

(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
2013年11月28日(28.11.2013)



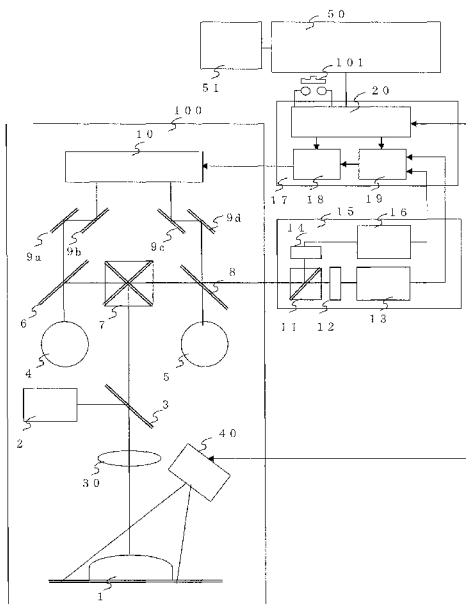
(10) 国際公開番号
WO 2013/175827 A1

- (51) 国際特許分類:
G01B 11/25 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/055962
 - (22) 国際出願日: 2013年3月5日(05.03.2013)
 - (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 2012-118343 2012年5月24日(24.05.2012) JP
 - (71) 出願人: 三菱電機エンジニアリング株式会社 (MITSUBISHI ELECTRIC ENGINEERING COMPANY, LIMITED) [JP/JP]; 〒1020073 東京都千代田区九段北一丁目13番5号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 菅野 哲生(SUGANO, Tetsuo); 〒1020073 東京都千代田区九段北一丁目13番5号 三菱電機エンジニアリング株式会社内 Tokyo (JP).
 - (74) 代理人: 曾我 道治, 外(SOGA, Michiharu et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内三丁目1番1号 国際ビルディング 8階 曾我特許事務所 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, IS, KE, KG, KM, 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, 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, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: IMAGE CAPTURE DEVICE AND IMAGE CAPTURE METHOD

(54) 発明の名称: 撮像装置および撮像方法

[図1]



(57) Abstract: Provided is image information for appropriately verifying and ascertaining a shape and state of a surface and an interior of a photographic subject which is an operation object. An image capture device comprises: light source units (2, 40) further comprising light sources which have wavelengths of a plurality of bands; an image capture unit (15) which electrically converts a measured light source optical image of a plurality of bands from the light source units which is reflected with a surface and an interior of a photographic subject into a plurality of measured image capture signals; computation units (13, 16, 19) which, on the basis of the plurality of measured image capture signals which are converted with the image capture unit, measure a shape of the surface and a shape of the interior of the photographic subject; and a composite processing unit (19) which composite processes the shape of the surface and the shape of the interior which are measured with the computation units, and generates either two-dimensional image data or three-dimensional image data relating to the photographic subject.

(57) 要約: 手術対象である被写体の表面および内部の形状や状態を的確に確認・把握するための画像情報を提供する。複数の帯域の波長を持つ光源を有する光源部(2、40)と、被写体の表面および内部で反射した、光源部からの複数の帯域の計測光源光像を電気的な複数の計測撮像信号に変換する撮像部(15)と、撮像部で変換された複数の計測撮像信号に基づき、被写体における表面の形状および内部の形状を計測する演算部(13、16、19)と、演算部により計測された表面の形状および内部の形状を合成処理し、被写体に関する2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する合成処理部(19)とを備える。

WO 2013/175827 A1

明 細 書

発明の名称：撮像装置および撮像方法

技術分野

[0001] 本発明は、手術時に利用される医療用カメラの分野に属し、撮像対象体の3次元画像計測を行うための撮像装置および撮像方法に関するものである。

背景技術

[0002] 手術など医療に使われる3次元計測装置において、紫外光や可視光、もしくは、近赤外光を用いて、複数のカメラから取得した撮像情報に基づき、人体の特定部位の3次元位置を測定する技術がある（例えば、特許文献1参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第3152810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、従来技術には、以下のような課題がある。

特許文献1は、特殊プローブを利用することで、特定部位の測定に適するようになっている。このため、関係する手術部位のある程度の範囲を測定するには、不向きである。また、測定結果としての3次元情報は、あくまで肉眼で見える範囲の表面的な情報であった。

[0005] たとえば、手術にて削除予定の部位の直下にリンパ節や静脈・動脈などの血管系部位が存在し、手術時にこれらをメスなどでキズ付けてはいけないような状況の場合、術者の経験と勘が頼りであり、その意味では、常にリスクが存在する。つまり、肉眼で見える範囲の表面的な情報だけでは、実際の手術には使いにくいという問題があった。

[0006] 本発明は、前記のような課題を解決するためになされたものであり、手術対象である被写体の表面および内部の形状や状態を的確に確認・把握するた

めの画像情報を提供することのできる撮像装置及び撮像方法を得ることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明に係る撮像装置は、手術対象である被写体の形状を計測するために用いられ、複数の帯域の波長を持つ光源を有する光源部と、被写体の表面および内部で反射した、光源部からの複数の帯域の計測光源光像を電気的な複数の計測撮像信号に変換する撮像部と、撮像部で変換された複数の計測撮像信号に基づき、被写体における表面の形状および内部の形状を計測する演算部と、演算部により計測された表面の形状および内部の形状を合成処理し、被写体に関する2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する合成処理部とを備えるものである。

[0008] また、本発明に係る撮像方法は、手術対象である被写体の形状を計測するために、被写体に対して複数の帯域の波長を持つ光源を照射する光源ステップと、光源ステップでの照射により、被写体の表面および内部で反射した複数の帯域の計測光源光像を電気的な複数の計測撮像信号に変換する撮像ステップと、撮像ステップで変換された複数の計測撮像信号に基づき、被写体における表面の形状および内部の形状を計測する演算ステップと、演算ステップにより計測された表面の形状および内部の形状を合成処理し、被写体に関する2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する合成処理ステップとを備えるものである。

発明の効果

[0009] 本発明に係る撮像装置および撮像方法によれば、可視での計測結果と近赤外での計測結果を合成処理し、手術部位に対して肉眼表示だけでなく、皮下数ミリあたりの部位の形状測定の結果を重ねた画像情報を提供することにより、手術対象である被写体の表面および内部の形状や状態を的確に確認・把握するための画像情報を提供することのできる撮像装置及び撮像方法を得ることができる。

[0010] また、これら計測結果を被写体の3次元形状で表示することで、術者は被

写体全体像をその皮下数ミリあたりの部位まで肉眼像に重ねた形で立体的に把握することができ、より高度で微細な手術への対応が可能となる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]本発明の実施の形態1における撮像装置の全体ブロックダイアグラムである。

[図2]本発明の実施の形態1における撮像装置において、図1の照射構成の詳細を示すブロックダイアグラムである。

[図3]本発明の実施の形態1における撮像装置に用いられる光源の特性を示す図である。

[図4]本発明の実施の形態1における撮像装置による空間コード化法を示す図である。

[図5]本発明の実施の形態1の撮像装置による近赤外波長の生体への透過を示す図である。

[図6]本発明の実施の形態1の撮像装置による可視光測定を示す図である。

[図7]本発明の実施の形態1の撮像装置による近赤外測定を示す図である。

[図8]本発明の実施の形態1の撮像装置による可視と近赤外の計測結果合成による被写体1の3次元立体表現例を示す図である。

[図9]本発明の実施の形態2における撮像装置の全体ブロックダイアグラムである。

[図10]本発明の実施の形態2における撮像装置において、図9の照射構成の詳細を示すブロックダイアグラムである。

[図11]本発明の実施の形態2の撮像装置による可視・近赤外測定を示す図である。

[図12]本発明の実施の形態3における撮像装置の全体ブロックダイアグラムである。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、本発明の撮像装置の医療用顕微鏡としての好適な実施の形態につき図面を用いて説明する。

[0013] 実施の形態 1.

