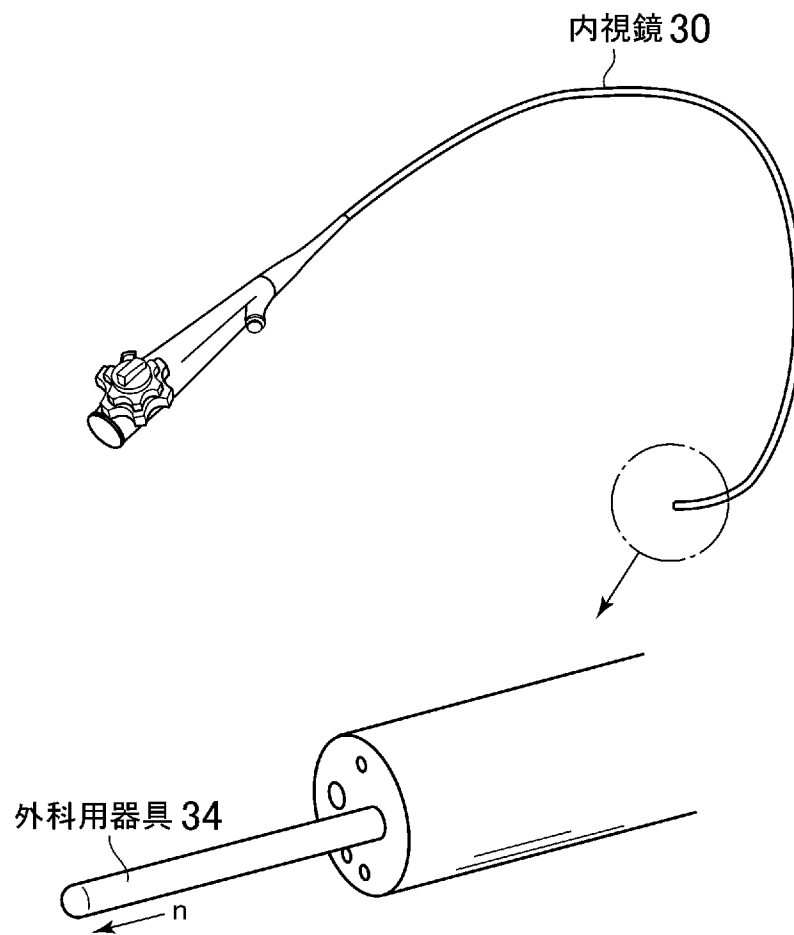
[図1]



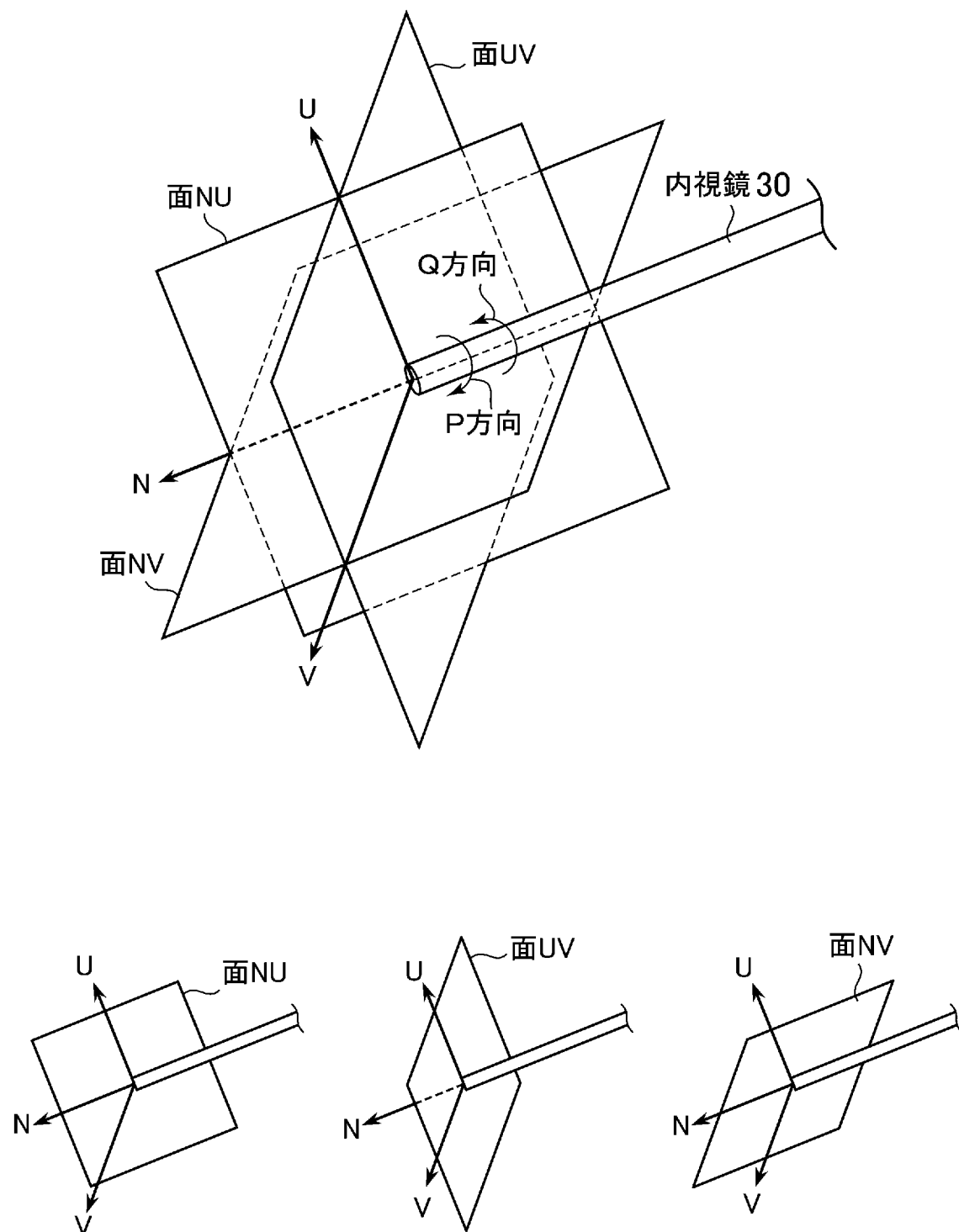
[図2]



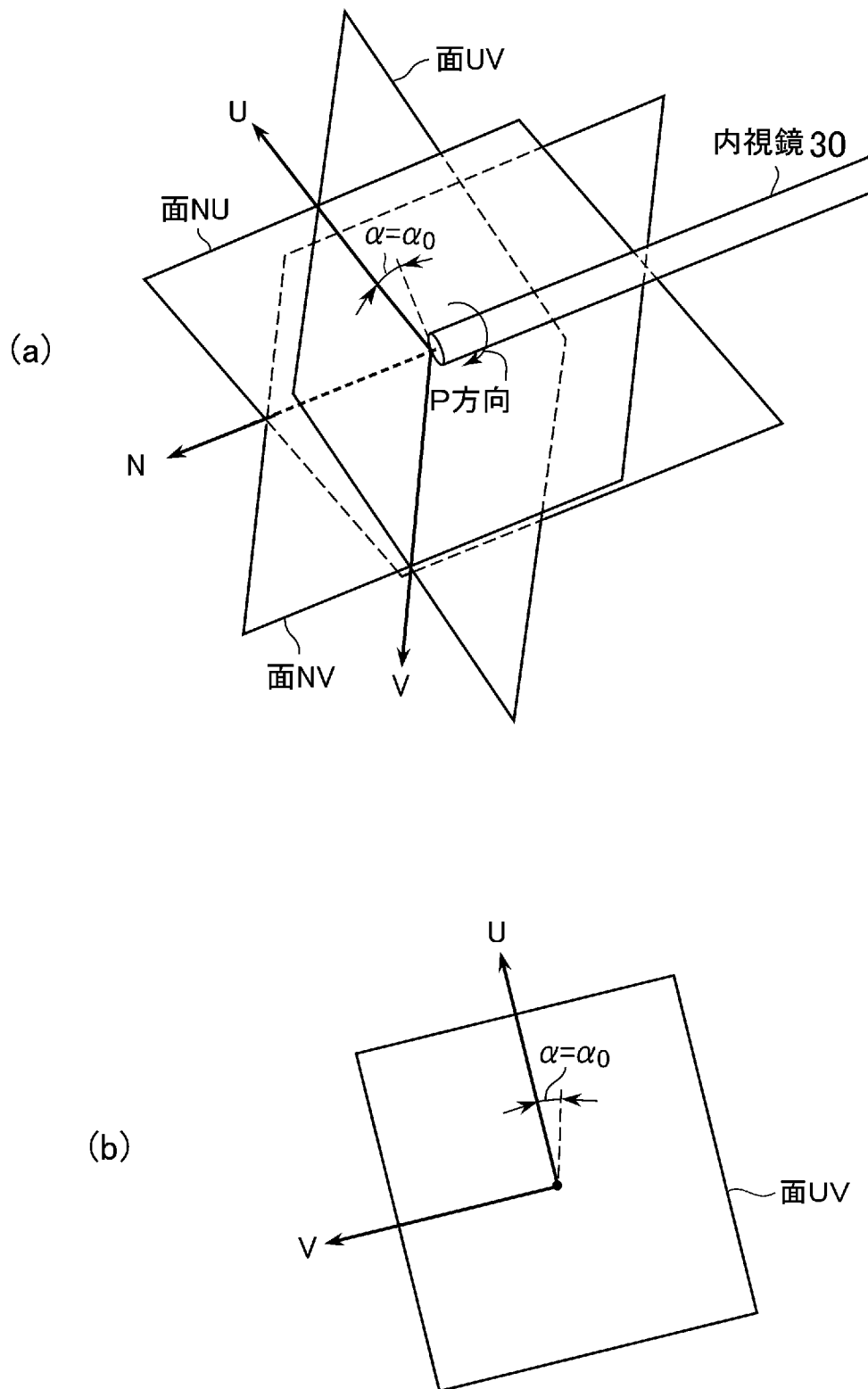
[図3]



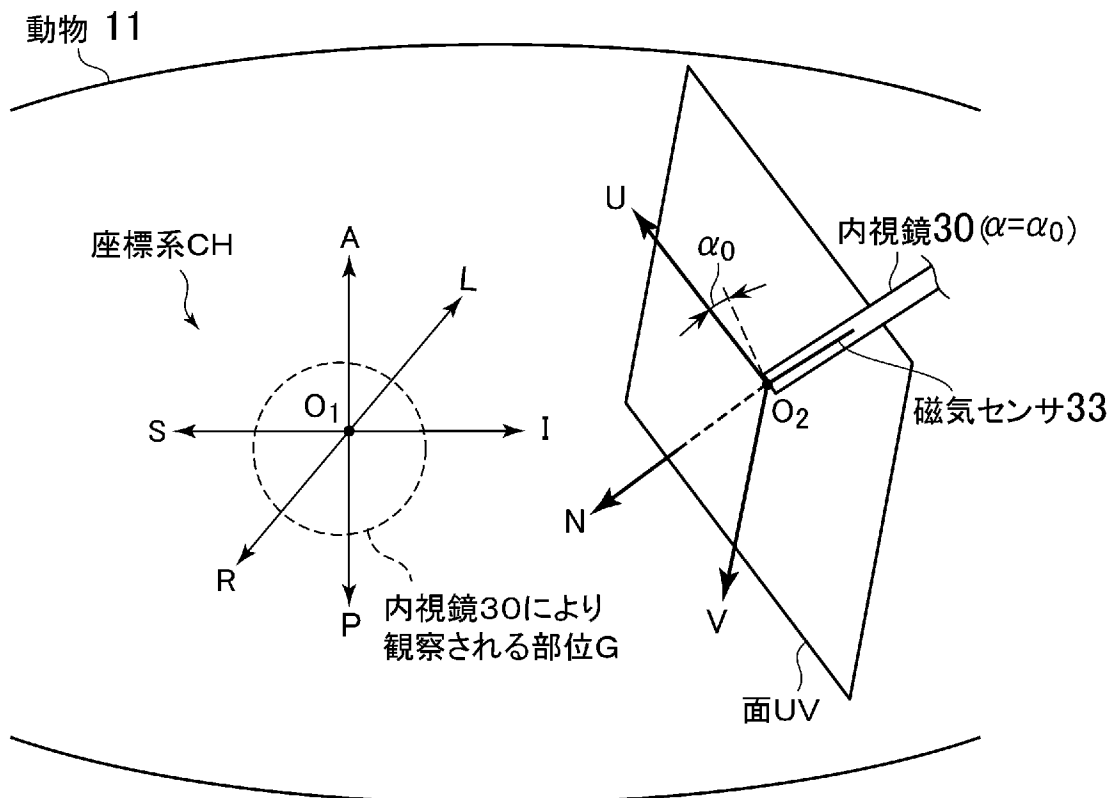
[図4]



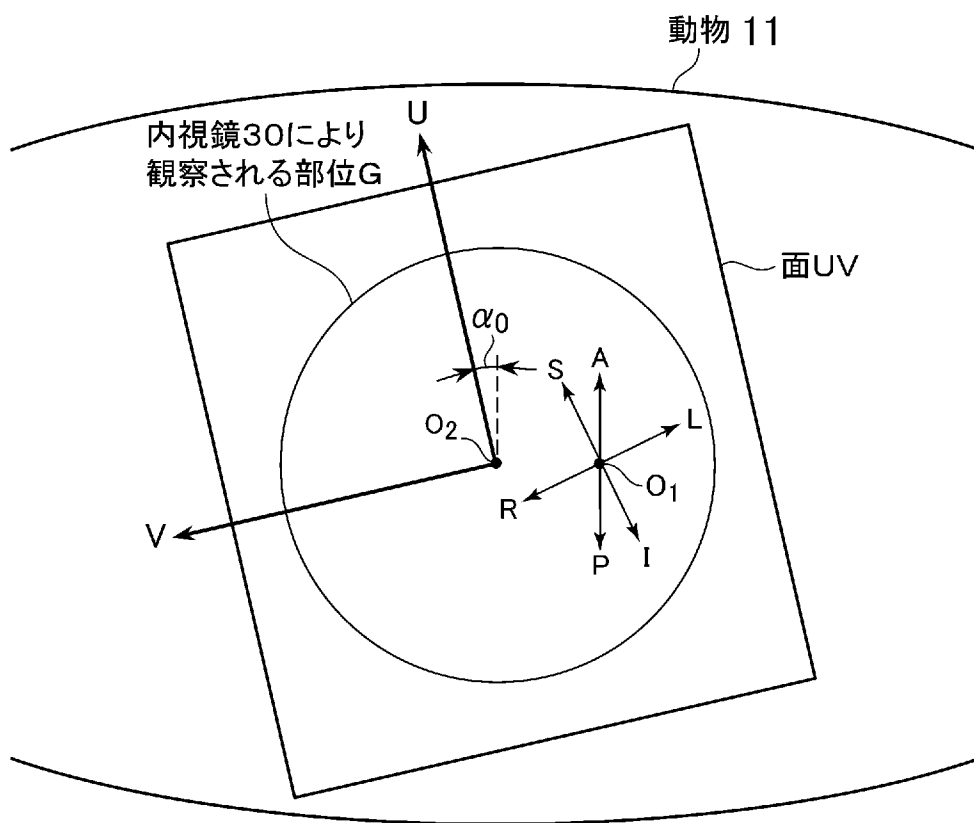
[図5]



[図6]

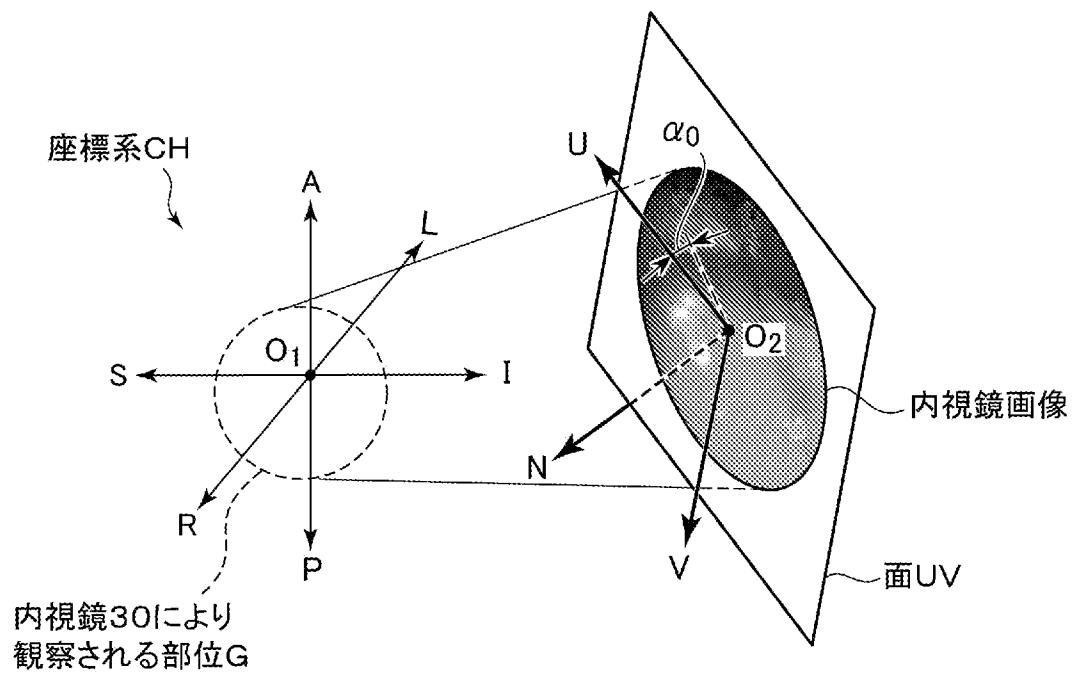


(a)

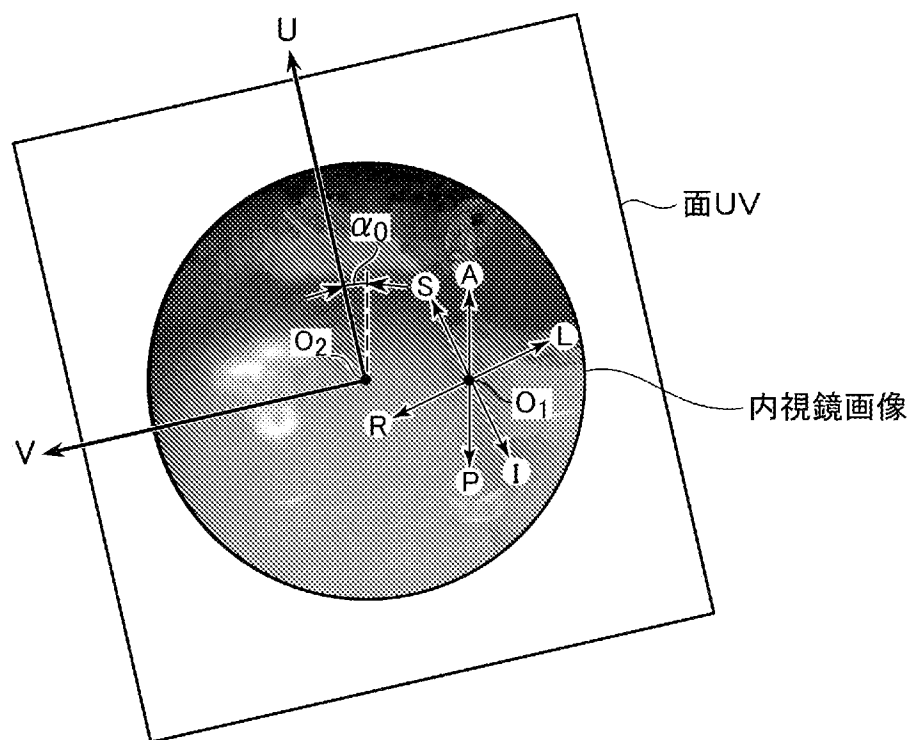


(b)