図 1 は、本発明の実施の形態 1 における撮像装置の全体ブロックダイアグラムである。また、図 2 は、本発明の実施の形態 1 における撮像装置において、図 1 の照射構成の詳細を示すブロックダイアグラムである。

[0014] まず、図 1、図 2 について、後述する図 3 の特性を参照しながら、説明する。図 1 では、顕微鏡筐体 100 に対して被写体 1 に照射される 3 次元計測用光源 40 と、通常光源 2 と、対物レンズ 30 と、照明用ダイクロイックミラー 3 が、主ダイクロイックミラー 7 の下側に設置されている。

[0015] また、通常肉眼観察では、通常光源 2 からの落射照明にて得られた被写体 1 の光像は、肉眼用ダイクロイックミラー左用 6 と肉眼用ダイクロイックミラー右用 8 を通って接眼部左用 4 と接眼部右用 5 に結ばれる。一方、撮像用光軸は、主ダイクロイックミラー 7 で反射のうえ、撮像用ビームスプリッター 11 で分光される。

[0016] ここで、分光された光は、可視光が可視撮像センサー 12 に結像され、近赤外光が近赤外撮像センサー 14 に結像される。そして、可視信号処理回路 13 で処理された可視光と、近赤外信号処理回路 16 で処理された近赤外光は、ともに合成処理ブロック 19 へ送られる。

[0017] 合成処理後は、出力回路 18 を通って外部へ出力され、外部モニターで映像を見ることができる。図 1 の例では、合成処理後の信号が顕微鏡側の映像表示装置 10 へ返された後、その映像を表示用ミラー 9a、9b、9c、9d を介して、接眼部 4、5 で見ることができる。なお、外部での特殊信号処理や映像表示の目的で、汎用のパーソナルコンピュータ（以降、PC と称す）50 と接続でき、出力回路 18 からの出力を、PC 50 に接続された PC モニター 51 で表示することも可能である。

[0018] また、図 2 では、可視レーザー光源 63 と近赤外レーザー光源 64 の照射パターンを制御するレーザーコントローラ 65 と、撮像ユニット 15 との撮像タイミングを計る同期回路 66 とが装備されている。2 つの光源からのレーザー光は、光源 MIX 用ダイクロイックミラー 62 で混合された後、集光

レンズ61を介してポリゴンミラー60へ送られ、ポリゴンミラー60の回転に応じて、被写体1へ照射される。

[0019] 図3は、本発明の実施の形態1における撮像装置に用いられる光源の特性を示す図である。可視レーザー光源63は、図3の可視レーザー73に示すような特性で照射された、たとえば600nmの波長のものである。また、近赤外レーザー光源64は、図3の近赤外レーザー74に示すような特性で照射された、たとえば900nmの波長のものである。

[0020] 次に、本実施の形態1における撮像装置の動作につき、図1と図2を用いて説明する。3次元計測方法としては、高速高精度でかつ一般的な空間コード化法を利用する。空間コード化法は、測定対象空間の各点を2進数コードで符号化し、ある投影回数で距離画像を採取する手法である。光源より所定の明暗ピッチのパターンが投影され、ある時間間隔でその明暗ピッチが倍々で変化するよう投影パターンを順次変えてゆく。

[0021] 光の通過部を1、非通過部を0としてまとめることで、投影光としてのパターンが、2進コード化される。このパターン画像をカメラにて撮像し、照射時と同期をとって処理することで、被写体1との距離を知ることができる。

[0022] 図4は、本発明の実施の形態1における撮像装置による空間コード化法を示す図である。たとえば、図4で5番目の領域であるP点での投影パターンを、撮像ユニット15で撮像し、投影方向を知ることによって、3次元計測用光源40の投影角度が求まる。このため、距離を知ることが可能となる。

[0023] 次に、実際の3次元計測動作につき説明する。術者は、まず計測開始のため、スタートボタン101を押下する。これをトリガに、肉眼を想定して可視での3次元計測を行うため、可視レーザー光源63がレーザーコントローラ65を介して駆動される。このとき、レーザーコントローラ65は、同期回路66を通じて、撮像ユニット15に撮像開始のトリガを送る。

[0024] レーザーコントローラ65は、最初の投影パターンを、可視レーザー光源63とポリゴンミラー60を介して被写体1へ投影させる。ポリゴンミラー

60は、ある範囲で被写体全体に対してパターンが投影されるよう、位置関係と回転数が決められている。被写体1から得られる最初の投影パターン画像は、主ダイクロイックミラー7と撮像用ビームスプリッター11を透過し、可視撮像センサー12に結像される。

[0025] そして、結像された可視信号は、可視信号処理回路13を介して合成処理ブロック19内の可視形状演算回路68に送られ、制御回路20にてデータ取り込みが開始される。レーザーコントローラ65と可視レーザー光源63は、次の投影パターンを被写体1へ投影し、同様に、可視形状演算回路68と制御回路20にて追加データの取り込みが行われる。全ての投影パターンを同様に投影した後、同期回路66は、終了のトリガを撮像ユニット15に送る。

[0026] そして、可視形状演算回路68は、全投影パターンの取り込みが完了した時点で、可視における被写体との距離の演算を行う。結果情報は、一旦演算回路内のメモリーに格納される。

[0027] 一方、近赤外での3次元計測についても、同様に実施される。すなわち、同期回路66を通じて撮像ユニット15に撮像開始のトリガが送られ、レーザーコントローラ65は、最初の投影パターンを、近赤外レーザー光源64とポリゴンミラー60を介して被写体1へ投影させる。このときの被写体1から得られる投影パターン画像は、主ダイクロイックミラー7と撮像用ビームスプリッター11を透過し、近赤外撮像センサー14に結像される。

[0028] そして、結像された近赤外信号は、近赤外信号処理回路16を介して合成処理ブロック19内の近赤外形状演算回路67に送られ、制御回路20にてデータ取り込みが開始される。レーザーコントローラ65と近赤外レーザー光源64は、次の投影パターンを、被写体1へ投影し、同様に近赤外形状演算回路67と制御回路20にて追加データの取り込みが行われる。

[0029] 全ての投影パターンを同様に投影した後、同期回路66は、終了のトリガを撮像ユニット15に送る。そして、近赤外形状演算回路67は、全投影パターンの取り込みが完了した時点で、近赤外における被写体との距離の演算

を行う。結果情報は、一旦演算回路内のメモリーに格納される。

[0030] 図5は、本発明の実施の形態1の撮像装置による近赤外波長の生体への透過を示す図である。近赤外領域の光は、図5に示すように、体内のヘモグロビンと水分の吸収率特性から、700~1200nmあたりの範囲で生体皮下数mm程度まで透過することが知られている。従って、近赤外光源を利用して被写体1からの距離を測定した場合、生体皮下数mmあたりまでの距離を測定することになる。

[0031] 図6は、本発明の実施の形態1の撮像装置による可視光測定を示す図である。図6に示すように、可視光は、被写体1の表面22で反射される。このため、可視光により距離を測定すると、可視距離 h_1 となる。

[0032] これに対し、図7は、本発明の実施の形態1の撮像装置による近赤外測定を示す図である。図7に示すように、近赤外は、図7被写体1の可視表面22ではなく、生体でいうと h_0 皮下の近赤外表面23あたりで反射される。

[0033] そこで、これら2つの距離計測データを合成することで、肉眼での状態だけでなく、表面より数mm皮下の部位までも同時に確認することが可能となる。すなわち、可視での計測結果に近赤外での計測結果を合成するため、手術部位に対して肉眼表示だけでなく、皮下数mmあたりの部位の距離測定の結果を重ねて画像表示することができる。この結果、いままで隠れて見えなかった血管・リンパ節などの表示が可能となり、手術時のリスクが抑制される。

[0034] なお、システム内の制御回路20にて2次元上にて合成されたこれらの表示を行ってもよいが、計測データ自体が3次元データのため、より見やすいように被写体1の立体的な構造での表現が望ましい。

[0035] 図8は、本発明の実施の形態1の撮像装置による可視と近赤外の計測結果合成による被写体1の3次元立体表現例を示す図である。図8において、(a)は、可視計測3次元立体表示例、(b)は、近赤外計測3次元立体表示例、(c)は、可視と近赤外双方計測結果合成による3次元立体表示例を示しており、(c)により血管21をより見やすく表示している。

- [0036] 先の図1に示したように、システム内の制御回路20は、PC50との互換性のあるデータインターフェースを有しており、外部に計測データを出力可能となっている。そして、専用のソフトウェアがインストールされた外付けのPC50は、3次元表現のための再演算やデータ変換を行うことができ、PCモニター51に対して、図8のような3次元立体構造の表示を行うことが可能となる。
- [0037] すなわち、可視計測3次元立体表示例(a)に対し、その数ミリ皮下の情報である近赤外計測3次元立体表示例(b)を合成して、(c)として表示することで、被写体とその内部にある血管組織を3次元構造にて確認・把握することができ、手術前後の状況確認の観点では、非常に有益な情報となる。
- [0038] なお、このアプリケーションソフトは、この画像をPC50内に保存できる機能などをもっており、必要なときに必要な情報を記録したり取り出したりすることが可能である。術者は、手術前に、計測のためのプロセスを少なくとも1回実施の上、データを記憶させておくことで、手術中を含めて必要なときにいつでも画像を表示し、確認することができる。
- [0039] なお、上述では、可視光での距離計測を行った後に、近赤外光での距離計測を行っているが、順番を替えて近赤外を先に行ってもよい。あるいは、本実施の形態1の構成では、先の図1、図2に示したように、可視光と近赤外の2種類の光源を持つため、演算結果を急ぐ場合には、可視と近赤外とを同時計測することが可能であり、これにより個別に行うより計測時間を短縮することができる。
- [0040] また、演算後の結果表示については、可視と近赤外の両方を計測した後、合成結果を格納・表示するだけでなく、可視・近赤外それぞれの計測後に、個別に結果を格納・表示できることは言うまでもない。
- [0041] また、可視光計測に600nm、近赤外計測に900nmの波長を使用した。たとえば撮像素子の感度特性に合わせて別の波長を選んでもよく、また、パターン投影が可能であれば、レーザーでなくともLEDなど別の光源

を用いてもよい。

[0042] また、計測用光源に可視光と近赤外光の2種類の光源を使用しているが、これに限らず、より詳細な計測のために、3種類以上の光源にて計測を行ってもよい。さらに、3次元計測用光源40と通常観察用の通常光源2とを共用し、いずれか一方を削減することも十分可能である。