[図7]

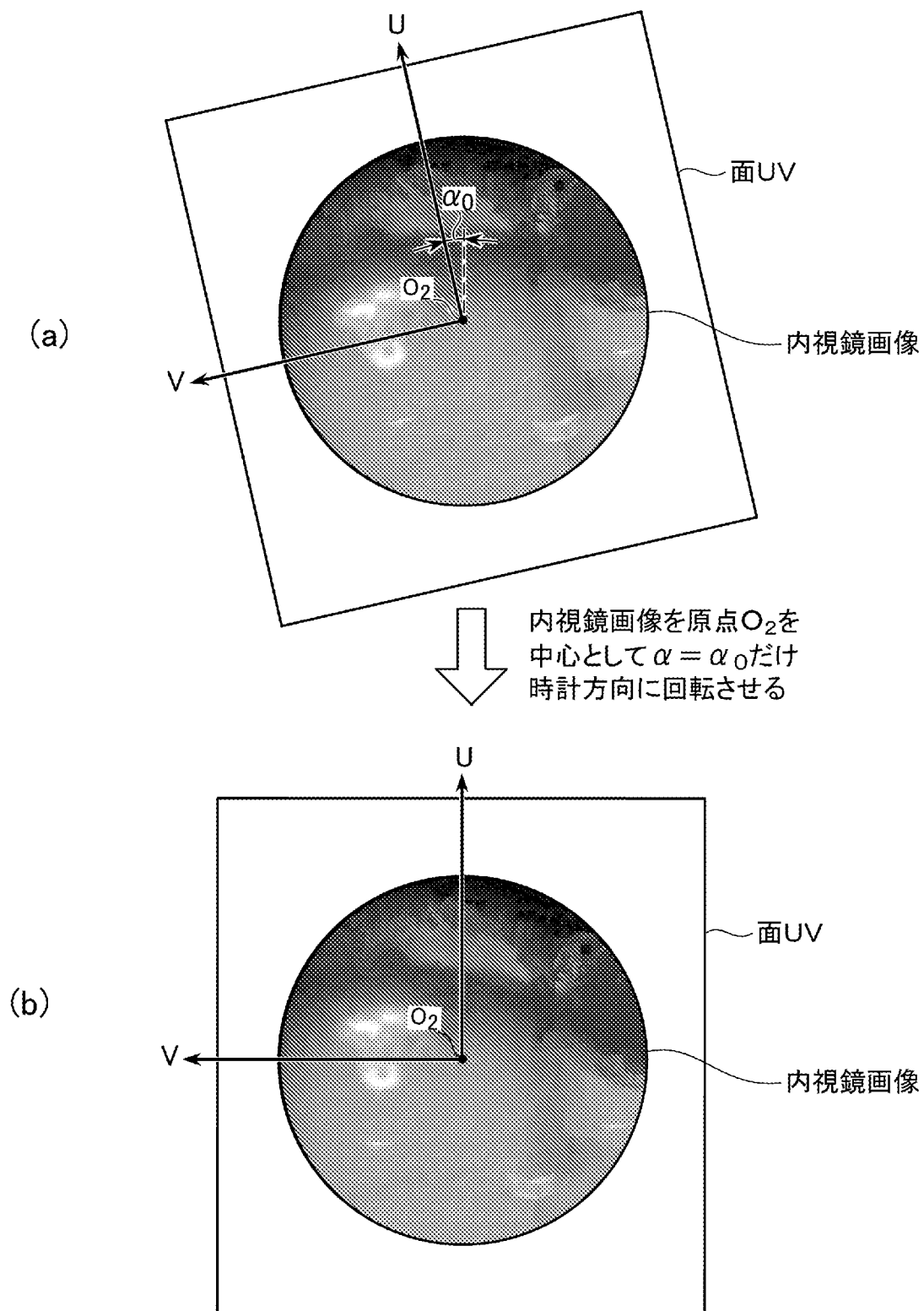


(a)

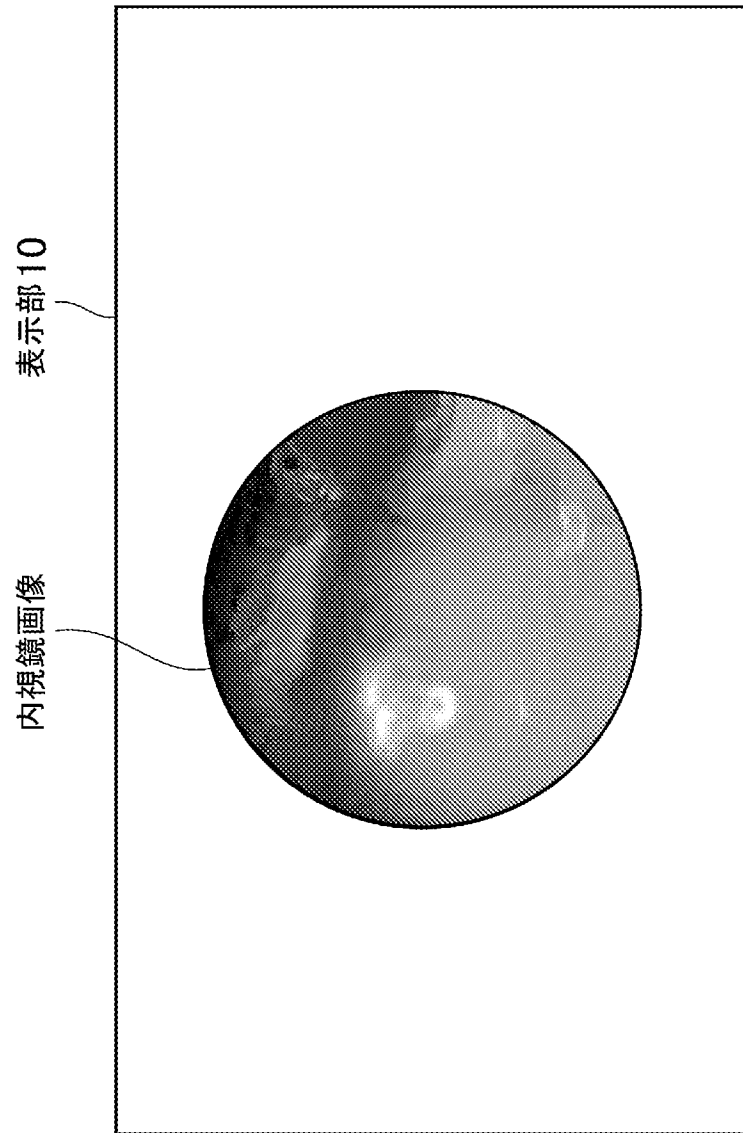


(b)

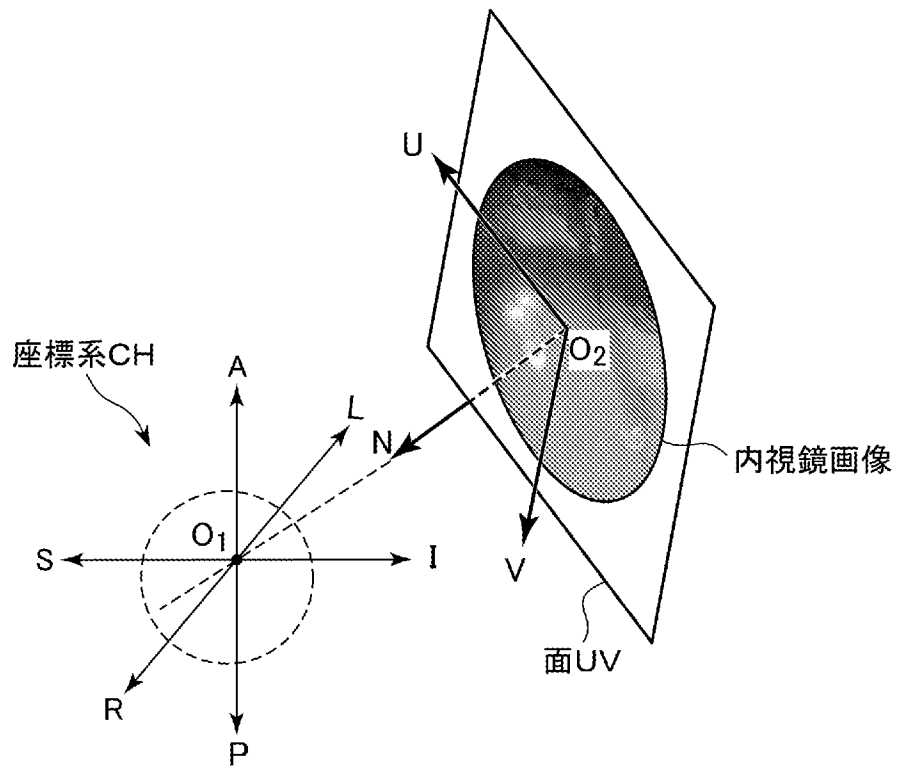
[図8]



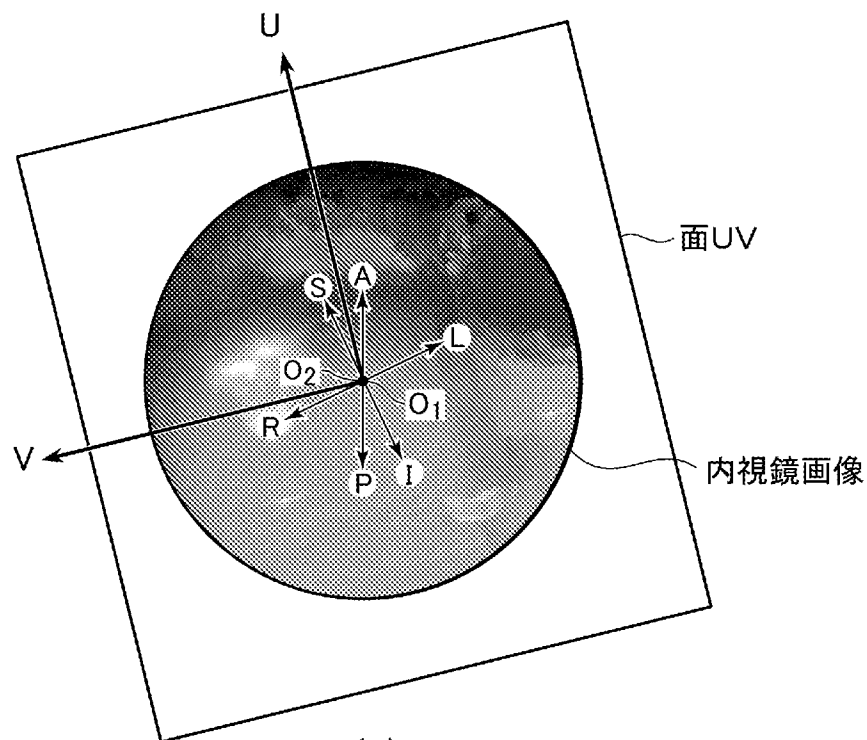
[図9]



[図10]

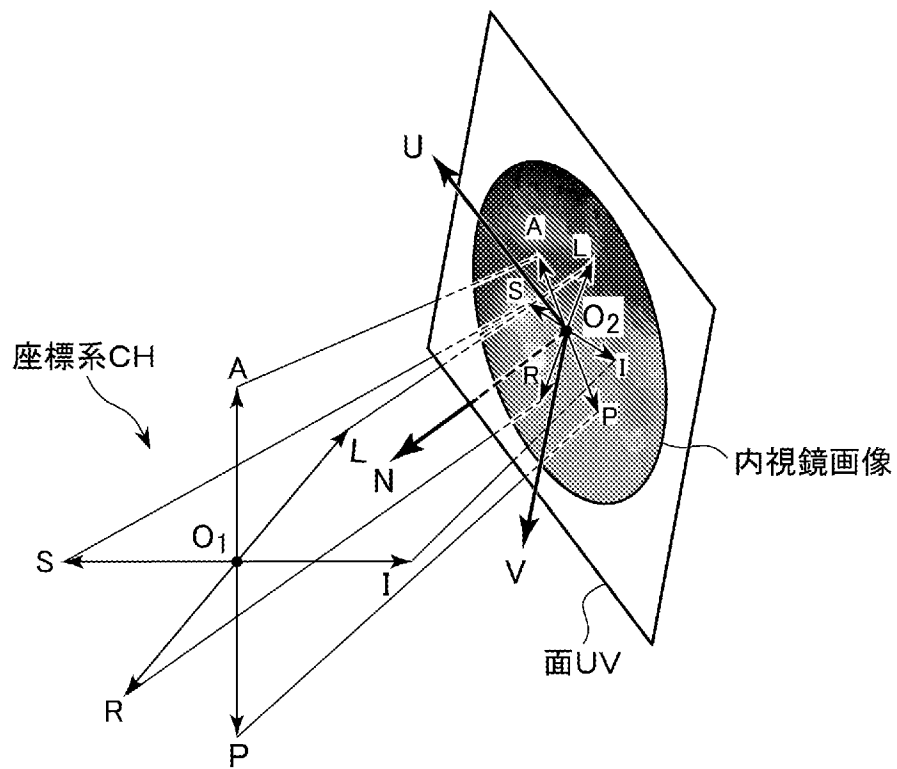


(a)

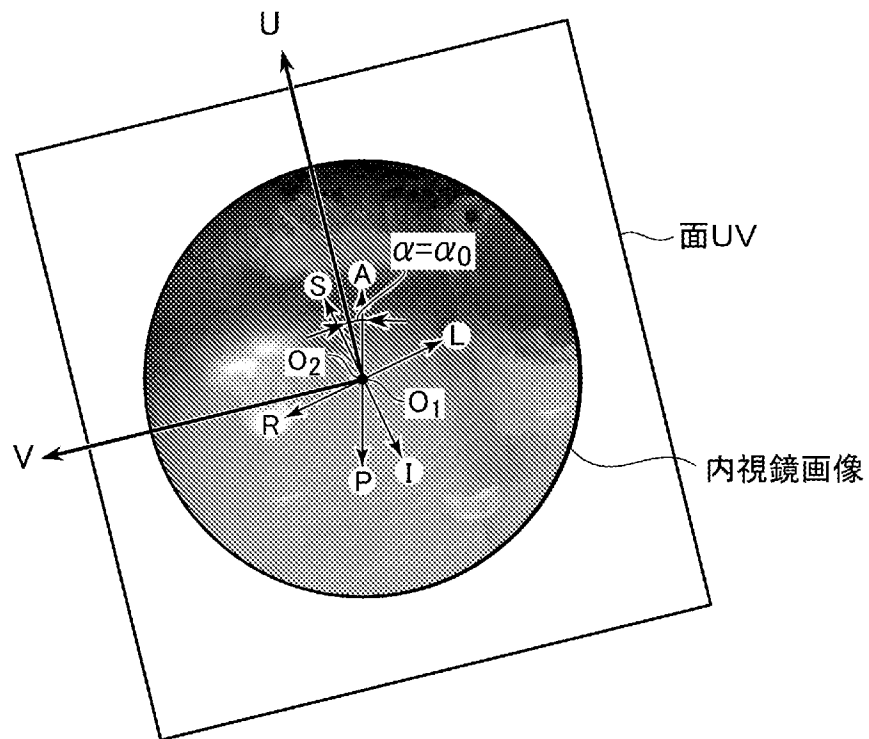


(b)

[図11]

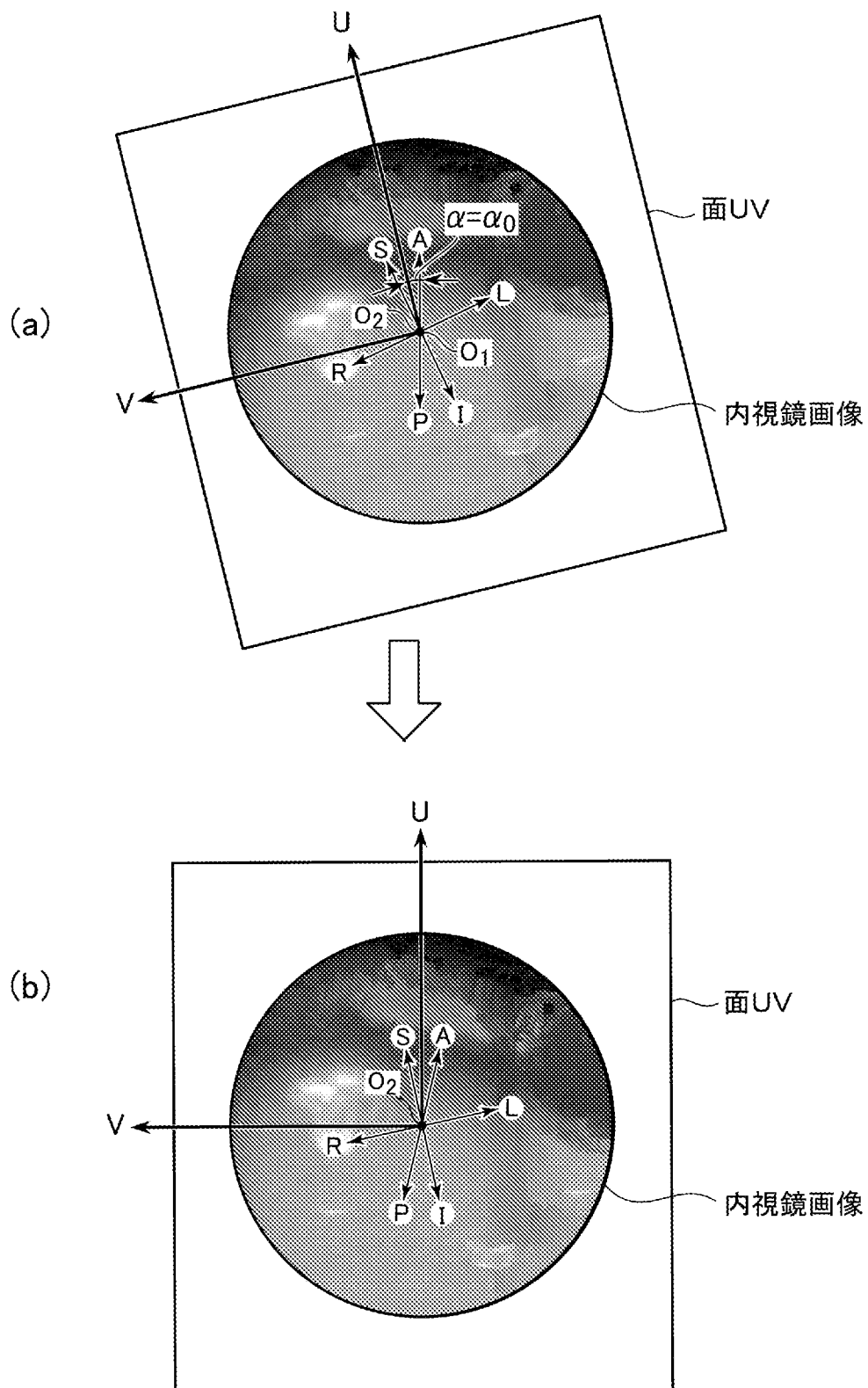


(a)

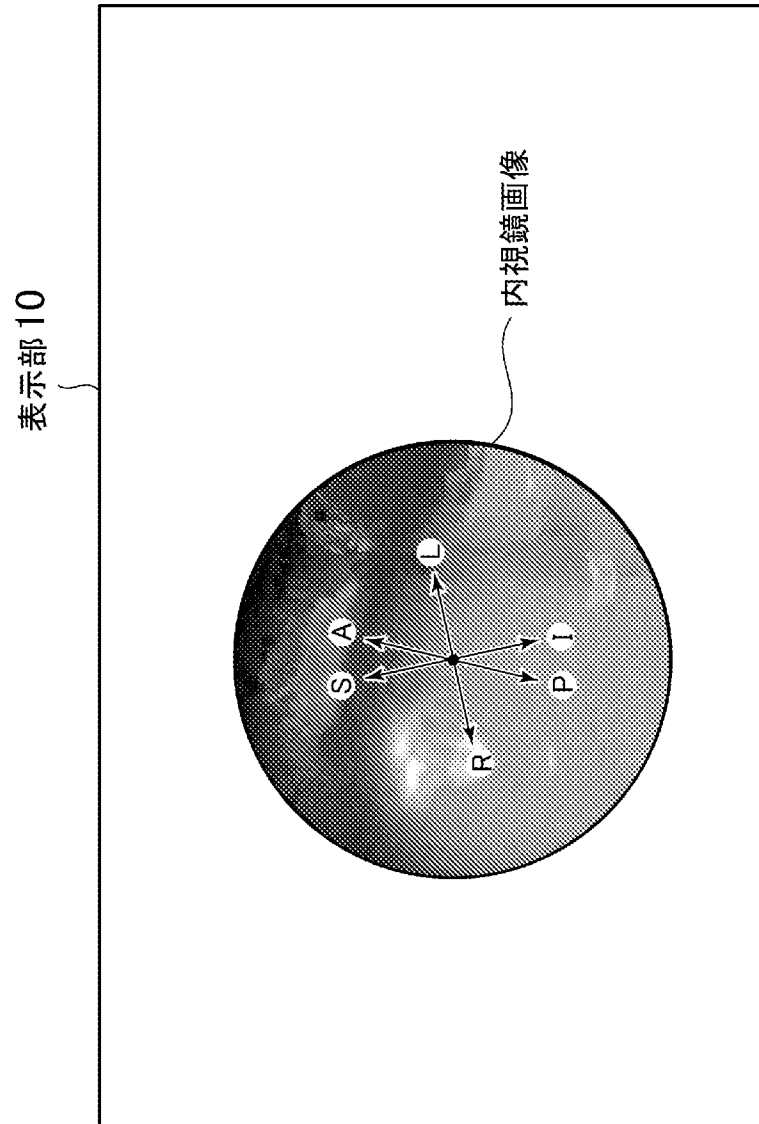


(b)

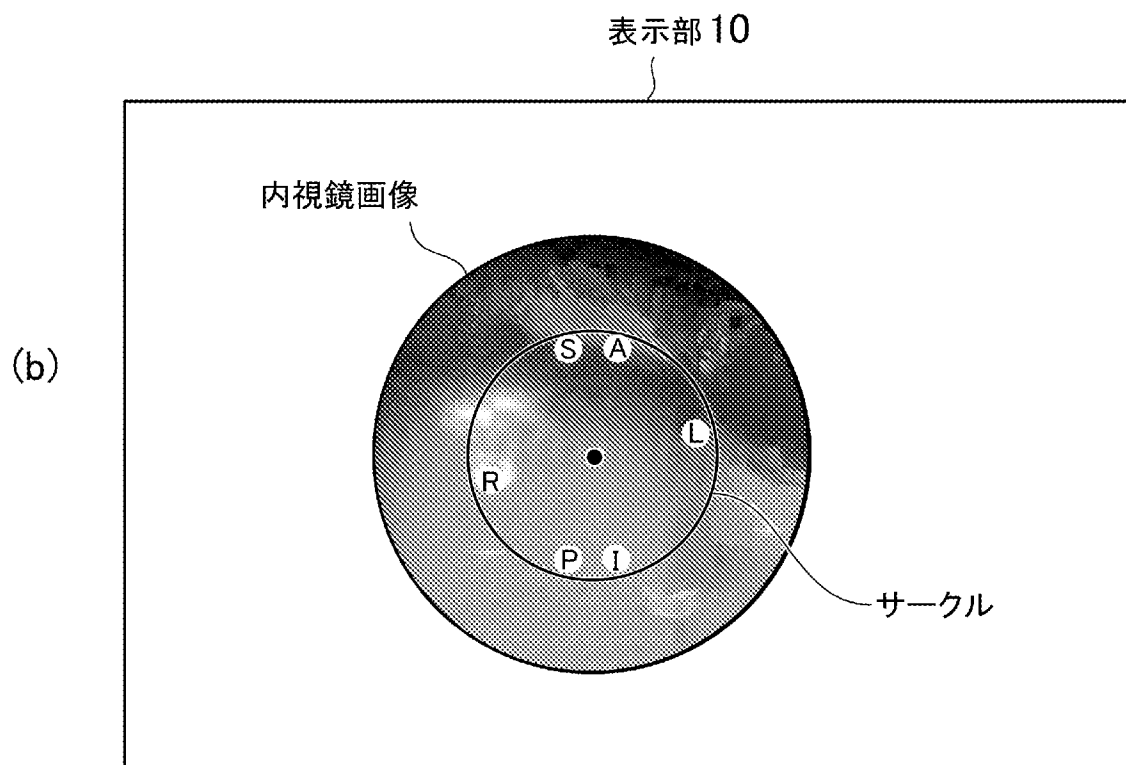
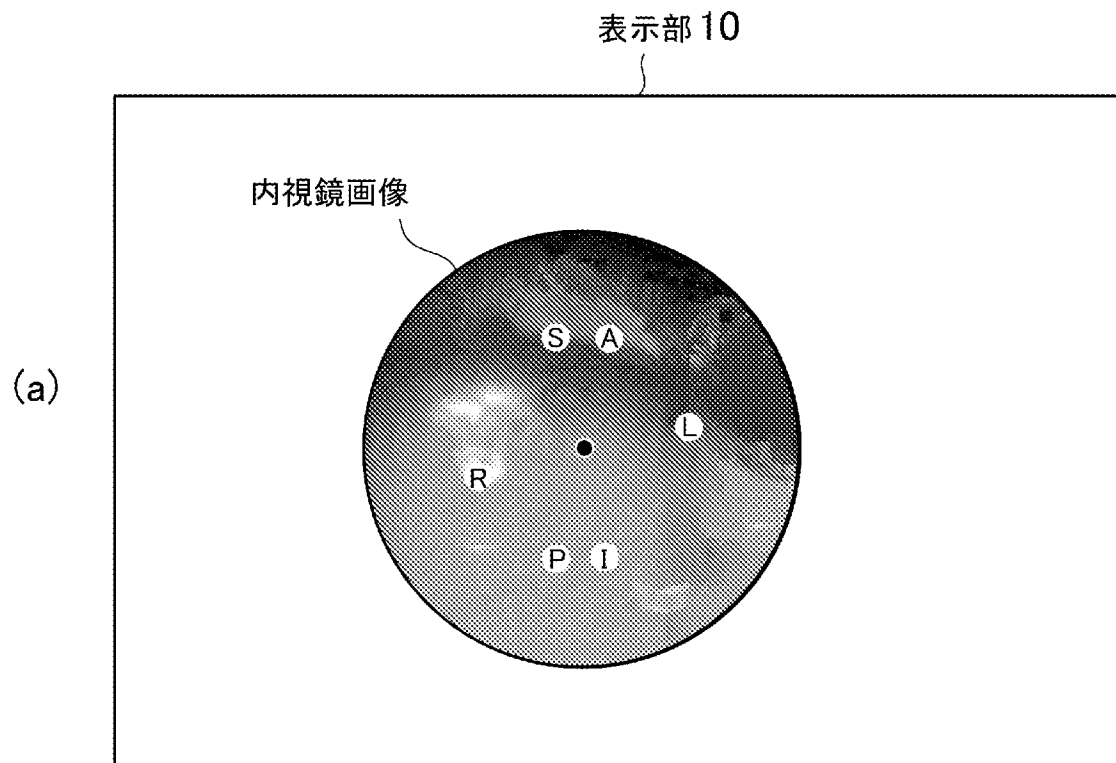
[図12]



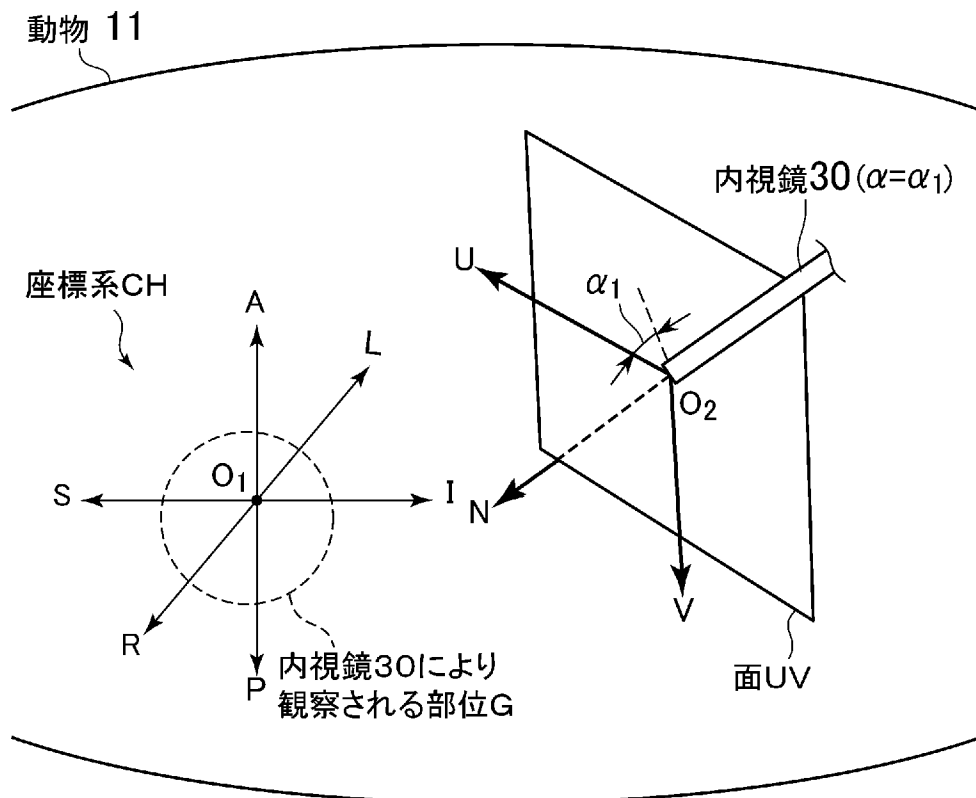
[図13]



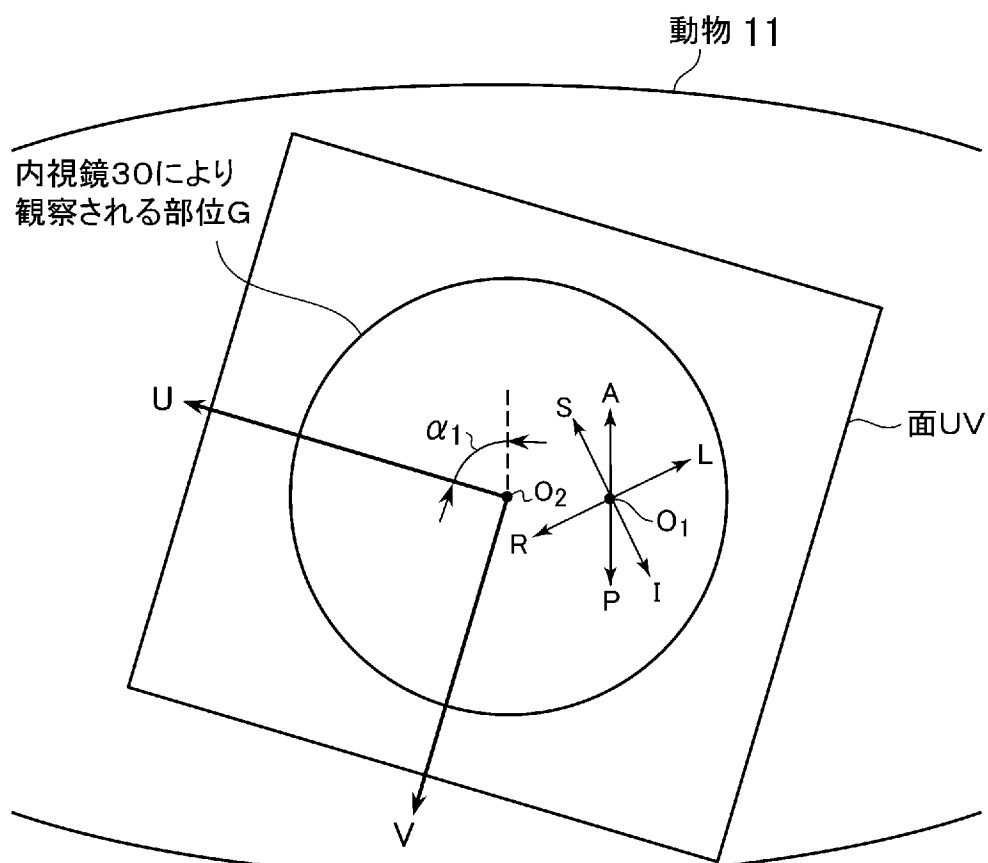
[図14]



[図15]

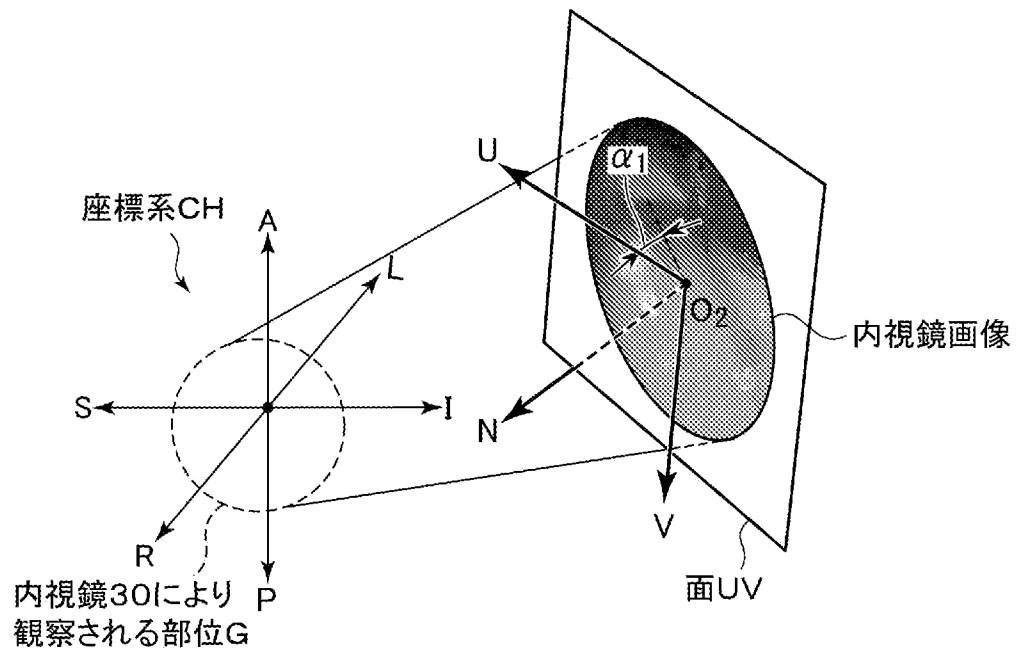


(a)

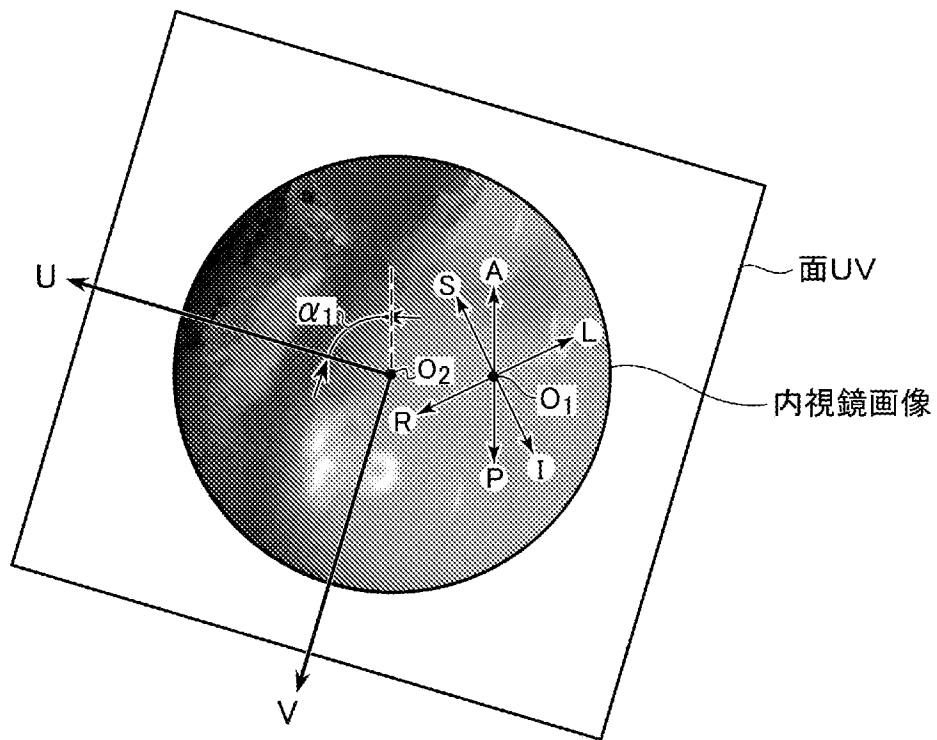


(b)

[図16]