[0043] また、空間パターン化法にて3次元計測を行う際の、開始から終了までのパターン投影は、いずれのパターンを用いてもよく、また、パターン投影回数やその間の映像取り込み枚数も、物理的もしくは時間的制約がなければ、いずれの値をとってもよい。被写体の形状測定に被写体との距離計測を利用しているが、可視もしくは近赤外含めて形状測定できるものであれば等高線法など距離計測以外の方法を用いてもよいのは言うまでもない。さらに、本実施の形態1では、顕微鏡への適用例を説明しているが、硬性鏡や内視鏡やマクロカメラなどに適用してもよい。

[0044] また、可視と近赤外の3次元計測情報の表現手法としては、3次元立体構造に限ることなく、2次元やそのほか術者に対してわかりやすい表現手法にて表示されるのであれば、いずれであってもよい。

[0045] また、上述の実施の形態1では、可視と近赤外で2種の撮像素子を使用しているが、広帯域で感度の高い撮像センサーを採用すれば、1種で済むことは言うまでもない。また、計測に必要な帯域を確保するために、2種以上の撮像センサーを用いてもよい。

[0046] さらに、上記では、可視と近赤外での距離計測結果の3次元合成表示を外部のPC50にて行っているが、制御回路20にて行ってもよい。その際、外部のモニター51だけでなく、顕微鏡内部の表示手段へ表示するなど、結果の表示方法や場所はいずれであってもかまわない。

[0047] 実施の形態2.

図9は、本発明の実施の形態2における撮像装置の全体ブロックダイアグラムである。また、図10は、本発明の実施の形態2における撮像装置において、図9の照射構成の詳細を示すブロックダイアグラムである。

- [0048] まず、図9と図10について、先述した図3の特性を参照しながら、説明する。図9では、顕微鏡筐体100に対して被写体1に照射される3次元計測用光源55と、対物レンズ30と、照明用ダイクロイックミラー3が、主ダイクロイックミラー7の下側に設置されている。また、通常の肉眼観察でも、3次元計測用光源55を使用する。
- [0049] 通常の観察モード時の3次元計測用光源55は、可視光300~700nmあたりの波長帯域の落射照明として動作する。この光源は、ミラー48（図示せず）を介して被写体1に照射される。ミラー48と被写体1の間には3次元計測時に使用する格子板45を配置できるようになっている。実際には、通常観察時は、配置されておらず、3次元計測時には、格子板45を手動にて、図9と図10の所定の位置に配置する構造である。
- [0050] この光源にて得られた被写体1の光像は、肉眼用ダイクロイックミラー左用6と肉眼用ダイクロイックミラー右用8を通過して接眼部左用4と接眼部右用5に結ばれる。一方、撮像用光軸は、主ダイクロイックミラー7で反射のうえ、撮像用ビームスプリッター11で分光される。
- [0051] ここで、分光された光は、可視光が可視撮像センサー12に結像され、近赤外光が近赤外撮像センサー14に結像される。そして、可視信号処理回路13で処理された可視光と、近赤外信号処理回路16で処理された近赤外光は、ともに合成処理ブロック19へ送られる。
- [0052] 合成処理後は、出力回路18を通過して外部へ出力され、外部モニターで映像を見ることができる。図9の例では、合成処理後の信号が顕微鏡側の映像表示装置10へ返された後、その映像を表示用ミラー9a、9b、9c、9dを介して、接眼部4、5で見ることができる。なお、外部での特殊信号処理や映像表示の目的で、汎用のPC50と接続でき、出力回路18からの出力を、PC50に接続されたPCモニター51で表示することも可能である。
- [0053] また、図10では、可視レーザー光源63と近赤外レーザー光源64の2つのレーザー光は、光源MIX用ダイクロイックミラー62で混合された後

、格子板45を介して被写体1へ照射される。可視レーザー光源63は、先の図3の可視レーザー73に示すような特性で照射された、たとえば600nmの波長のものである。また、近赤外レーザー光源64は、図3の近赤外レーザー74に示すような特性で照射された、たとえば900nmの波長のものである。

[0054] 次に、本実施の形態2における撮像装置の動作につき、図9と図10を用いて説明する。3次元計測方法としては、すでに一般的なモアレ干渉法を利用する。モアレ干渉法では、格子板45を被写体1の前面に配置し、光源にて光をあて、その光源と同じ格子板45からの位置に目を置けば、被写体1の形状を示す3次元情報である等高線縞を被写体表面上に確認することができるものである。

[0055] 次に、実際の3次元計測動作につき説明する。術者は、まず計測開始のため、スタートボタン101を押下する。このとき、可視レーザー光源63と近赤外レーザー光源64は、特に制御の必要はないので、先の図3に示すような、可視レーザー73と近赤外レーザー74に示す波長スペクトルで、双方同時に発光される。

[0056] 可視レーザー光源63からの照明にて被写体1上には可視波長領域、つまり、肉眼で確認可能な干渉縞が確認できる。この光像は、主ダイクロイックミラー7と撮像用ビームスプリッター11を透過し、可視撮像センサー12に結像される。

[0057] そして、結像された可視信号は、可視信号処理回路13を介して合成処理ブロック19内の可視等高演算回路71に送られ、ここで、可視における被写体の形状の演算が行われる。制御回路20により結果情報である可視領域での3次元計測情報が演算回路内のメモリーに格納される。

[0058] 一方、近赤外での3次元計測についても、同様に実施される。すなわち、近赤外レーザー光源64からの照明にて被写体1上には近赤外波長領域、つまり、数mm皮下まで透過した状態での干渉縞が確認できる。この光像は、主ダイクロイックミラー7と撮像用ビームスプリッター11を透過し、近赤

外撮像センサー 14 に結像される。

[0059] そして、結像された近赤外信号は、近赤外信号処理回路 16 を介して合成処理ブロック 19 内の近赤外形状演算回路 67 に送られ、ここで、近赤外における被写体の形状の演算が行われる。また、制御回路 20 により、結果情報である近赤外領域での 3 次元計測情報が演算回路内のメモリーに格納される。

[0060] ここで、近赤外領域の光は、先の図 5 に示したように、体内のヘモグロビンと水分の吸収率特性から、700~1200 nm あたりの範囲で生体皮下数 mm 程度まで透過することが知られている。

[0061] 図 11 は、本発明の実施の形態 2 の撮像装置による可視・近赤外測定を示す図である。可視光は、図 11 に示すように、被写体 1 の表面 22 で反射される。このため、撮像ユニット 15 との位置関係により光源 55 による等高線は、たとえば A 点と B 点の面で確認できるのに対し、近赤外での等高線は、たとえば C 点と D 点の面で確認できる。

[0062] このように、モアレ干渉法を用いて近赤外光源を利用し被写体 1 からの形状を測定した場合においても、生体皮下数 mm あたりまでの形状の測定を行うことができる。この 2 つの計測データを合成することで、肉眼での状態だけでなく表面より数 mm 皮下の部位までも同時に確認することが可能となる。すなわち、可視での計測結果に近赤外での計測結果を合成するため、手術部位に対して肉眼表示だけでなく、皮下数ミリあたりの部位の測定の結果を重ねて画像表示することができる。この結果、いままで隠れて見えなかった血管・リンパ節などの形状表示が可能となり、手術時のリスクが抑制される。

[0063] なお、システム内の制御回路 20 にて 2 次元上にて合成されたこれらの表示を行ってもよいが、計測データ自体が 3 次元データのため、より見やすいように被写体 1 の立体的な構造での表現が望ましい。より具体的には、先の実施の形態 1 で説明した図 8 のように、可視と近赤外双方の計測結果合成による 3 次元立体表示を行うことができる。

- [0064] 先の図5に示したように、システム内の制御回路20は、PC50との互換性のあるデータインターフェースを有しており、外部に計測データを出力可能となっている。そして、専用のソフトウェアがインストールされた外付けのPC50は、3次元表現のための再演算やデータ変換を行うことができ、PCモニター51に対して、図8のような3次元立体構造の表示を行うことが可能となる。
- [0065] すなわち、可視計測3次元立体表示例(a)に対し、その数ミリ皮下の情報である近赤外計測3次元立体表示例(b)を合成して、(c)として表示することで、被写体とその内部にある血管組織を3次元構造にて確認・把握することができ、手術前後の状況確認の観点では非常に有益な情報となる。
- [0066] なお、このアプリケーションソフトは、この画像をPC50内に保存できる機能などをもっており、必要なときに必要な情報を記録したり取り出したりすることが可能である。術者は、手術前に、計測のためのプロセスを少なくとも1回実施の上、データを記憶させておくことで、手術中を含めて必要なときにいつでも画像を表示し、確認することができる。
- [0067] なお、上述では、可視光での計測を行った後に、近赤外光での計測を行っているが、順番を替えて近赤外を先に行ってもよい。あるいは、本実施の形態2の構成では、先の図9、図10に示したように、可視光と近赤外の2種類の光源を持つため、演算結果を急ぐ場合には、可視と近赤外とを同時計測することが可能であり、これにより個別に行うより計測時間を短縮することができる。
- [0068] また、演算後の結果表示については、可視と近赤外の両方を計測した後、合成結果を格納・表示するだけでなく、可視・近赤外それぞれの計測後に、個別に結果を格納・表示できることは言うまでもない。
- [0069] また、可視光計測に600nm、近赤外計測に900nmの波長を使用した。たとえば撮像素子の感度特性に合わせて別の波長を選んでもよく、また、干渉縞の確認が可能であれば、レーザーでなくともLEDなど別の光源を用いてもよい。