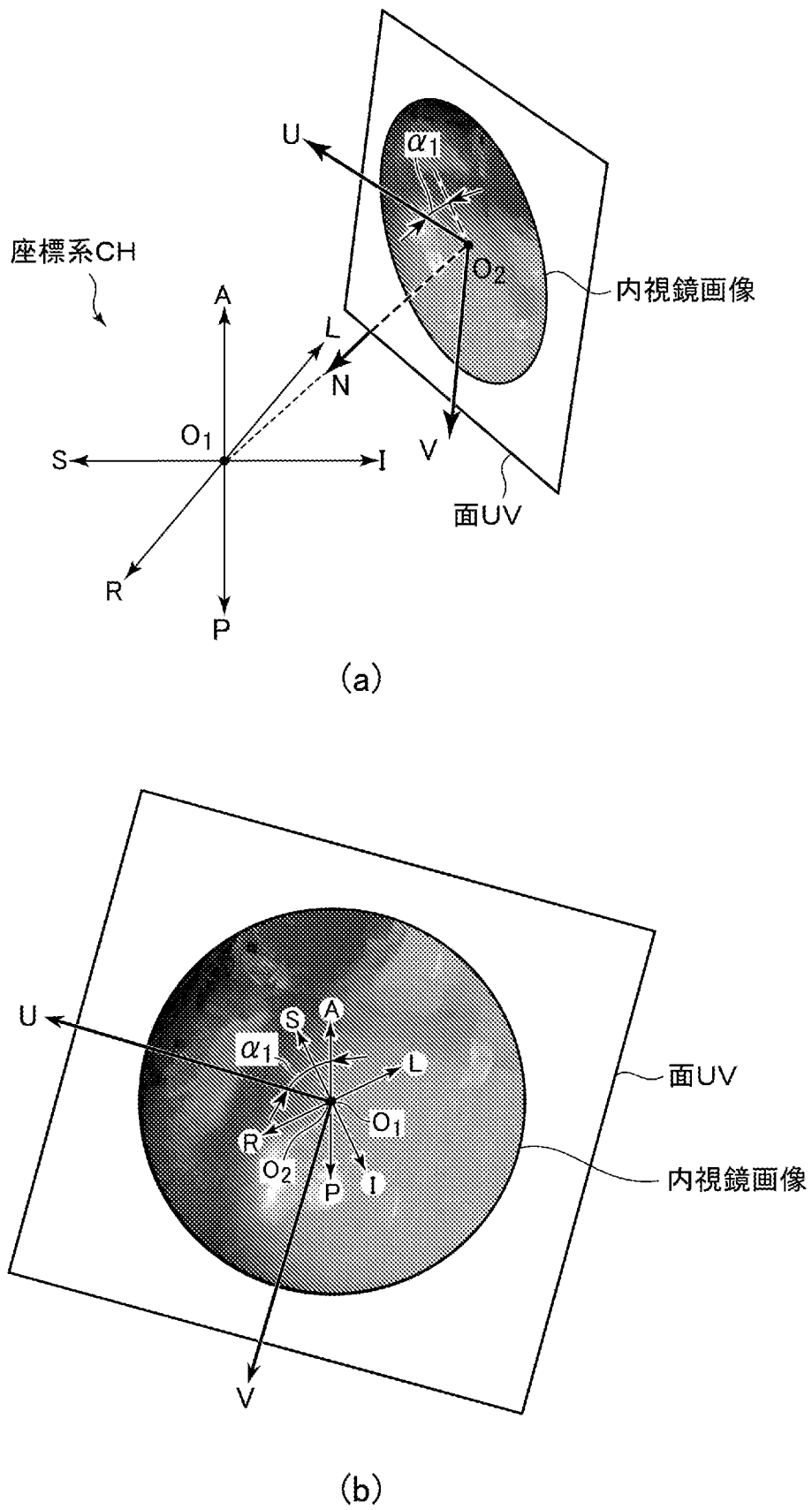


(a)

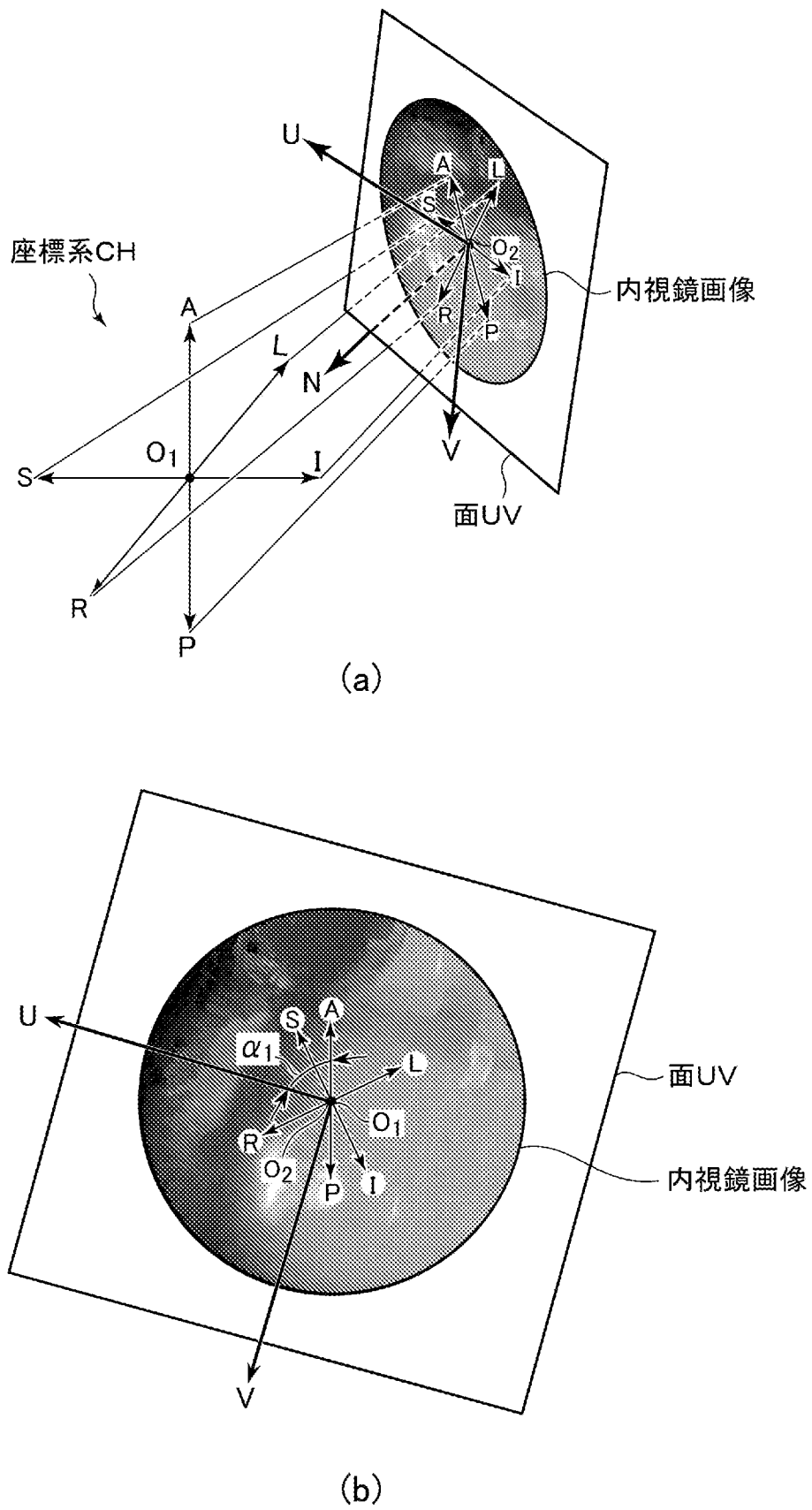


(b)

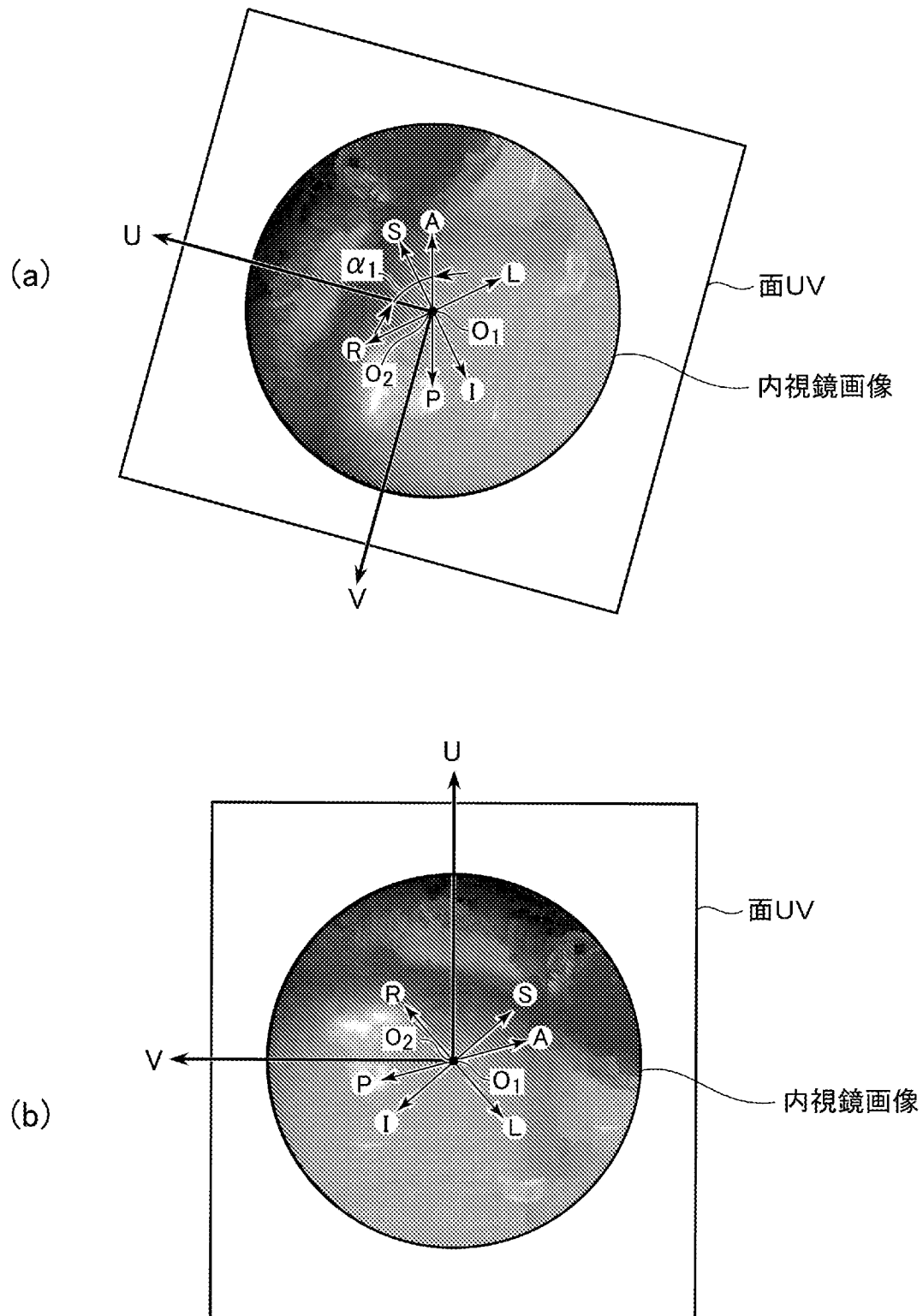
[図17]



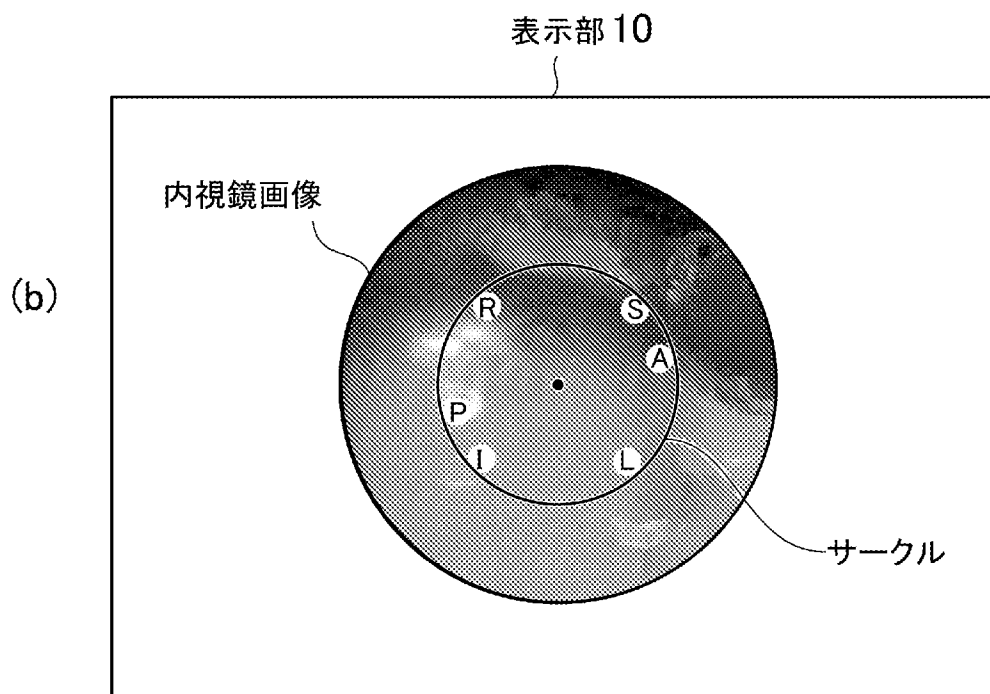
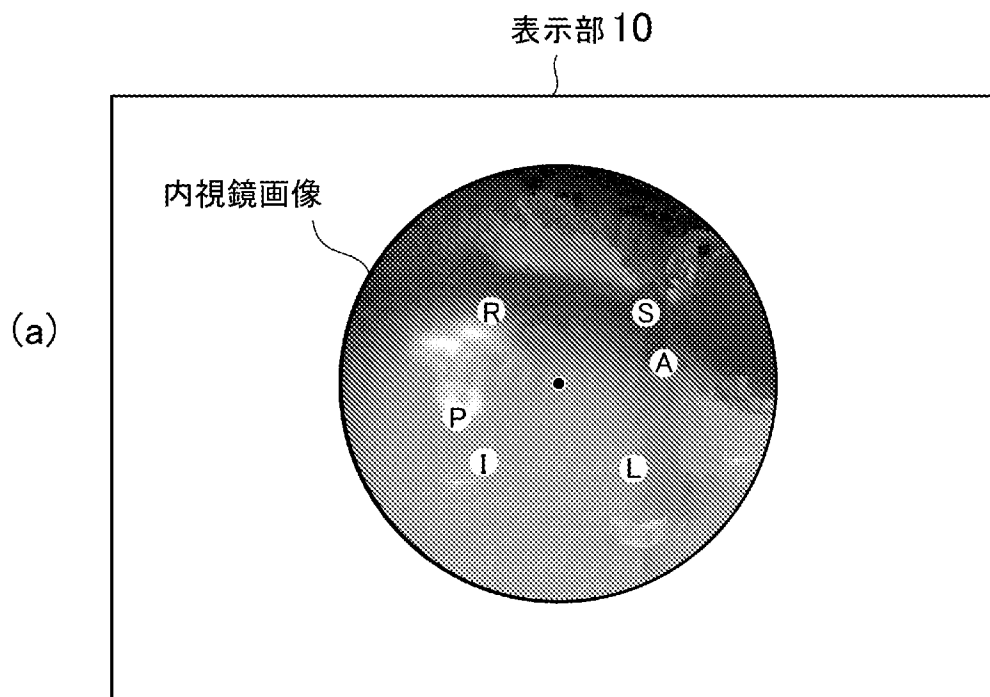
[図18]



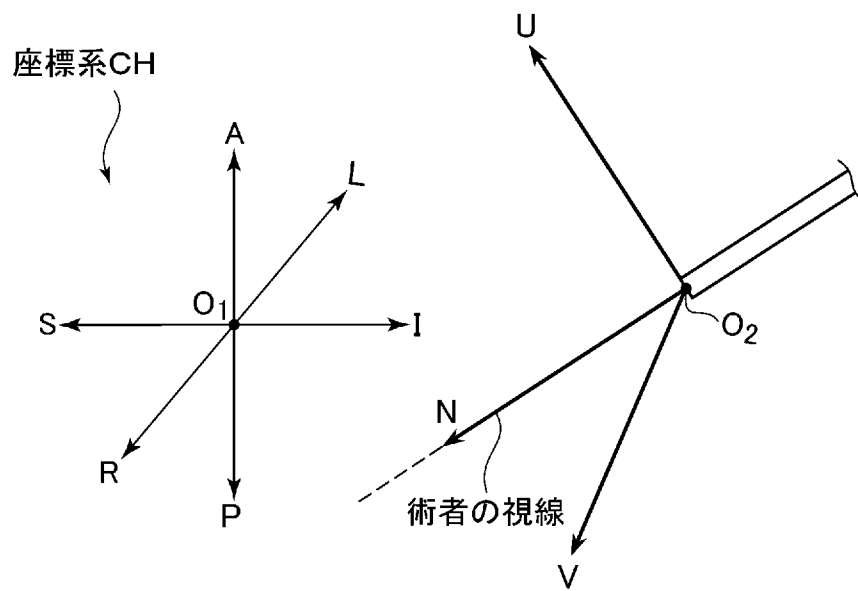
[図19]



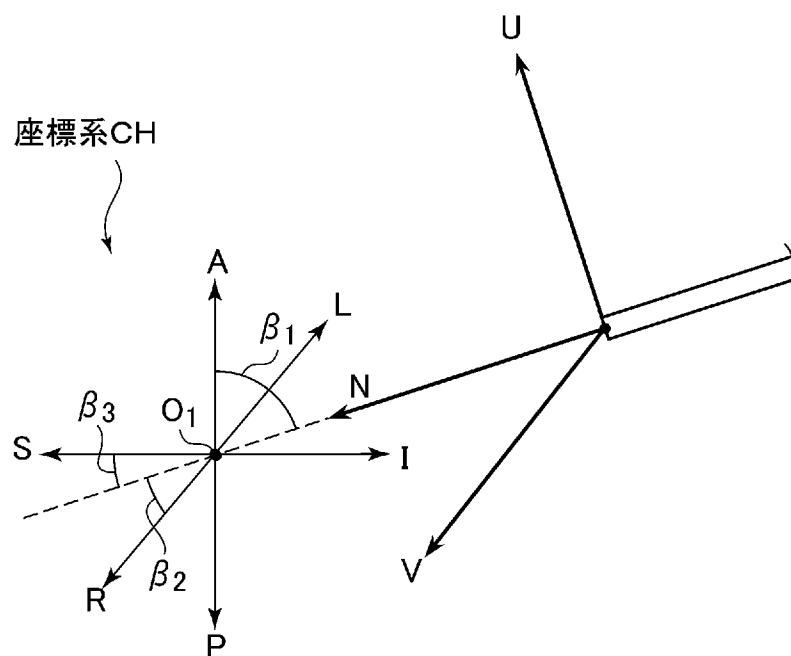
[図20]



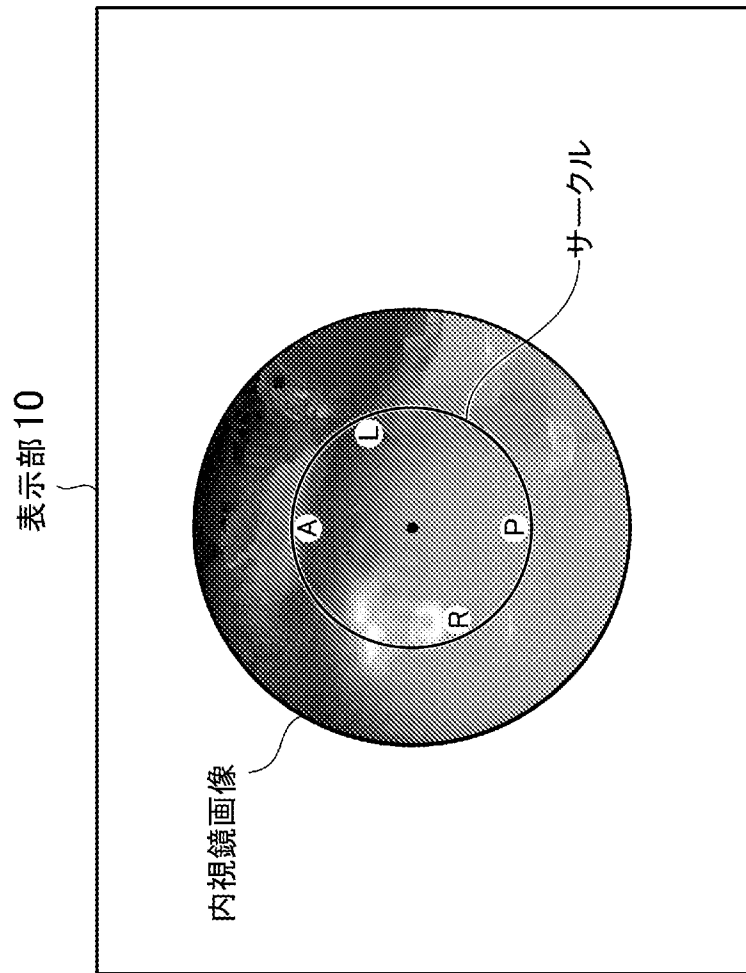
[図21]



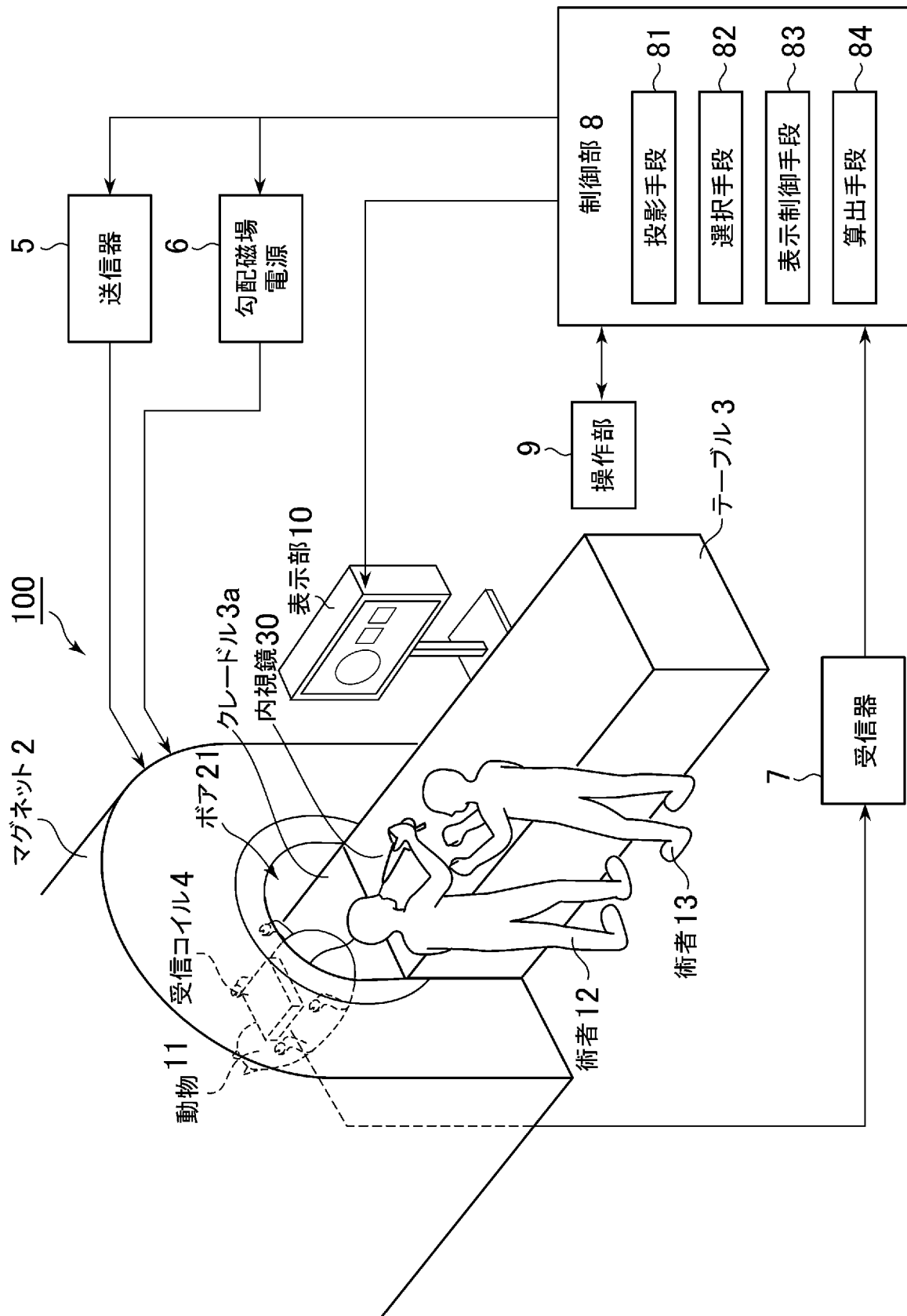
[図22]



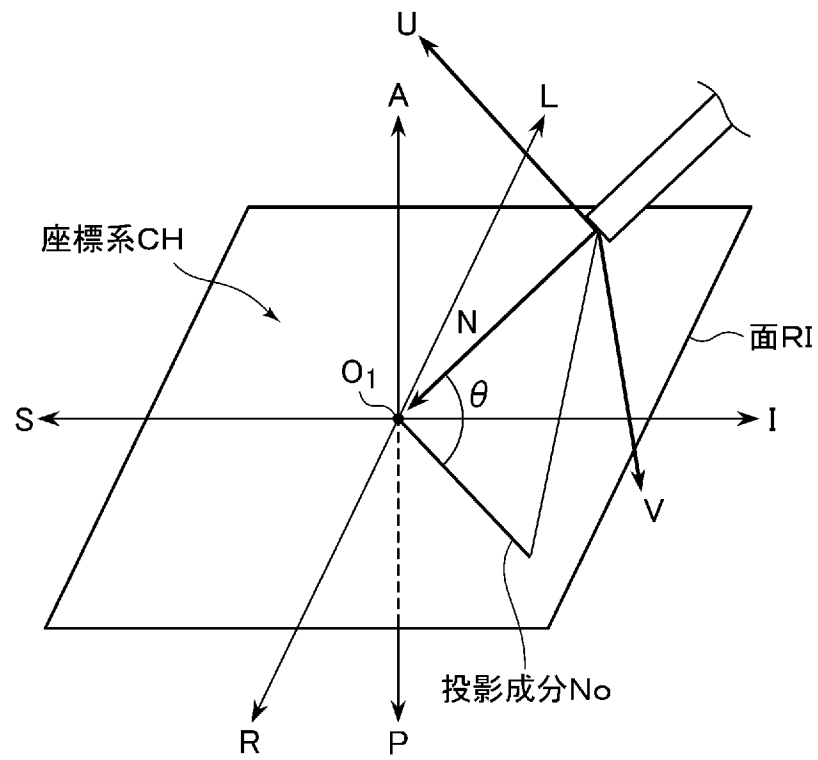
[図23]



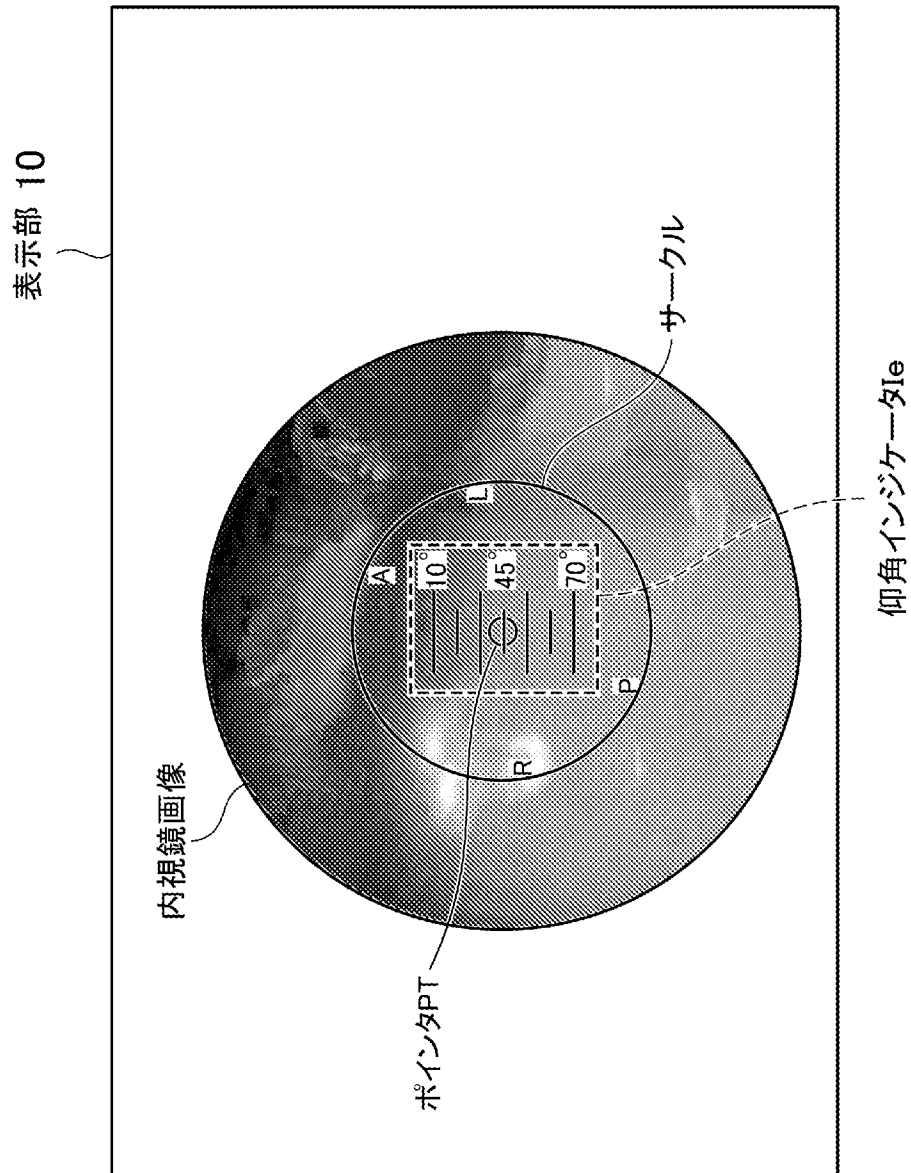
[図24]



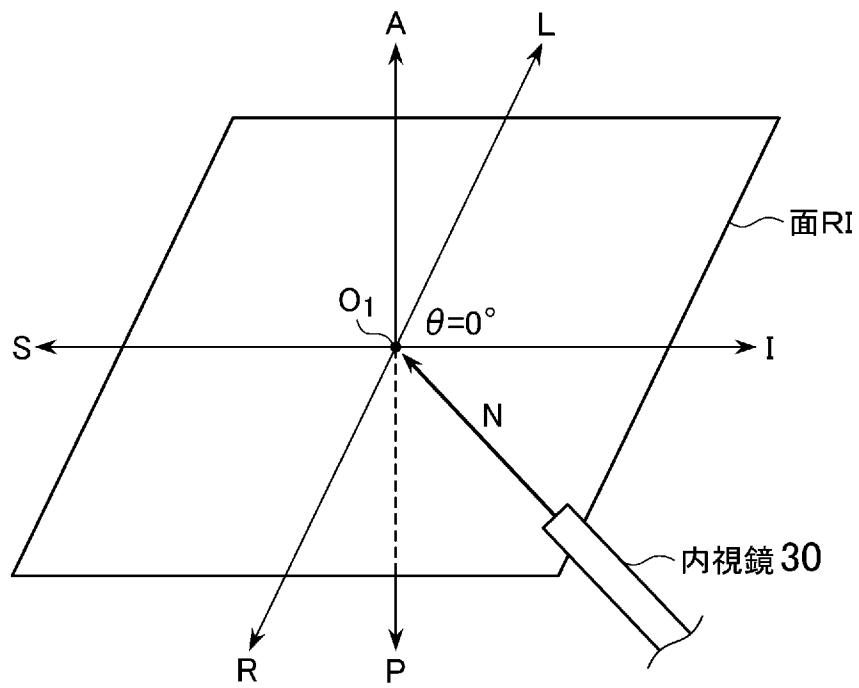
[図25]



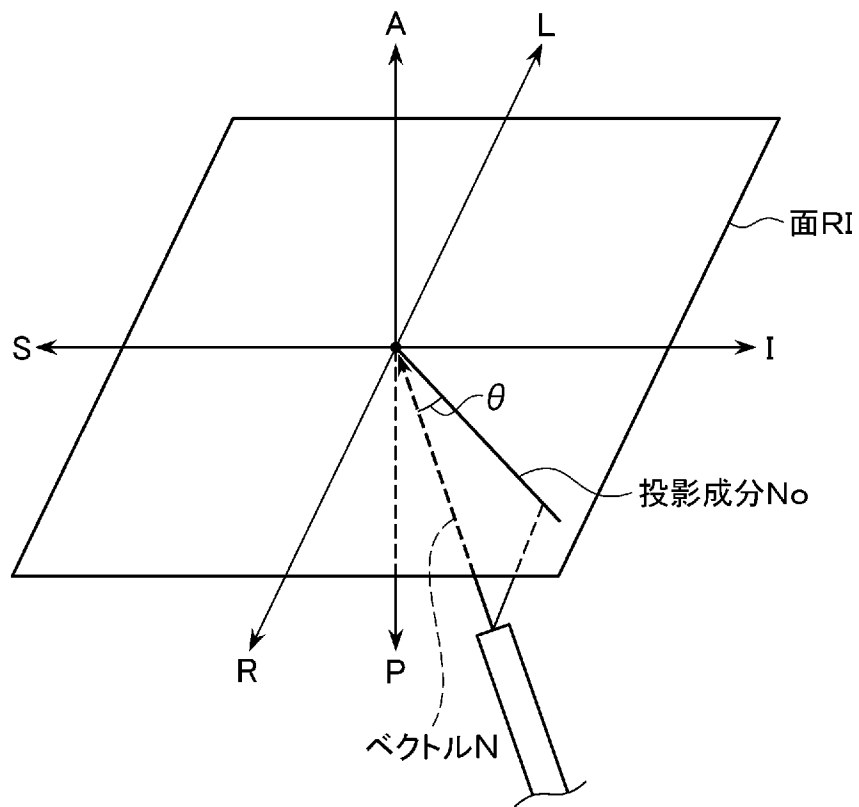
[図26]



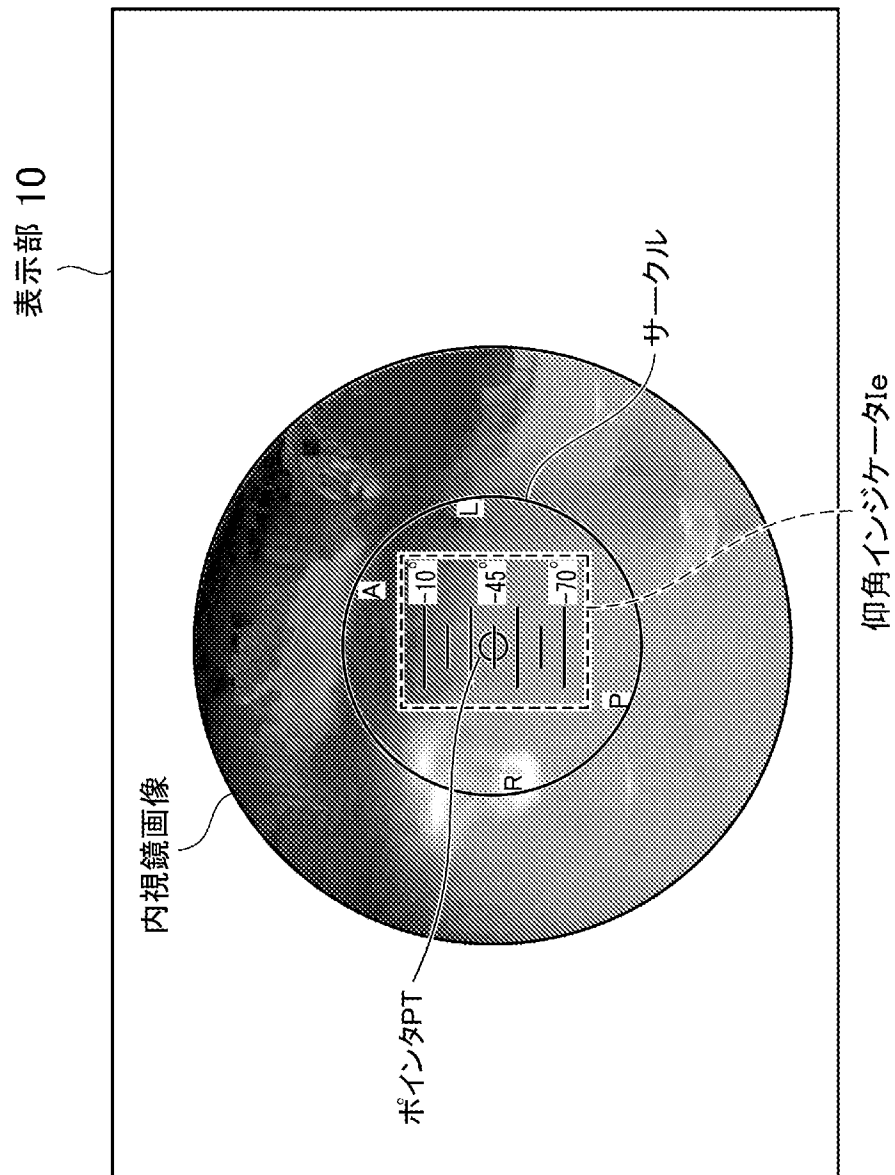
[図27]



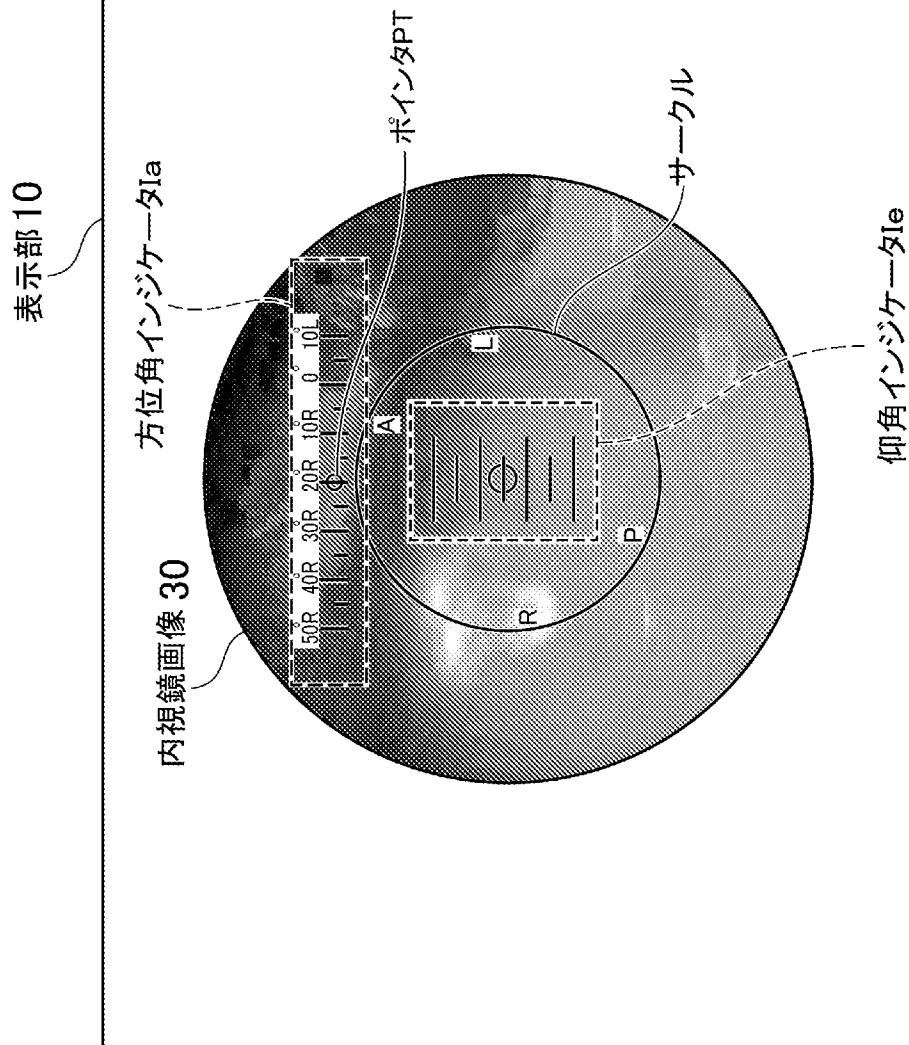
[図29]