- [0070] また、計測用光源に可視光と近赤外光の２種類の光源を使用しているが、これに限らず、より詳細な計測のために、３種類以上の光源にて計測を行ってもよい。
- [0071] さらに、３次元計測用光源４０と通常観察用の通常光源２とを共用しているが、先の図３に示したような可視範囲光源７５の特性のように、通常光源を個別に設けることでもよい。
- [0072] また、モアレ干渉法にて３次元計測を行っているが、画像解析にて３次元情報が得られるならば、ほかのいずれの手法を採用してもかまわない。さらに、本実施の形態２では、顕微鏡への適用例を説明しているが、硬性鏡や内視鏡やマクロカメラなどに適用してもよい。
- [0073] また、可視と近赤外の３次元計測情報の表現手法としては、３次元立体構造に限ることなく、２次元やそのほか術者に対してわかりやすい表現手法にて表示されるのであれば、いずれであってもよい。
- [0074] また、上述の実施の形態２では、可視と近赤外で２種の撮像素子を使用しているが、広帯域で感度の高い撮像センサーを採用すれば、１種で済むことは言うまでもない。また、計測に必要な帯域を確保するために、２種以上の撮像センサーを用いてもよい。
- [0075] さらに、上記では、可視と近赤外での形状計測結果の３次元合成表示を外部のＰＣ５０にて行っているが、制御回路２０にて行ってもよい。その際、外部のモニター５１だけでなく、顕微鏡内部の表示手段へ表示するなど、結果の表示方法や場所はいずれであってもかまわない。
- [0076] 実施の形態３．
- 図１２は、本発明の実施の形態３における撮像装置の全体ブロックダイアグラムである。まず、図１２について、先述した図３の特性を参照しながら、説明する。図１２では、顕微鏡筐体１００に対して被写体１に照射される３次元計測用光源４０と、励起光を含む通常光源８０と、対物レンズ３０と、照明用ダイクロイックミラー３が、主ダイクロイックミラー７の下側に設置されている。

- [0077] また、通常の肉眼観察では、励起光を含む通常光源 80 からの落射照明にて得られた被写体 1 の光像は、肉眼用ダイクロイックミラー左用 6 と肉眼用ダイクロイックミラー右用 8 を通って接眼部左用 4 と接眼部右用 5 に結ばれる。一方、撮像用光軸は、主ダイクロイックミラー 7 で反射のうえ、撮像用ビームスプリッター 11 で分光される。
- [0078] ここで、分光された光は、可視光が可視撮像センサー 12 に結像され、近赤外光が近赤外撮像センサー 14 に結像される。そして、可視信号処理回路 13 で処理された可視光と、近赤外信号処理回路 16 で処理された近赤外線は、ともに合成処理ブロック 19 へ送られる。
- [0079] 合成処理後は、出力回路 18 を通って外部へ出力され、外部モニターで映像を見ることができる。図 12 の例では、合成処理後の信号が顕微鏡側の映像表示装置 10 へ返された後、その映像を表示用ミラー 9 a、9 b、9 c、9 d を介して、接眼部 4、5 で見ることができる。なお、外部での特殊信号処理や映像表示の目的で、汎用の PC 50 と接続でき、出力回路 18 からの出力を、PC 50 に接続された PC モニター 51 で表示することも可能である。
- [0080] また、先の図 2 では、可視レーザー光源 63 と近赤外レーザー光源 64 の照射パターンを制御するレーザーコントローラ 65 と、撮像ユニット 15 との撮像タイミングを計る同期回路 66 とが装備されている。2つの光源からのレーザー光は、光源 MIX 用ダイクロイックミラー 62 で混合された後、集光レンズ 61 を介してポリゴンミラー 60 へ送られ、ポリゴンミラー 60 の回転に応じて、被写体 1 へ照射される。
- [0081] また、可視レーザー光源 63 は、先の図 3 の可視レーザー 73 に示すような特性で照射された、たとえば 600 nm の波長のものである。また、近赤外レーザー光源 64 は、図 3 の近赤外レーザー 74 に示すような特性で照射された、たとえば 900 nm の波長のものである。
- [0082] また、励起光を含む通常光源 80 には、図 3 の励起光 76 の波長 870 nm を含む照明光源が設置されている。このとき、被写体 1 には、血管造影用

蛍光物質であるインドシアニンググリーンが投与され、励起光76を吸収し、約840nmあたりで蛍光する。そこで、図12の撮像ユニット15の光学系には、励起光カットフィルター77が装着されており、近赤外光像のうち、蛍光光像のみの撮像が可能である。

[0083] 次に、本実施の形態3における撮像装置の動作につき、図12を用いて説明する。3次元計測方法としては、先の実施の形態1と同様に、高速高精度でかつ一般的な空間コード化法を利用する。空間コード化法は、測定対象空間の各点を2進数コードで符号化し、ある投影回数で距離画像を採取する手法である。光源より所定の明暗ピッチのパターンが投影され、ある時間間隔でその明暗ピッチが倍々で変化するよう投影パターンを順次変えてゆく。

[0084] 光の通過部を1、非通過部を0としてまとめることで、投影光としてのパターンが、2進コード化される。このパターン画像をカメラにて撮像し、照射時と同期をとって処理することで、被写体1との距離を知ることができる。たとえば、先の図4で5番目の領域であるP点での投影パターンを、撮像ユニット15で撮像し、投影方向を知ること、3次元計測用光源40の投影角度が求まる。このため、距離を知ることが可能となる。

[0085] 次に、実際の3次元計測動作につき説明する。術者は、まず計測開始のため、スタートボタン101を押下する。これをトリガに、肉眼を想定して可視での3次元計測を行うため、可視レーザー光源63がレーザーコントローラ65を介して駆動される。このとき、レーザーコントローラ65は、同期回路66を通じて、撮像ユニット15に撮像開始のトリガを送る。

[0086] レーザーコントローラ65は、最初の投影パターンを、可視レーザー光源63とポリゴンミラー60を介して被写体1へ投影させる。ポリゴンミラー60は、ある範囲で被写体全体に対してパターンが投影されるよう、位置関係と回転数が決められている。被写体1から得られる最初の投影パターン画像は、主ダイクロイックミラー7と撮像用ビームスプリッター11を透過し、可視撮像センサー12に結像される。

[0087] そして、結像された可視信号は、可視信号処理回路13を介して合成処理

ブロック 19 内の可視形状演算回路 68 に送られ、制御回路 20 にてデータ取り込みが開始される。レーザーコントローラ 65 と可視レーザー光源 63 は、次の投影パターンを被写体 1 へ投影し、同様に、可視形状演算回路 68 と制御回路 20 にて追加データの取り込みが行われる。全ての投影パターンを同様に投影した後、同期回路 66 は、終了のトリガを撮像ユニット 15 に送る。

[0088] そして、可視形状演算回路 68 は、全投影パターンの取り込みが完了した時点で、可視における被写体との距離の演算を行う。結果情報は、一旦演算回路内のメモリーに格納される。

[0089] 一方、近赤外での 3 次元計測についても、同様に実施される。すなわち、同期回路 66 を通じて撮像ユニット 15 に撮像開始のトリガが送られ、レーザーコントローラ 65 は、最初の投影パターンを、近赤外レーザー光源 64 とポリゴンミラー 60 を介して被写体 1 へ投影させる。このときの被写体 1 から得られる投影パターン画像は、主ダイクロイックミラー 7 と撮像用ビームスプリッター 11 を透過し、近赤外撮像センサー 14 に結像される。

[0090] そして、結像された近赤外信号は、近赤外信号処理回路 16 を介して合成処理ブロック 19 内の近赤外形状演算回路 67 に送られ、制御回路 20 にてデータ取り込みが開始される。レーザーコントローラ 65 と近赤外レーザー光源 64 は、次の投影パターンを、被写体 1 へ投影し、同様に近赤外形状演算回路 67 と制御回路 20 にて追加データの取り込みが行われる。

[0091] 全ての投影パターンを同様に投影した後、同期回路 66 は、終了のトリガを撮像ユニット 15 に送る。そして、近赤外形状演算回路 67 は、全投影パターンの取り込みが完了した時点で、近赤外における被写体との距離の演算を行う。結果情報は、一旦演算回路内のメモリーに格納される。

[0092] さらに、インドシアニンググリーン投与による蛍光（血管）部分を、パターン投影での 3 次元計測後に採取する。励起光を含む通常光源 80 より発光された励起光 76 は、被写体 1 に投与されたインドシアニンググリーンに吸収され、約 840 nm で蛍光光像を発する。この光像は、励起光カットフィルター

77を介し、近赤外撮像センサー14を用いて電気信号へ変換される。

[0093] 先の実施の形態1でも述べたように、近赤外領域の光は、先の図5に示すように、体内のヘモグロビンと水分の吸収率特性から、700~1200nmあたりの範囲で生体皮下数mm程度まで透過することが知られている。従って、近赤外光源を利用して被写体1からの距離を測定した場合、生体皮下数mmあたりまでの距離を測定することになる。

[0094] 先の図6に示すように、可視光は、被写体1の表面22で反射される。このため、可視光により距離を測定すると、可視距離 h_1 となる。これに対し、先の図7に示すように、近赤外は、被写体1の可視表面22ではなく、生体でいうと h_0 皮下の近赤外表面23あたりで反射される。そこで、これら2つの距離計測データを合成することで、肉眼での状態だけでなく、表面より数mm皮下の部位までも同時に確認することが可能となる。

[0095] すなわち、可視での計測結果に近赤外での計測結果を合成するため、手術部位に対して肉眼表示だけでなく、皮下数ミリあたりの部位の距離測定の結果を重ねて画像表示することができる。この結果、いままで隠れて見えなかった血管・リンパ節などの表示が可能となり、手術時のリスクが抑制される。

[0096] さらに、本実施の形態3では、血管をさらに明示させるために、インドシアニングリーン投与による蛍光（血管）部分を、上記計測結果に重畳して表示を行うことを可能としている。

[0097] なお、システム内の制御回路20にて2次元上にて合成されたこれらの表示を行ってもよいが、計測データ自体が3次元データのため、より見やすいように被写体1の立体的な構造での表現が望ましい。より具体的には、先の実施の形態1で説明した図8のように、可視と近赤外双方の計測結果合成による3次元立体表示を行うことができる。

[0098] 先の図12に示したように、システム内の制御回路20は、PC50との互換性のあるデータインターフェースを有しており、外部に計測データを出力可能となっている。そして、専用のソフトウェアがインストールされた

外付けのPC50は、3次元表現のための再演算やデータ変換を行うことができ、PCモニター51に対して、図8のような3次元立体構造の表示を行うことが可能となる。

[0099] すなわち、可視計測3次元立体表示例(a)に対し、その数ミリ皮下の情報である近赤外計測3次元立体表示例(b)を合成して、(c)として表示することで、被写体とその内部にある血管組織を3次元構造にて確認・把握することができ、手術前後の状況確認の観点では非常に有益な情報となる。

[0100] このとき、本実施の形態3では、インドシアニンググリーン蛍光体による、血管明示結果も含めての合成表示を行うことで、血管がさらに明示されるため、術者に対して被写体の構造がさらにわかりやすくなる。

[0101] なお、このアプリケーションソフトは、この画像をPC50内に保存できる機能などをもっており、必要なときに必要な情報を記録したり取り出したりすることが可能である。術者は、手術前に、計測のためのプロセスを少なくとも1回実施の上、データを記憶させておくことで、手術中を含めて必要なときにいつでも画像を表示し、確認することができる。

[0102] なお、上述では、可視光での距離計測を行った後に、近赤外光での距離計測を行っているが、順番を替えて近赤外を先に行ってもよい。あるいは、本実施の形態3の構成では、先の図12に示したような可視光と近赤外の2種類の光源を持つため、演算結果を急ぐ場合には、可視と近赤外とを同時計測することが可能であり、これにより個別に行うより計測時間を短縮することができる。

[0103] また、演算後の結果表示については、可視と近赤外の両方を計測した後、合成結果を格納・表示するだけでなく、可視・近赤外それぞれの計測後に、個別に結果を格納・表示できることは言うまでもない。

[0104] また、可視光計測に600nm、近赤外計測に870nmの波長を使用した。たとえば撮像素子の感度特性に合わせて別の波長を選んでもよく、また、パターン投影が可能であれば、レーザーでなくともLEDなど別の光源を用いてもよい。

- [0105] また、計測用光源に可視光と近赤外光の２種類の光源を使用しているが、これに限らず、より詳細な計測のために、３種類以上の光源にて計測を行ってもよい。励起光源は、通常光源側に配慮するのはもちろんのこと、計測用光源に配慮しても、いずれであってもよい。さらに、３次元計測用光源４０と通常観察用の励起光を含む通常光源８０とを共用し、いずれか一方を削減することも十分可能である。
- [0106] また、空間パターン化法にて３次元計測を行う際の、開始から終了までのパターン投影は、いずれのパターンを用いてもよく、また、パターン投影回数やその間の映像取り込み枚数も、物理的もしくは時間的制約がなければ、いずれの値をとってもよい。被写体の形状測定に被写体との距離計測を利用しているが、可視もしくは近赤外含めて形状測定できるものであれば、等高線法など距離計測以外の方法を用いてもよいのは言うまでもない。さらに、本実施の形態３では、顕微鏡への適用例を説明しているが、硬性鏡や内視鏡やマクロカメラなどに適用してもよい。
- [0107] また、可視と近赤外の３次元計測情報の表現手法としては、３次元立体構造に限ることなく、２次元やそのほか術者に対してわかりやすい表現手法にて表示されるのであれば、いずれであってもよい。
- [0108] また、上述の実施の形態１では、可視と近赤外で２種の撮像素子を使用しているが、広帯域で感度の高い撮像センサーを採用すれば、１種で済むことは言うまでもない。また、計測に必要な帯域を確保するために、２種以上の撮像センサーを用いてもよい。
- [0109] さらに、上記では、可視と近赤外での距離計測結果の３次元合成表示を外部のＰＣ５０にて行っているが、制御回路２０にて行ってもよい。その際、外部のモニター５１だけでなく、顕微鏡内部の表示手段へ表示するなど、結果の表示方法や場所はいずれであってもかまわない。

請求の範囲

- [請求項1] 手術対象である被写体の形状を計測するために用いられ、複数の帯域の波長を持つ光源を有する光源部と、
- 前記被写体の表面および内部で反射した、前記光源部からの複数の帯域の計測光源光像を電気的な複数の計測撮像信号に変換する撮像部と、
- 前記撮像部で変換された前記複数の計測撮像信号に基づき、前記被写体における前記表面の形状および前記内部の形状を計測する演算部と、
- 前記演算部により計測された前記表面の形状および前記内部の形状を合成処理し、前記被写体に関する2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する合成処理部と
- を備えることを特徴とする撮像装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の撮像装置において、
- 前記撮像部は、
- 前記被写体の前記表面で反射した、前記光源部からの計測光源光像のうち第一の波長帯域の光像を電気的な計測撮像信号に変換する第一の撮像部と、
- 前記被写体の前記内部で反射した、前記光源部からの計測光源光像のうち第二の波長帯域の光像を電気的な計測撮像信号に変換する第二の撮像部と
- を有し、
- 前記演算部は、
- 前記第一の撮像部で変換された計測撮像信号に基づき、前記被写体における前記表面までの第一の形状を計測する第一の演算部と、
- 前記第二の撮像部で変換された計測撮像信号に基づき、前記被写体における前記内部までの第二の形状を計測する第二の演算部と
- を有し、

前記合成部は、前記第一の演算部で計測された前記第一の形状と、前記第二の演算部で計測された前記第二の形状とを合成処理し、前記2次元画像データあるいは前記3次元画像データを生成することを特徴とする撮像装置。

[請求項3]

請求項2に記載の撮像装置において、

前記第二の撮像部は、前記被写体に対して血管造影用蛍光物質が投与されている場合に、励起光をカットする手段を介して取得した蛍光光像を電氣的な計測撮像信号に変換することを特徴とする撮像装置。

[請求項4]

請求項1ないし3のいずれか1項に記載の撮像装置において、

前記光源部と前記演算部は、空間コード化法による距離計測法を適用することを特徴とする撮像装置。

[請求項5]

請求項1ないし3のいずれか1項に記載の撮像装置において、

前記光源部と前記演算部は、モアレ干渉法を適用することを特徴とする撮像装置。

[請求項6]