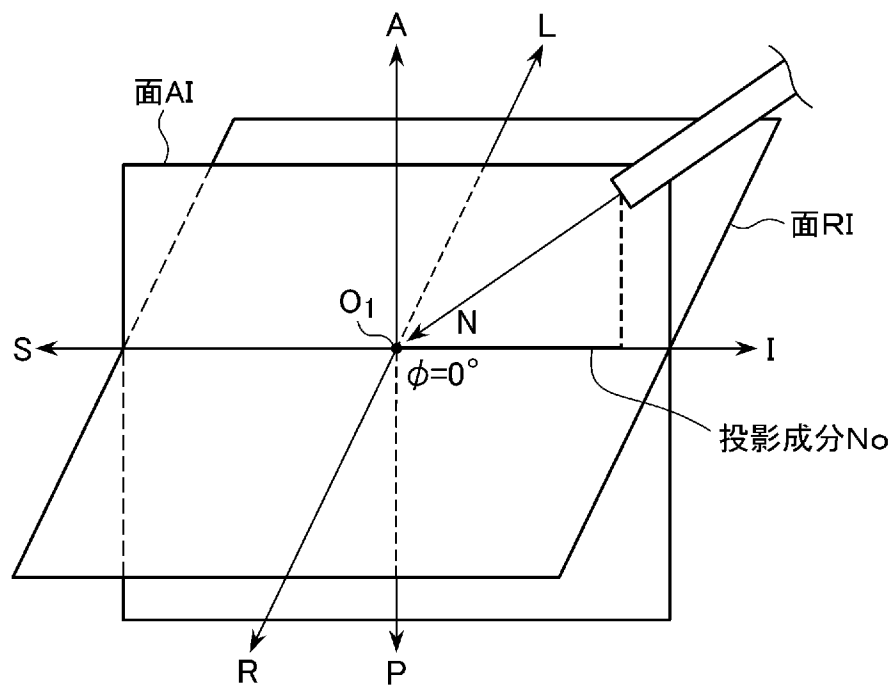
[図30]



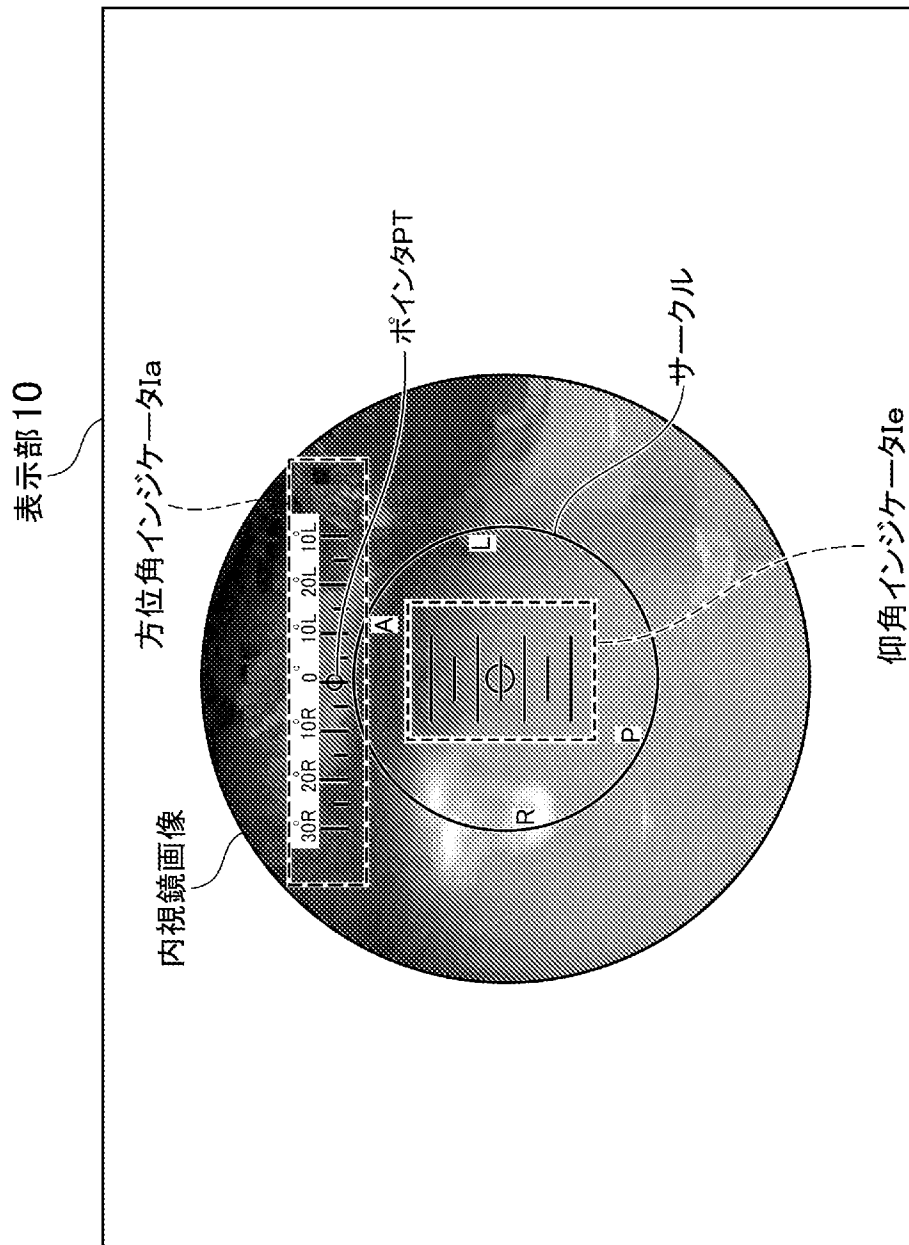
[図32]



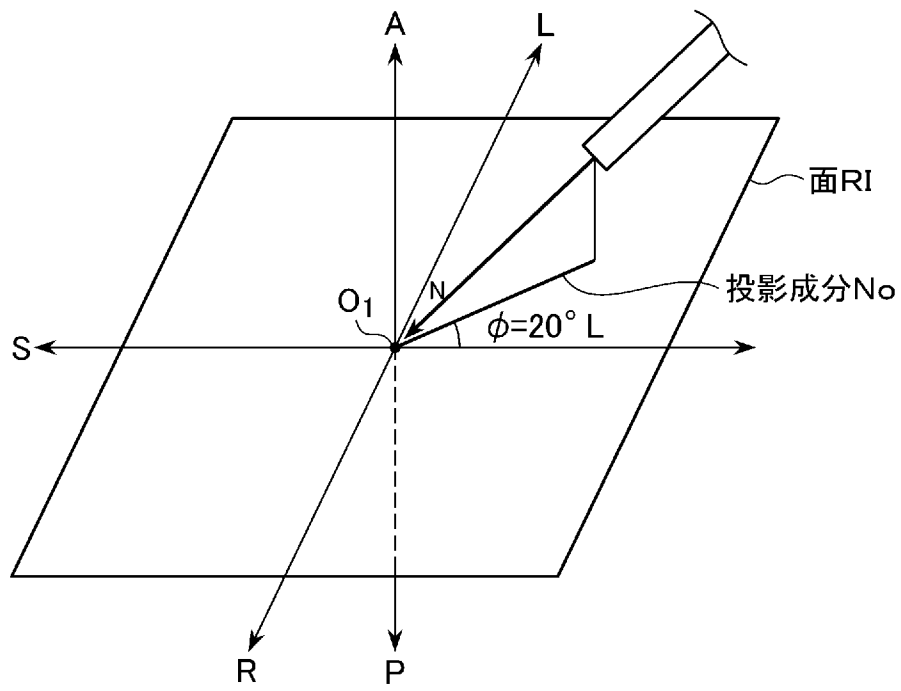
[図33]



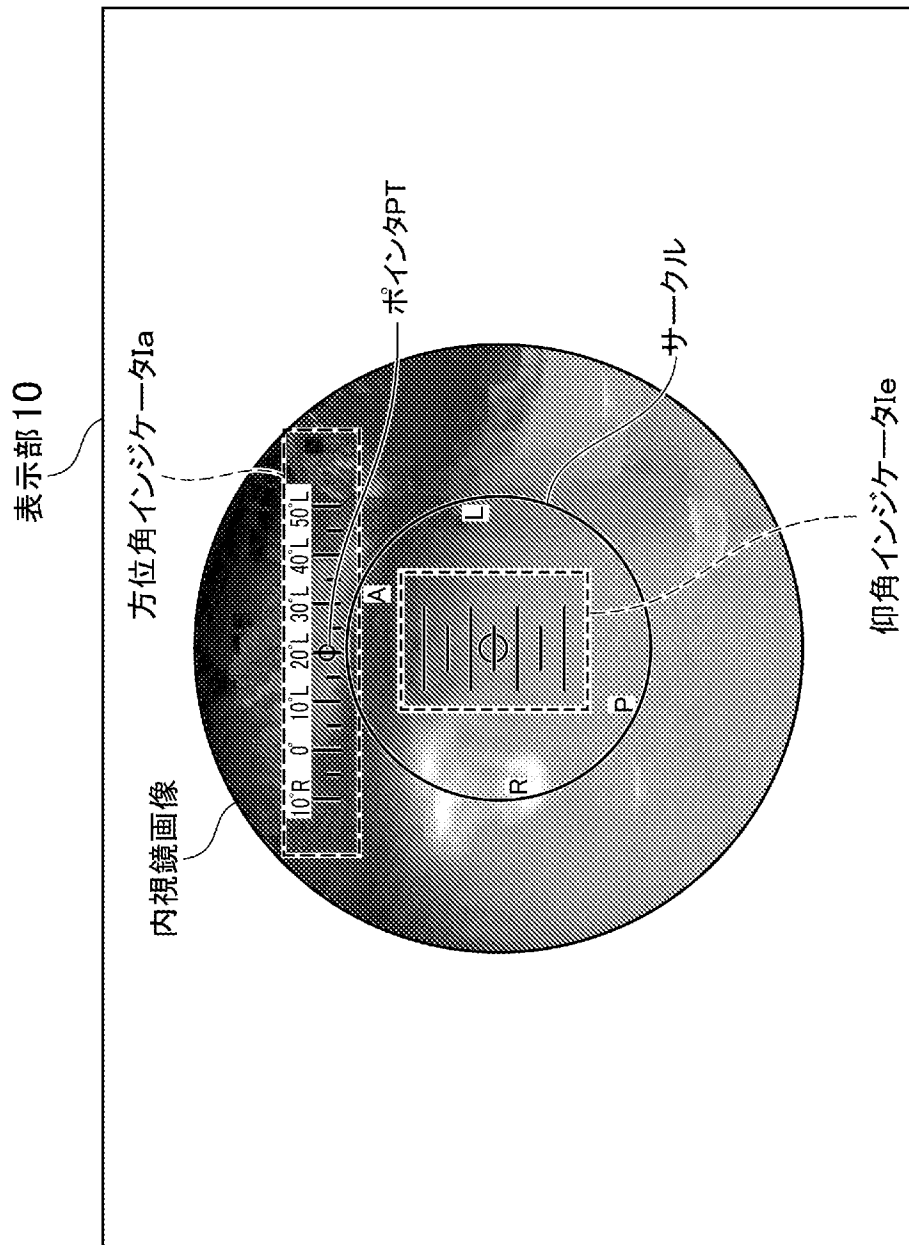
[図34]



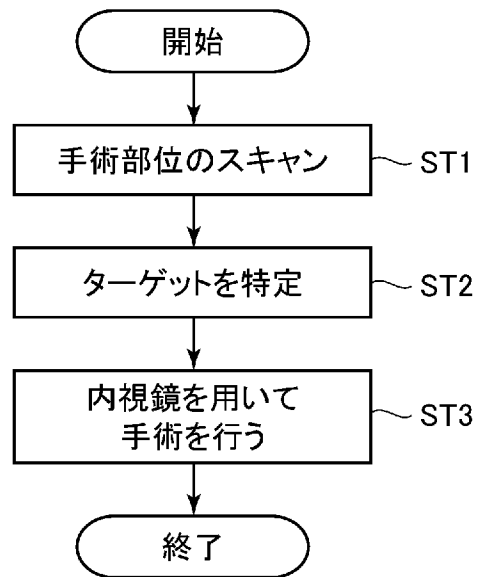
[図35]



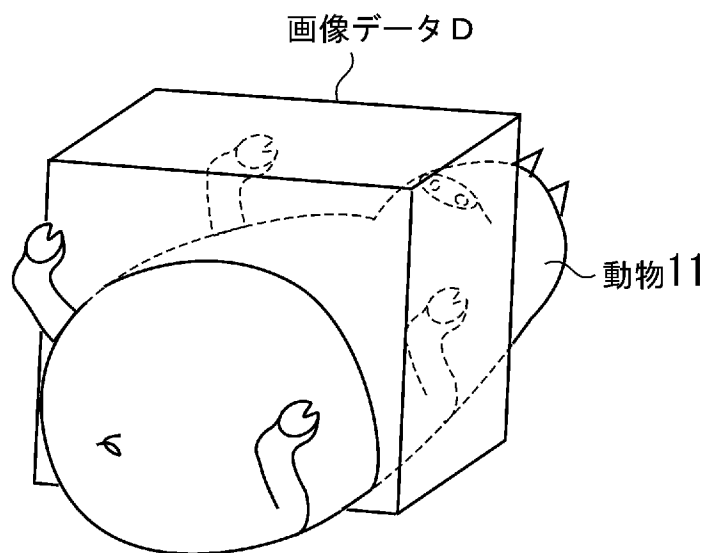
[図36]



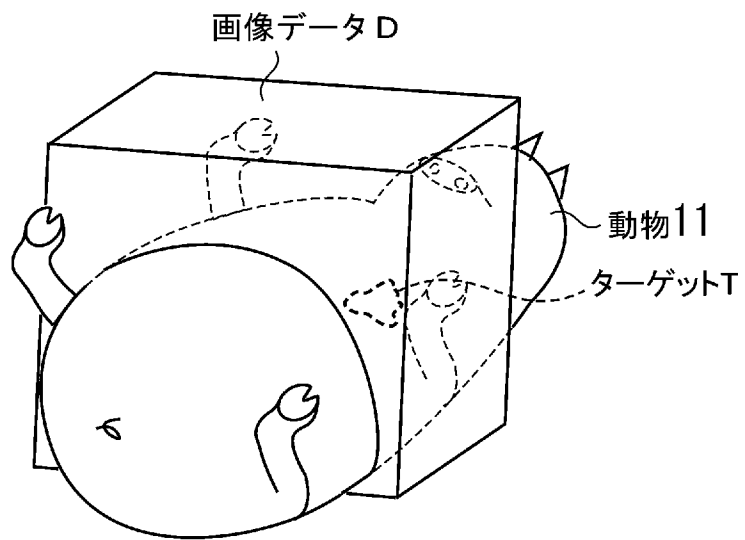
[図37]



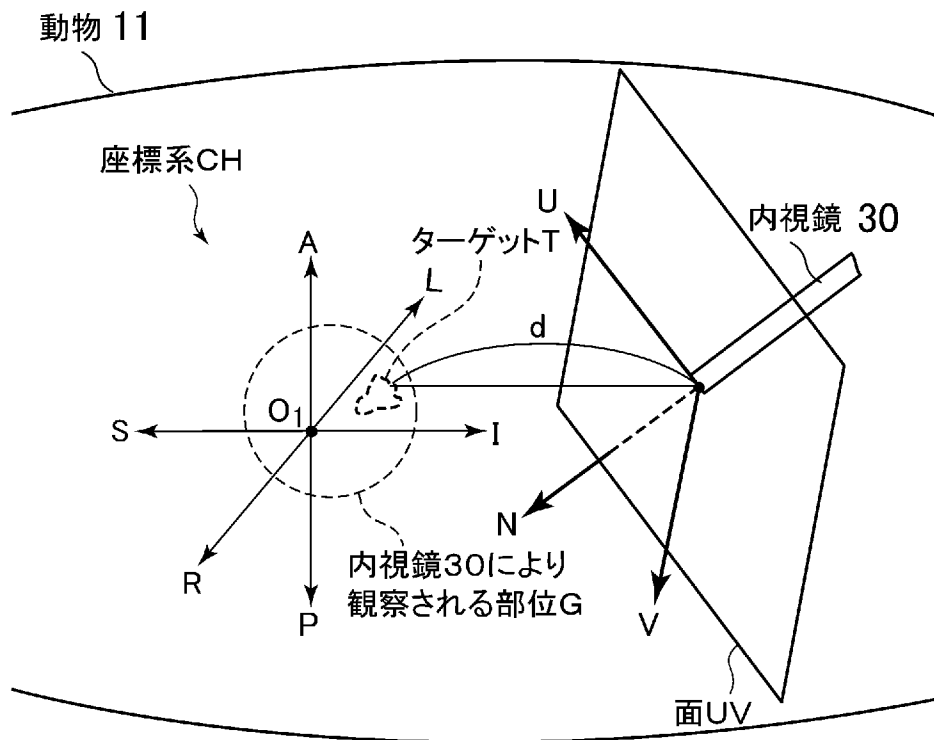
[図38]



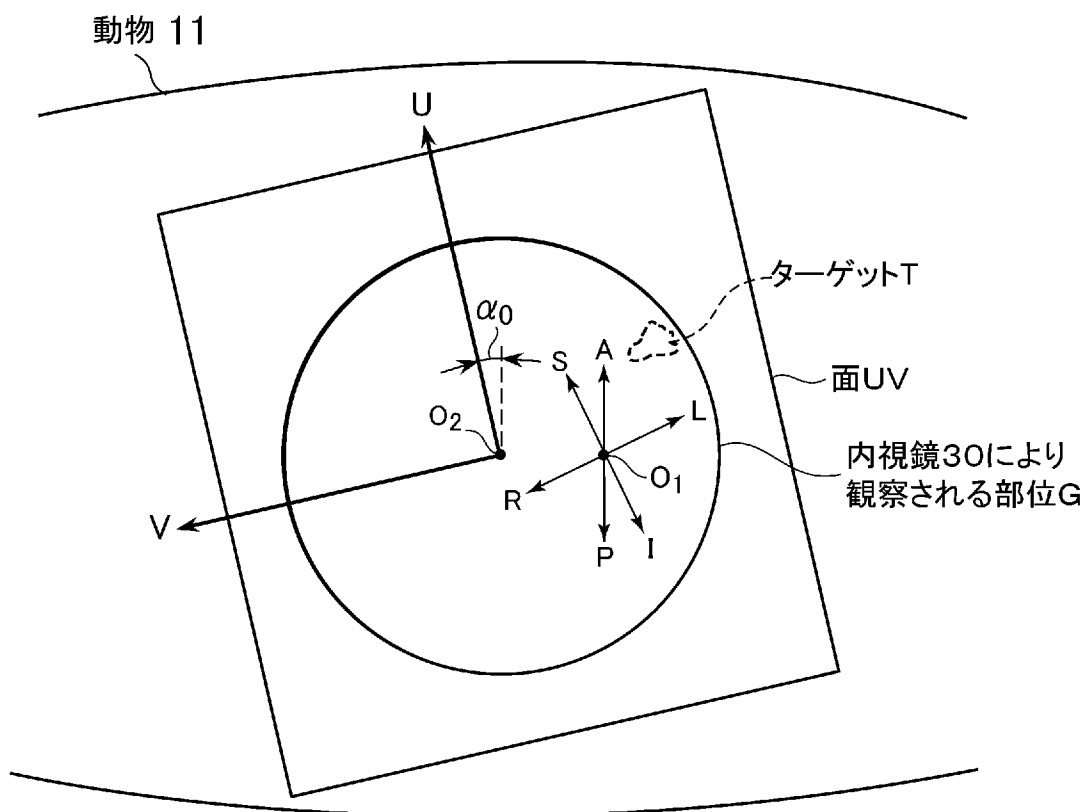
[図39]