手術対象である被写体の形状を計測するために、前記被写体に対して複数の帯域の波長を持つ光源を照射する光源ステップと、

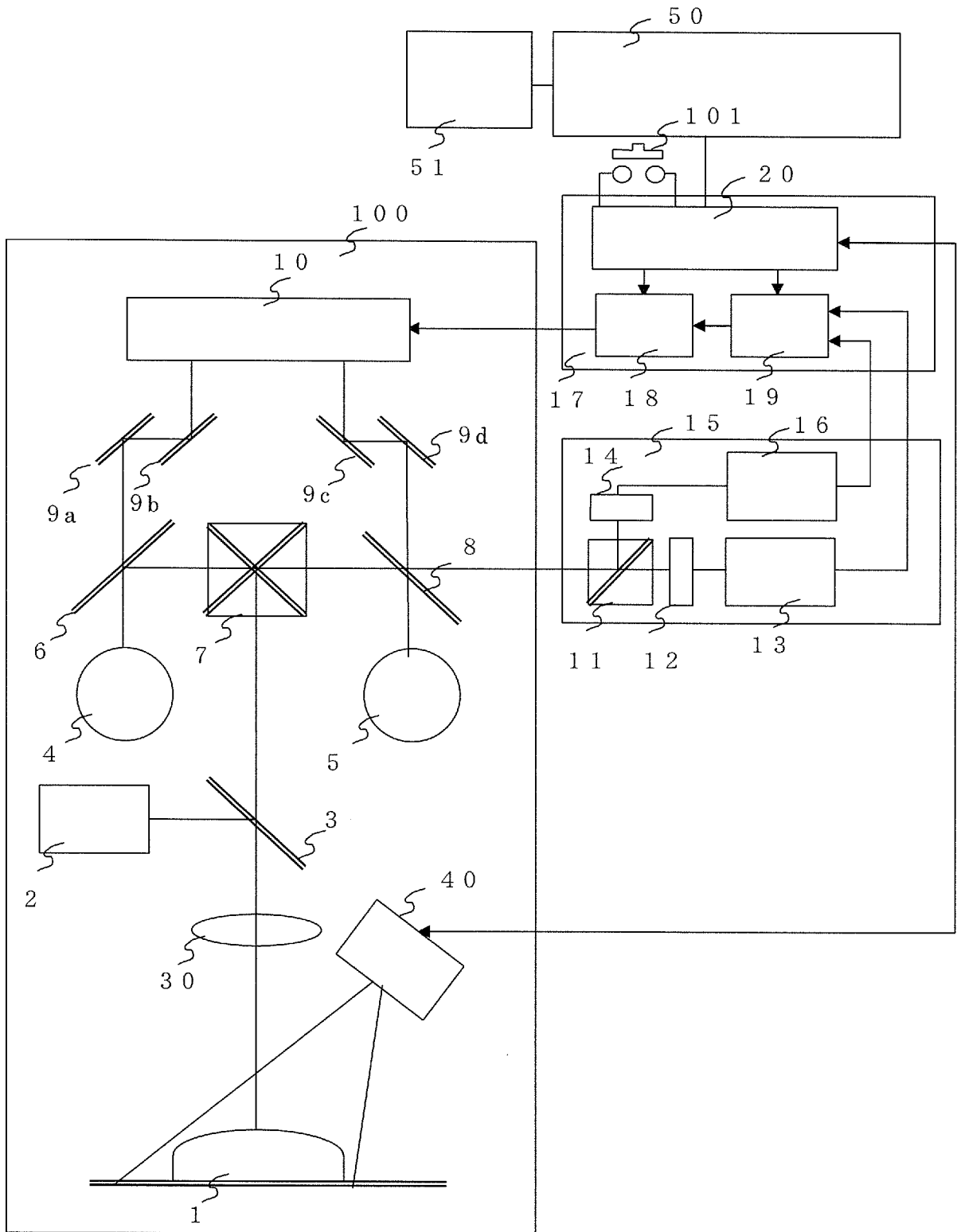
前記光源ステップでの前記照射により、前記被写体の表面および内部で反射した複数の帯域の計測光源光像を電氣的な複数の計測撮像信号に変換する撮像ステップと、

前記撮像ステップで変換された前記複数の計測撮像信号に基づき、前記被写体における前記表面の形状および前記内部の形状を計測する演算ステップと、

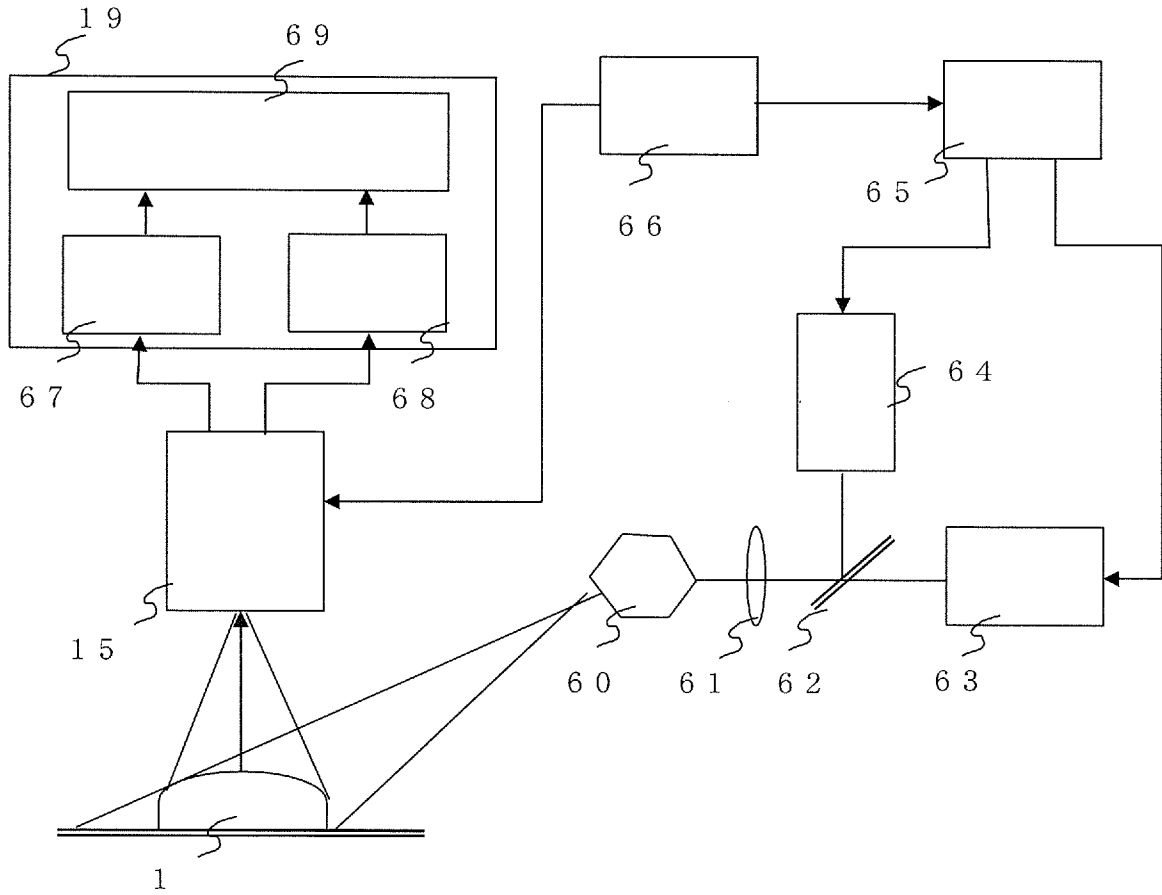
前記演算ステップにより計測された前記表面の形状および前記内部の形状を合成処理し、前記被写体に関する2次元画像データあるいは3次元画像データを生成する合成処理ステップと

を備えることを特徴とする撮像方法。

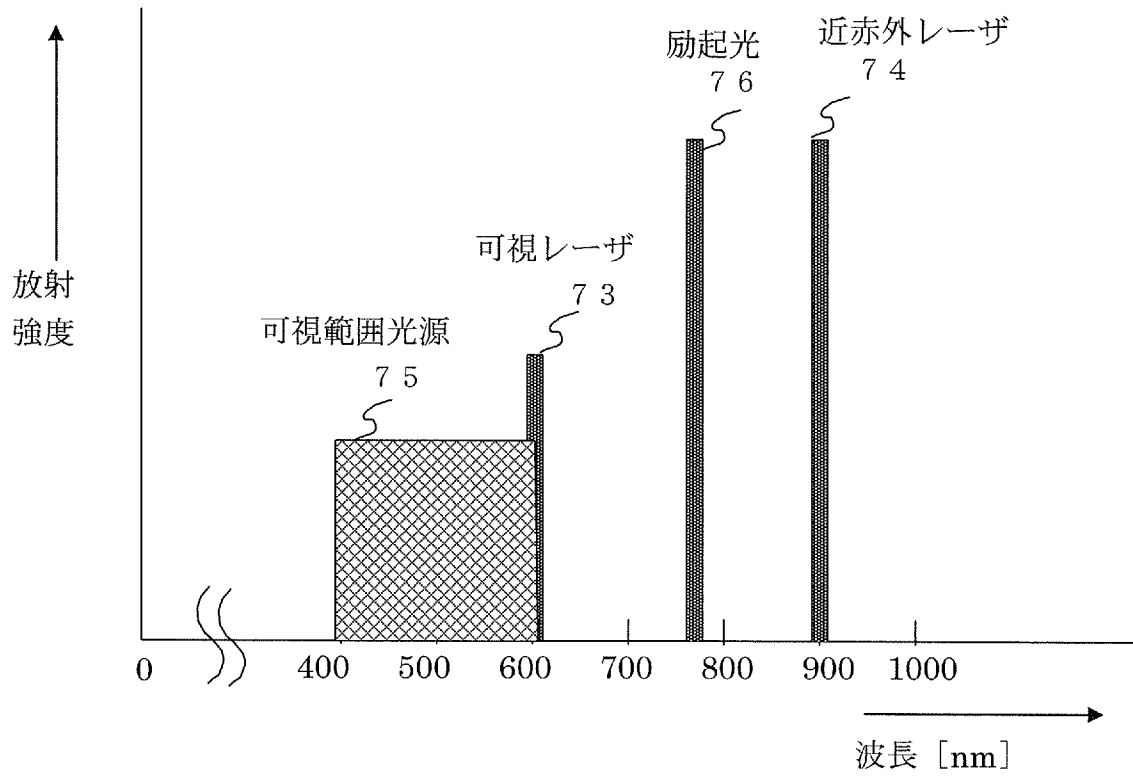
[図1]