[図40]

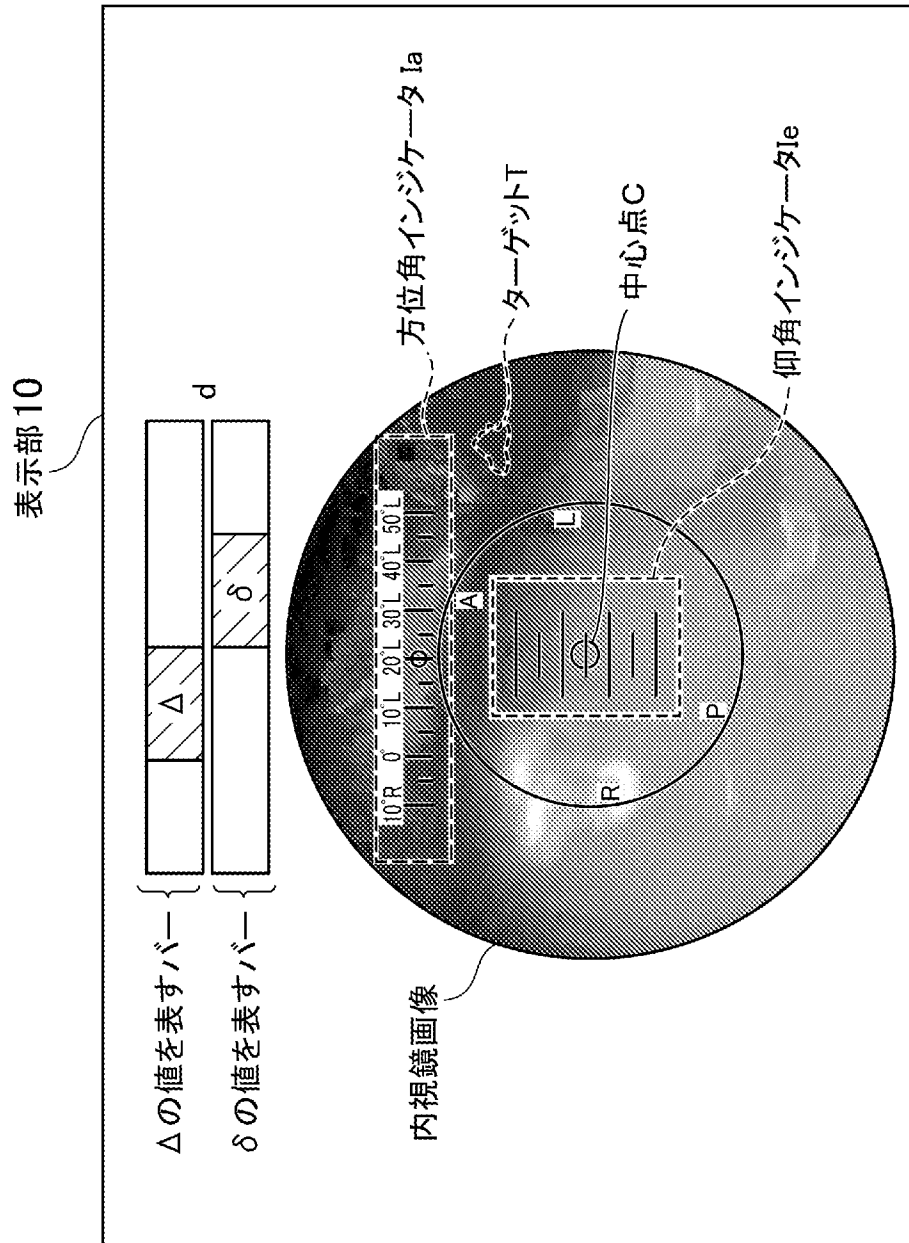


(a)

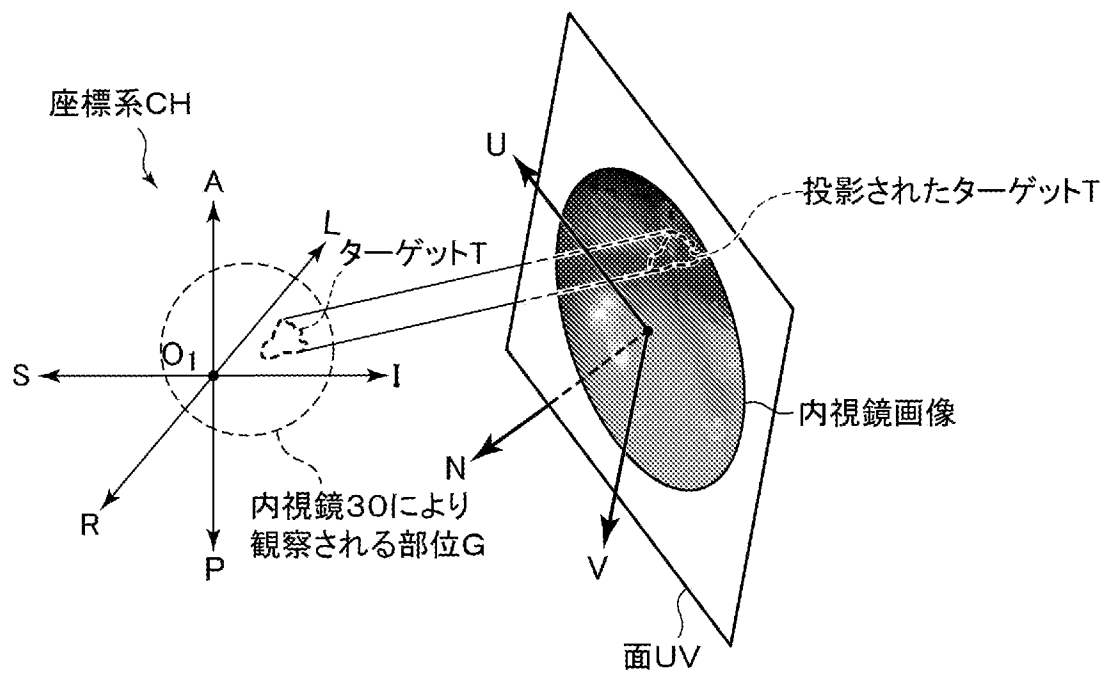


(b)

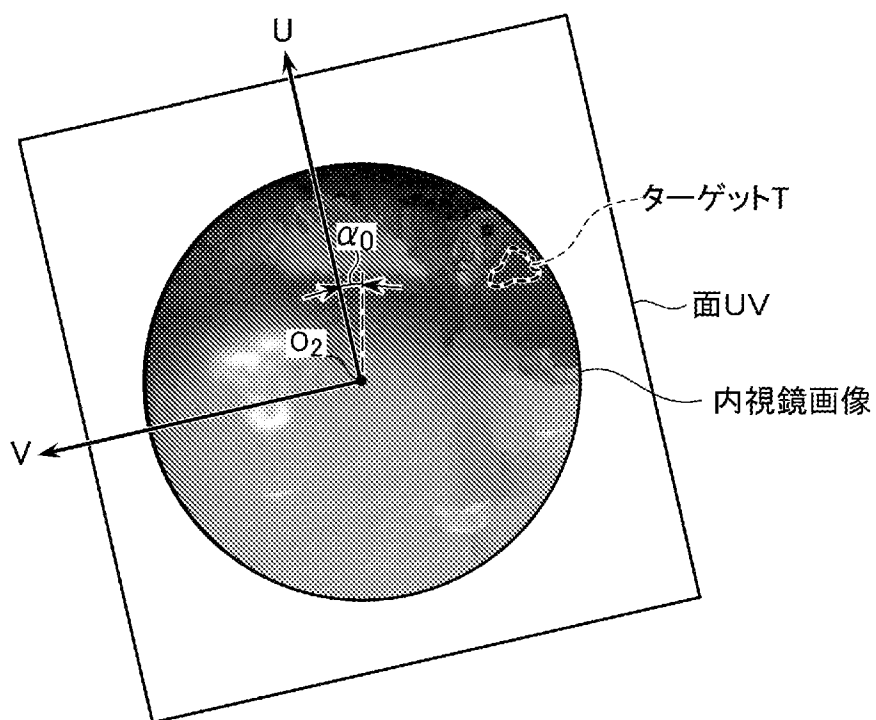
[図41]



[図42]

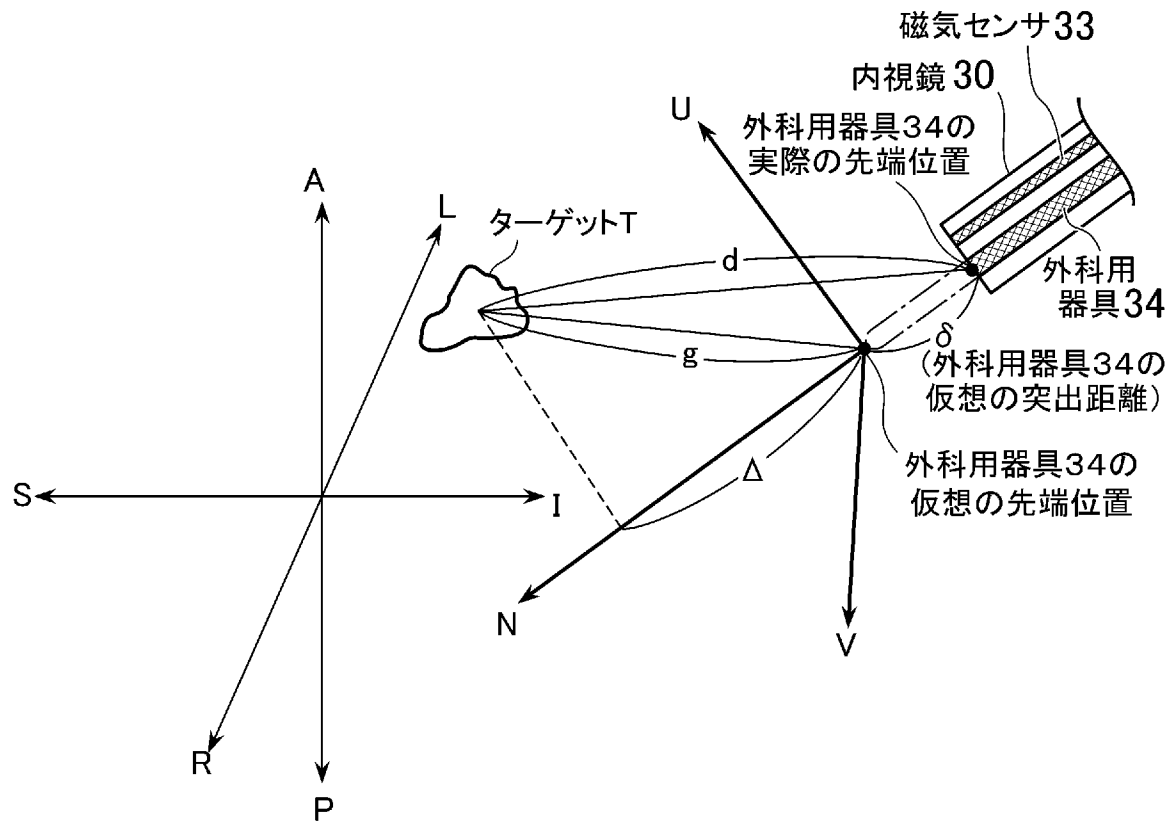


(a)

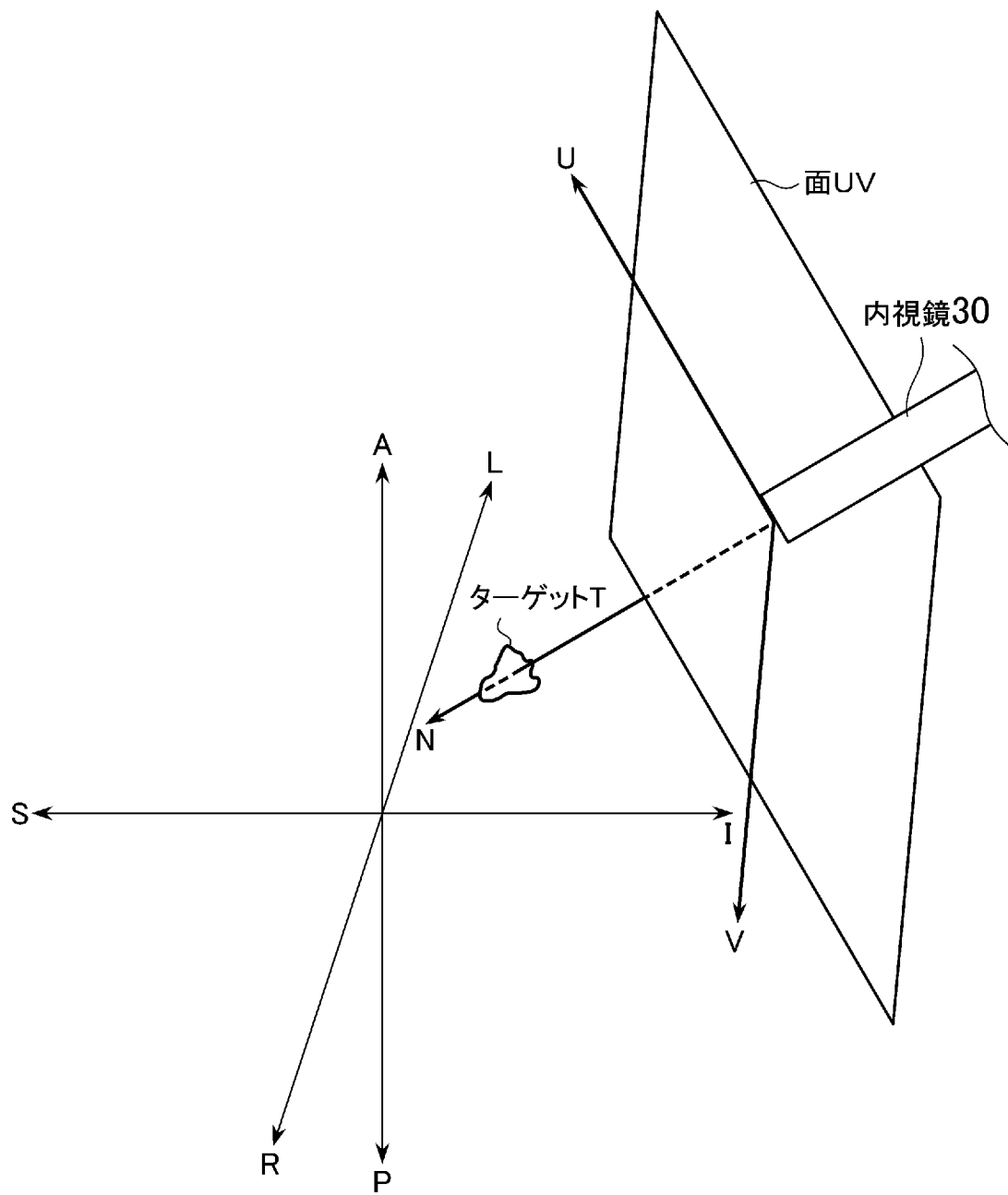


(b)

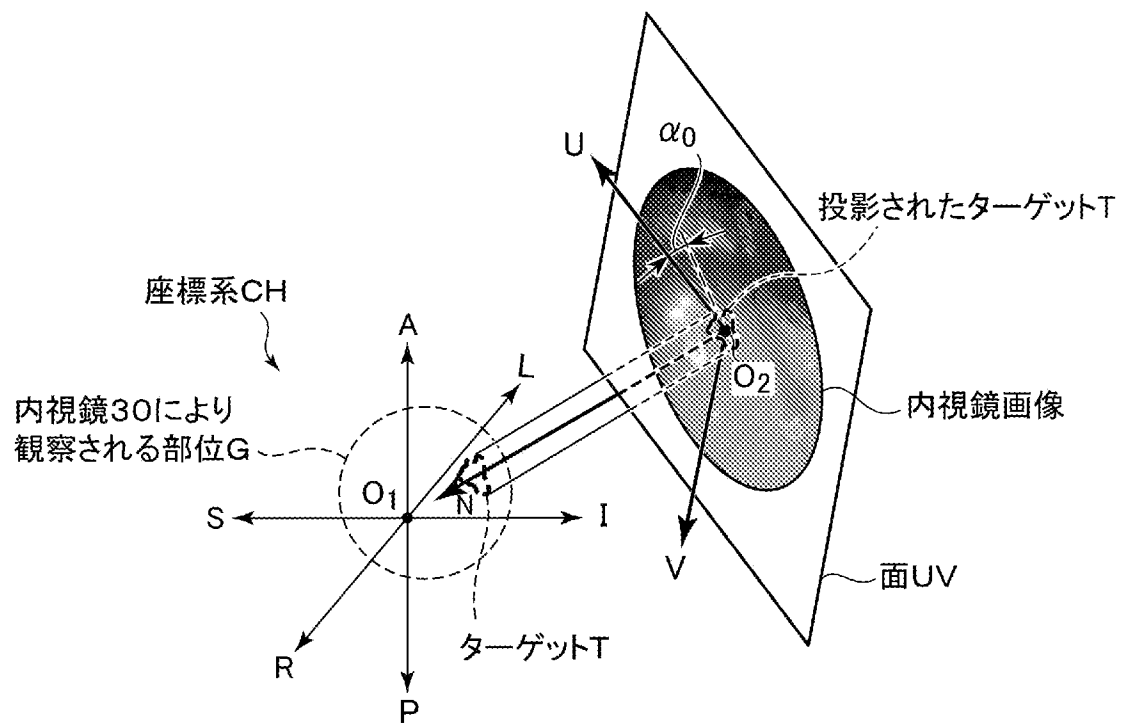
[図43]