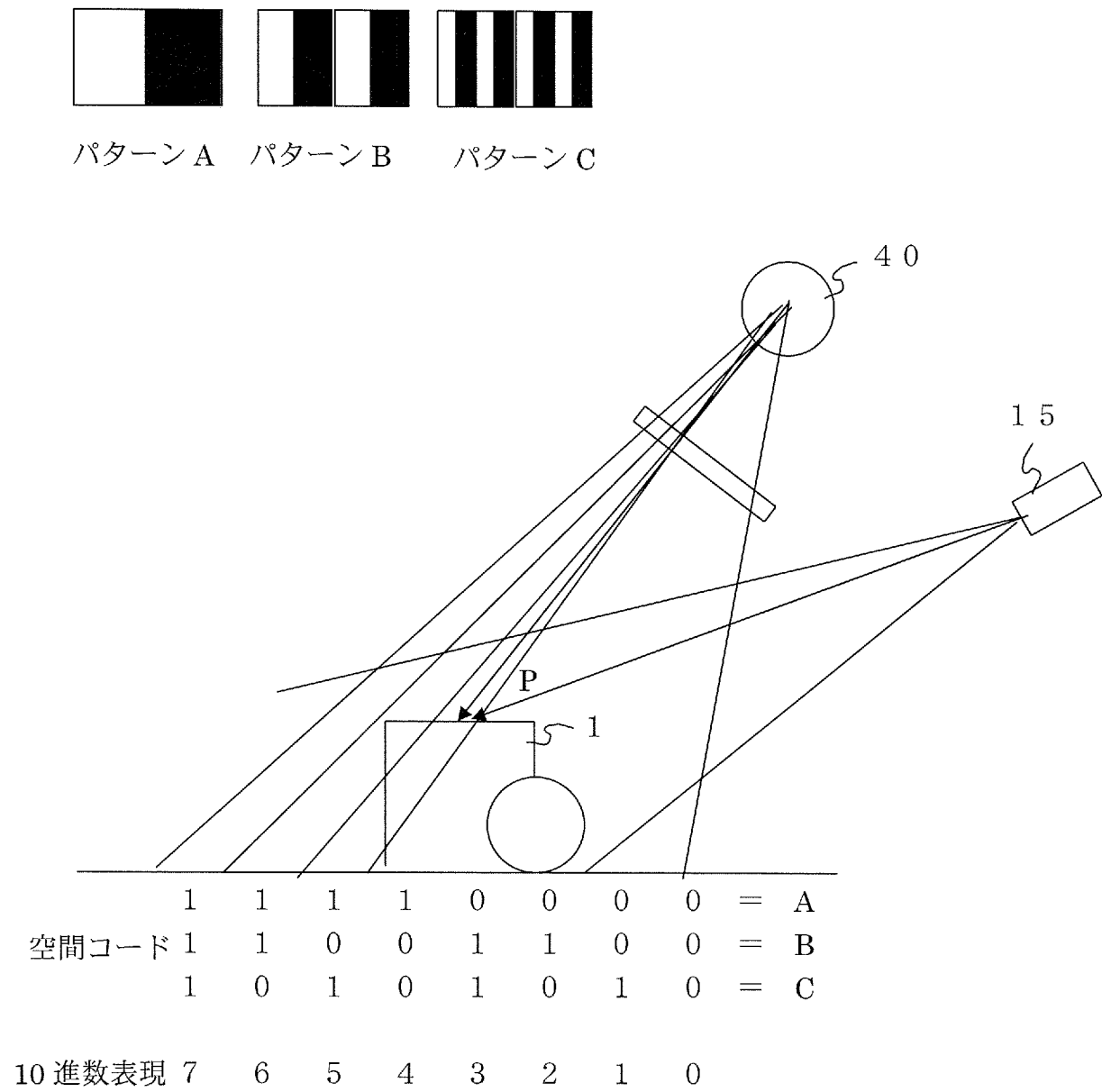
[図2]



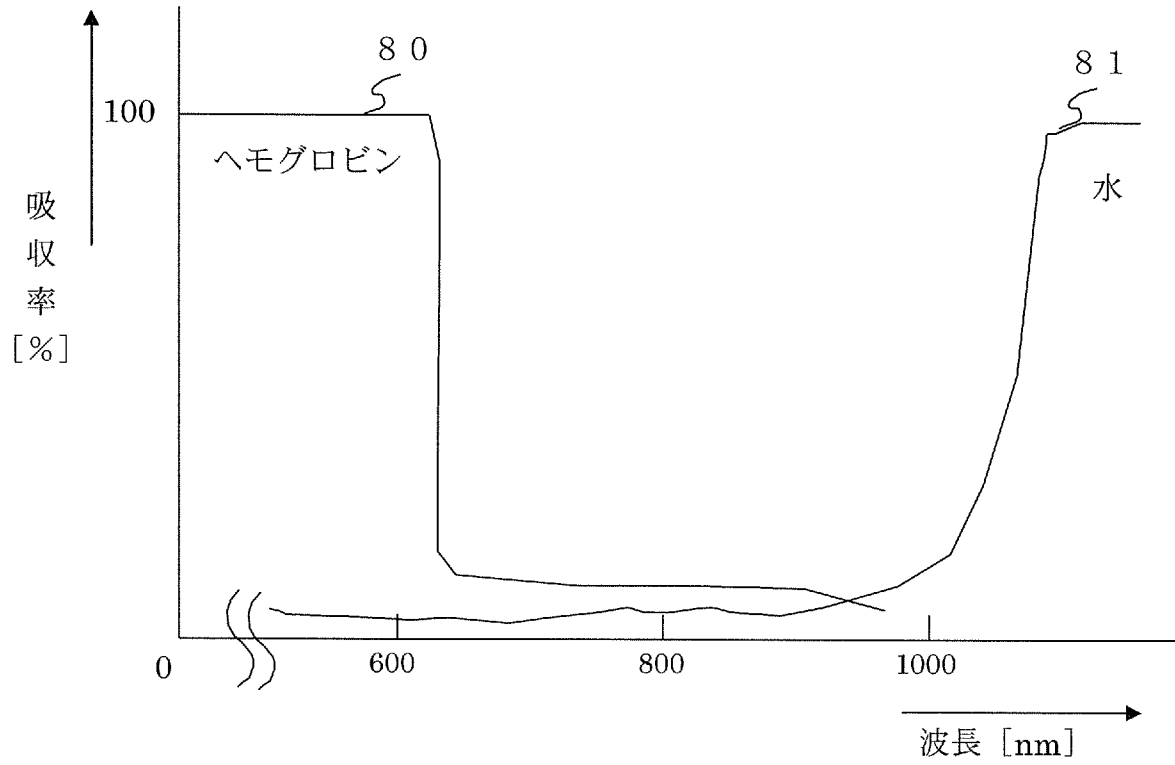
[図3]



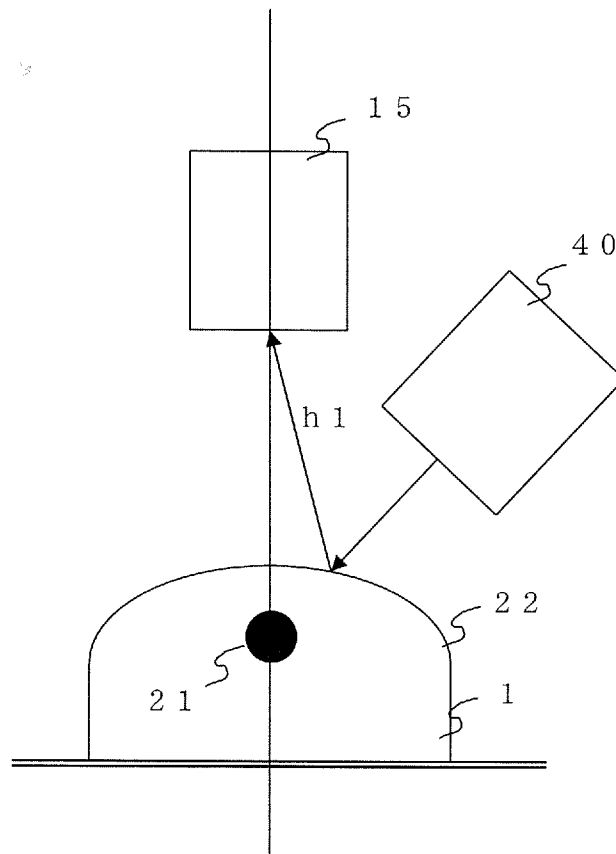
[図4]