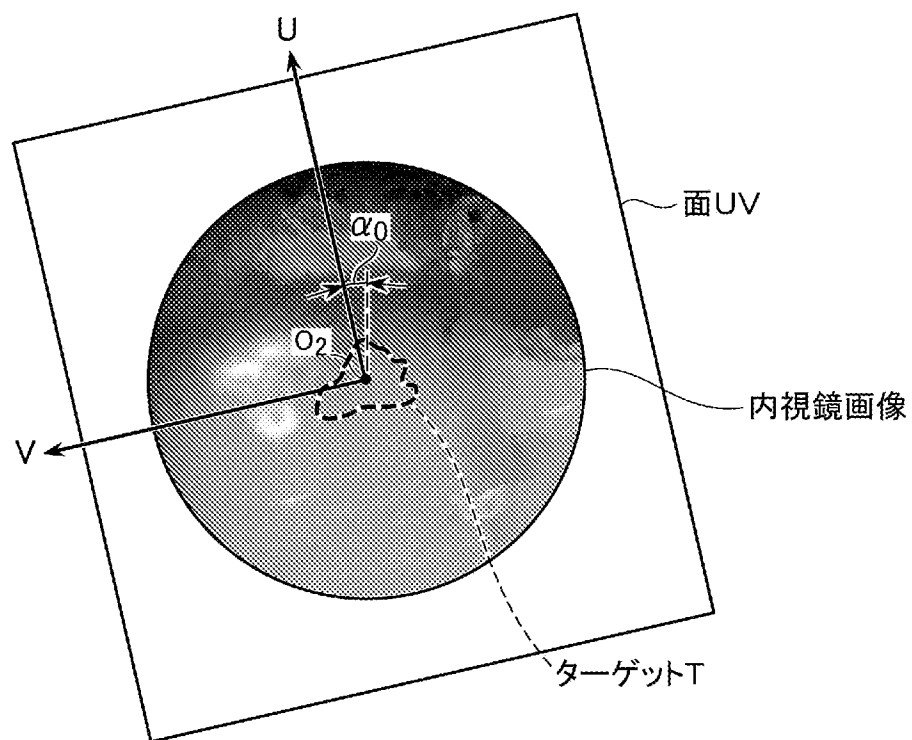
[図44]



[図45]

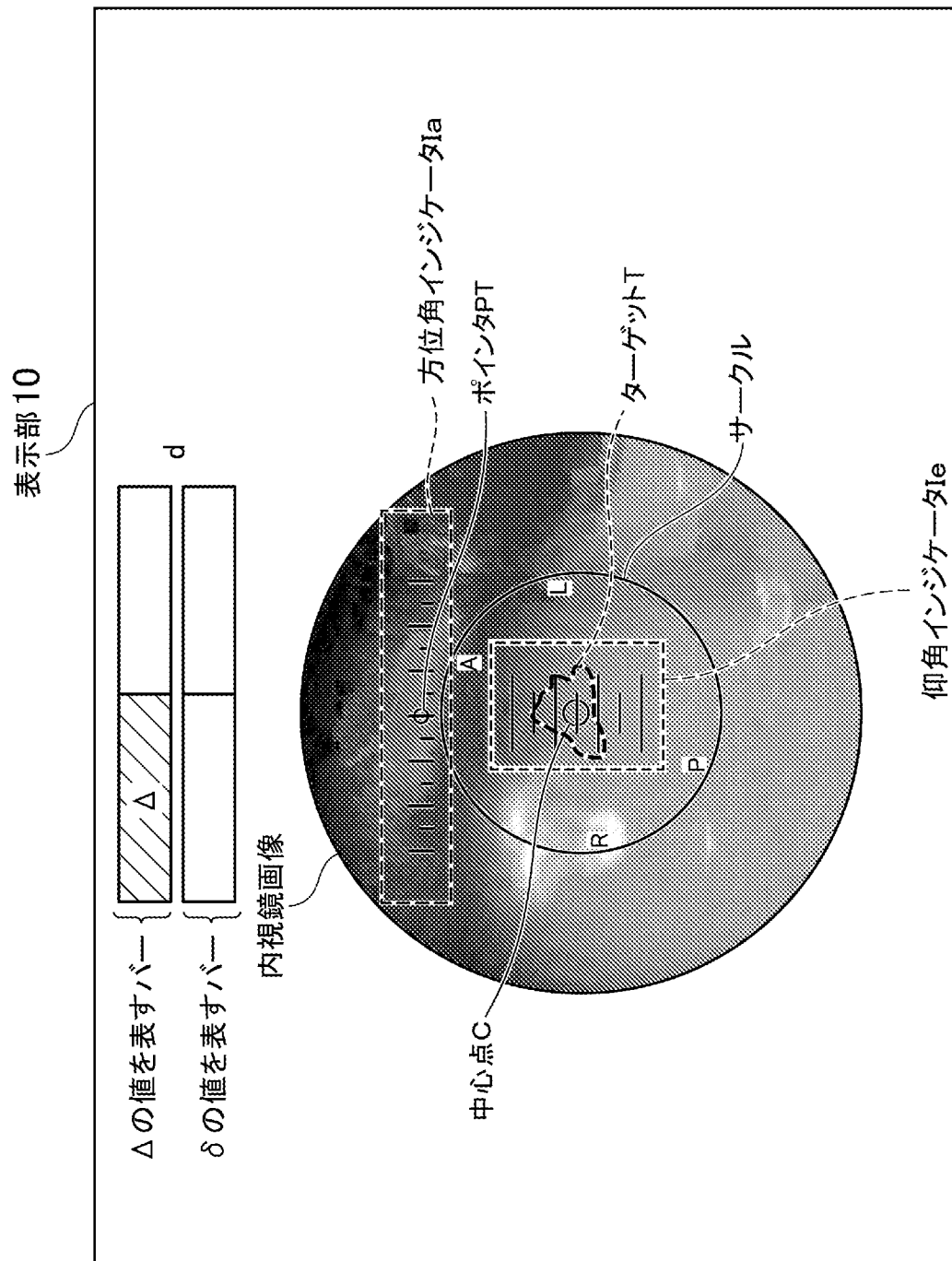


(a)

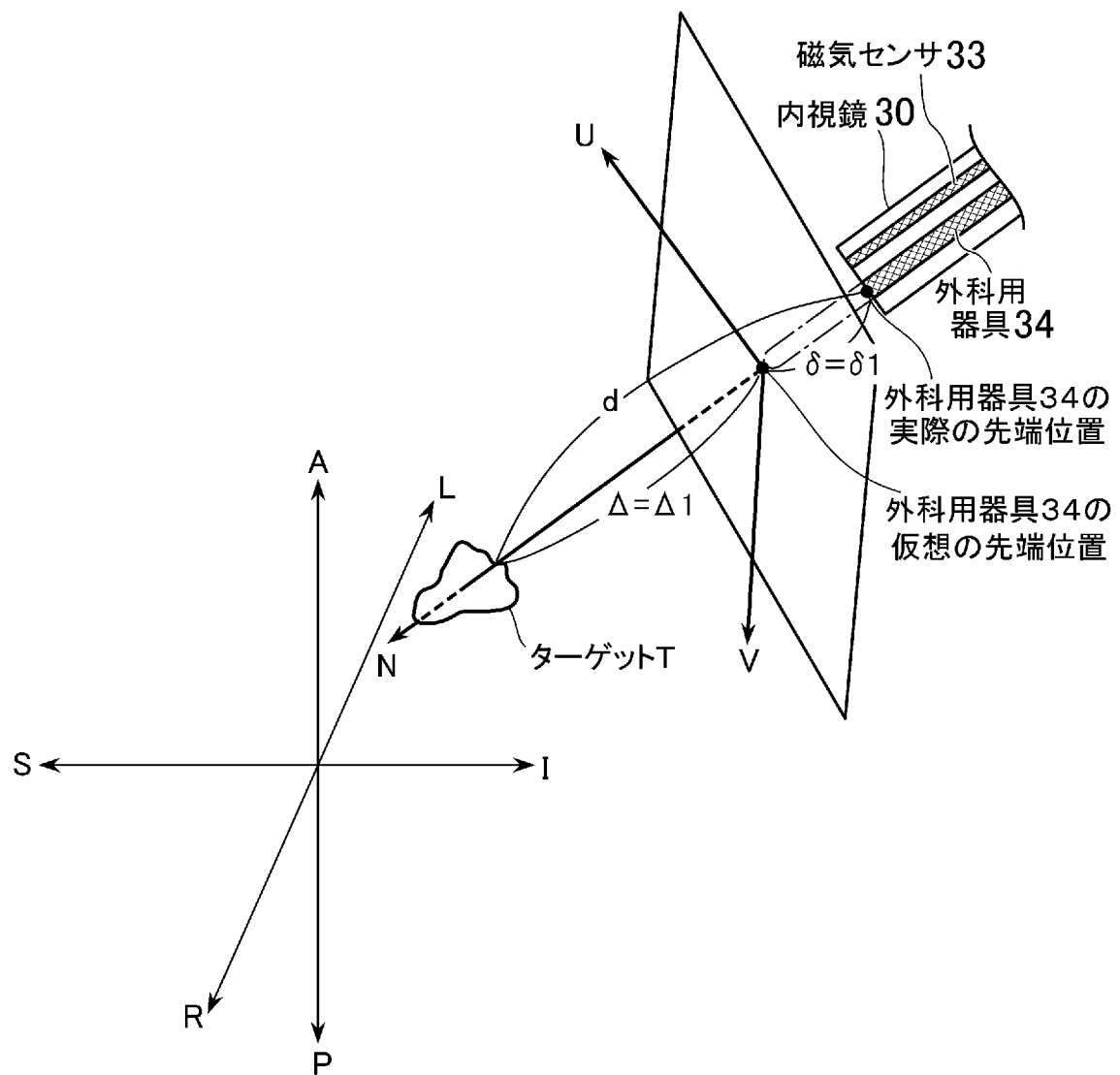


(b)

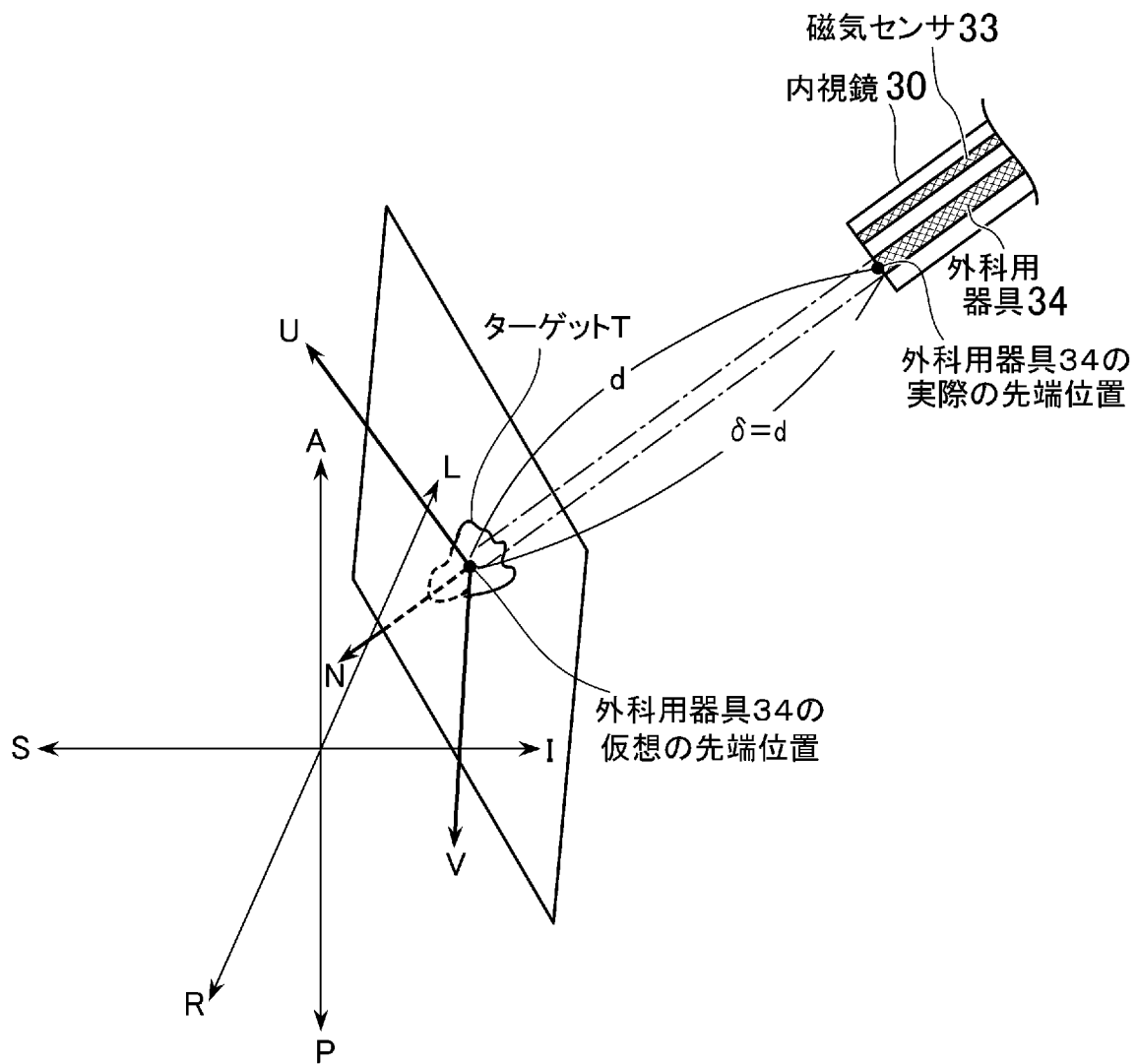
[図46]



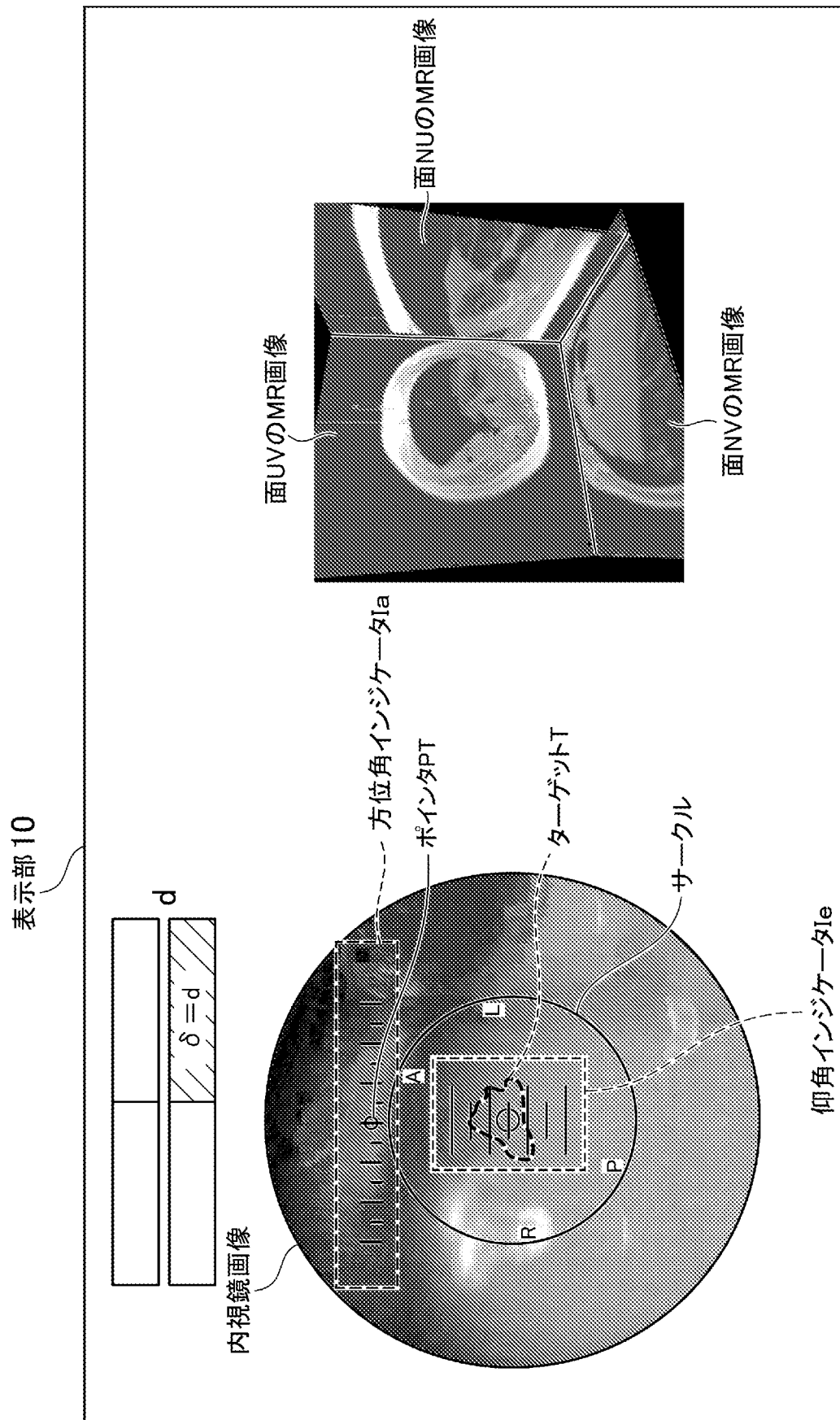
[図47]



[図49]



[図51]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077928

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, A61B6/00-6/14, A61B5/055, A61B8/00-8/14

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2007-7041 A (Hitachi Medical Corp.), 18 January 2007 (18.01.2007), entire text; fig. 1 to 7 entire text; fig. 1 to 7 (Family: none)	1, 2, 5-16 3, 4
Y	JP 2006-116289 A (Olympus Corp.), 11 May 2006 (11.05.2006), paragraphs [0053] to [0057]; fig. 15 to 17 & US 2007/0173694 A1 & EP 1800593 A1 & WO 2006/035693 A1	1, 2, 5-16
Y	JP 1-269986 A (NEC Corp.), 27 October 1989 (27.10.1989), entire text; fig. 1 to 4 (Family: none)	1, 2, 5-16

☒ 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
10 January, 2014 (10.01.14)

Date of mailing of the international search report
21 January, 2014 (21.01.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077928

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 62-209481 A (Mitsubishi Electric Corp.), 14 September 1987 (14.09.1987), entire text; fig. 1 to 6 (Family: none)	1, 2, 5-16
Y	JP 2003-123097 A (Hitachi Medical Corp.), 25 April 2003 (25.04.2003), entire text; fig. 1 to 21 (Family: none)	5-7
Y	JP 2001-104333 A (Hitachi, Ltd.), 17 April 2001 (17.04.2001), entire text; fig. 1 to 9 (Family: none)	8-13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, A61B6/00-6/14, A61B5/055, A61B8/00-8/14

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2007-7041 A（株式会社日立メディコ）2007.01.18, 全文, 第1-7図 全文, 第1-7図 (ファミリーなし)	1, 2, 5-16 3, 4
Y	JP 2006-116289 A（オリンパス株式会社）2006.05.11, 段落【0053】－【0057】, 第15-17図 & US 2007/0173694 A1 & EP 1800593 A1 & WO 2006/035693 A1	1, 2, 5-16

☒ 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

1 0 . 0 1 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

2 1 . 0 1 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / 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）

安田 明央

2 Q

9 3 0 9

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
Y	JP 1-269986 A (日本電気株式会社) 1989. 10. 27, 全文, 第 1-4 図 (ファミリーなし)	1, 2, 5-16
Y	JP 62-209481 A (三菱電機株式会社) 1987. 09. 14, 全文, 第 1-6 図 (ファミリーなし)	1, 2, 5-16
Y	JP 2003-123097 A (株式会社日立メディコ) 2003. 04. 25, 全文, 第 1-21 図 (ファミリーなし)	5-7
Y	JP 2001-104333 A (株式会社日立製作所) 2001. 04. 17, 全文, 第 1-9 図 (ファミリーなし)	8-13