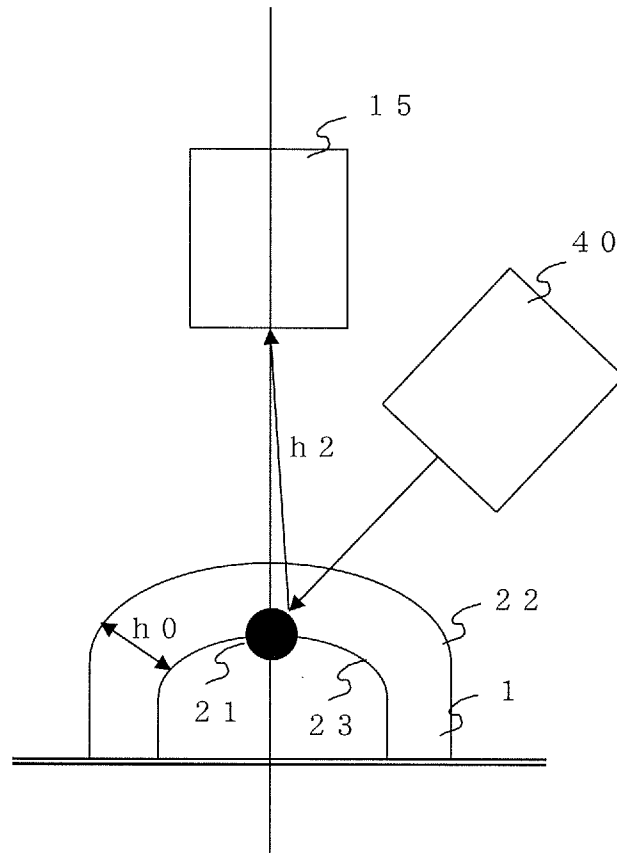
[図5]



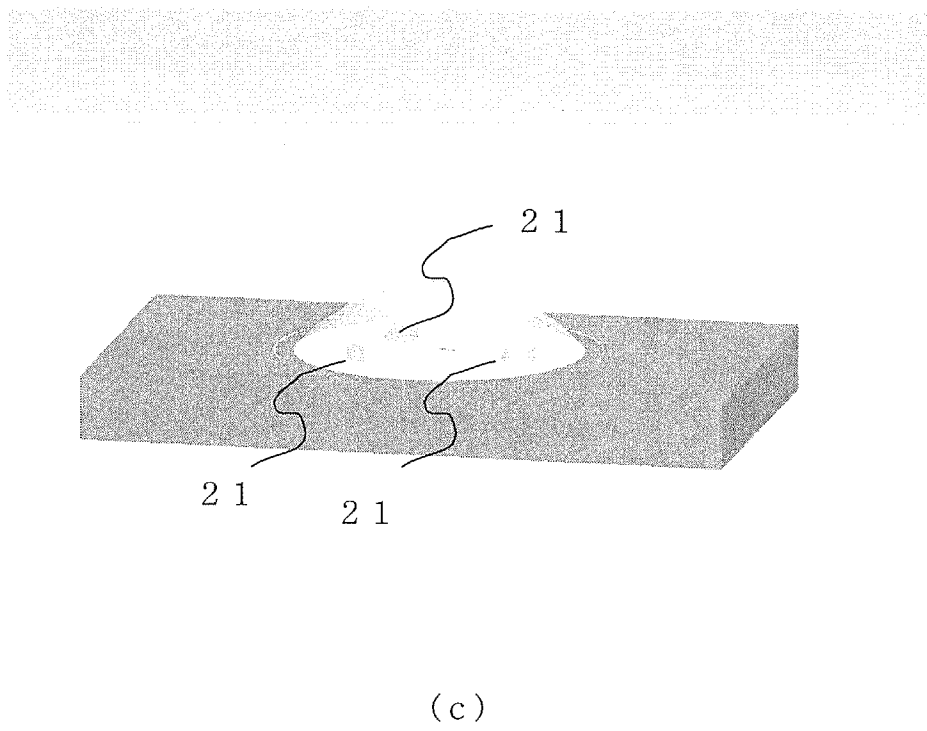
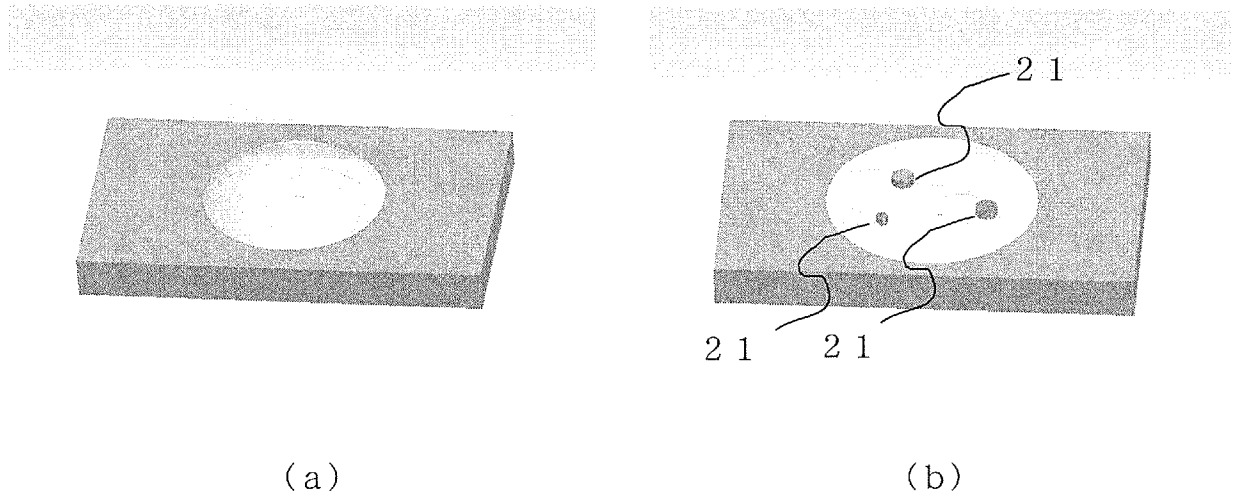
[図6]



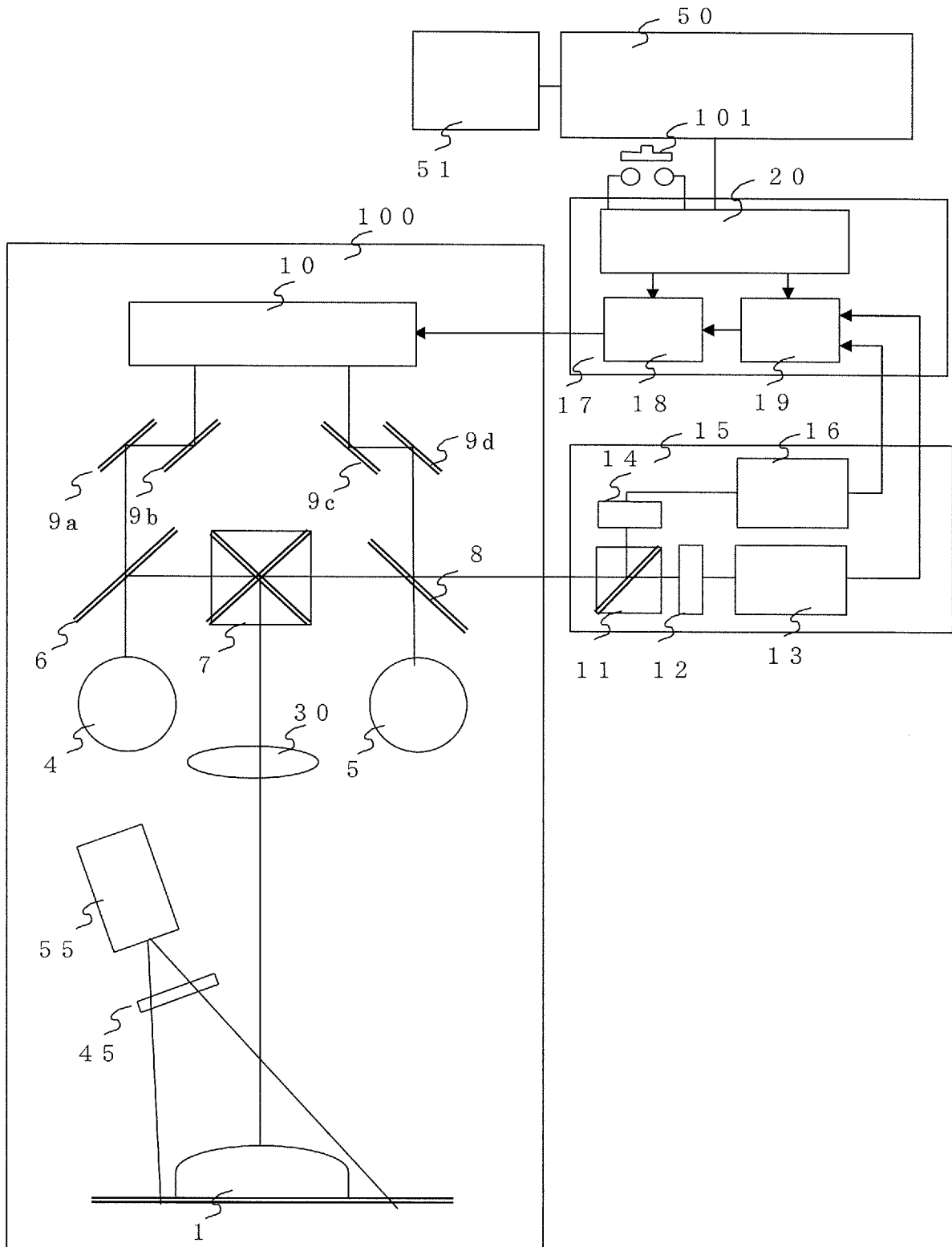
[図7]



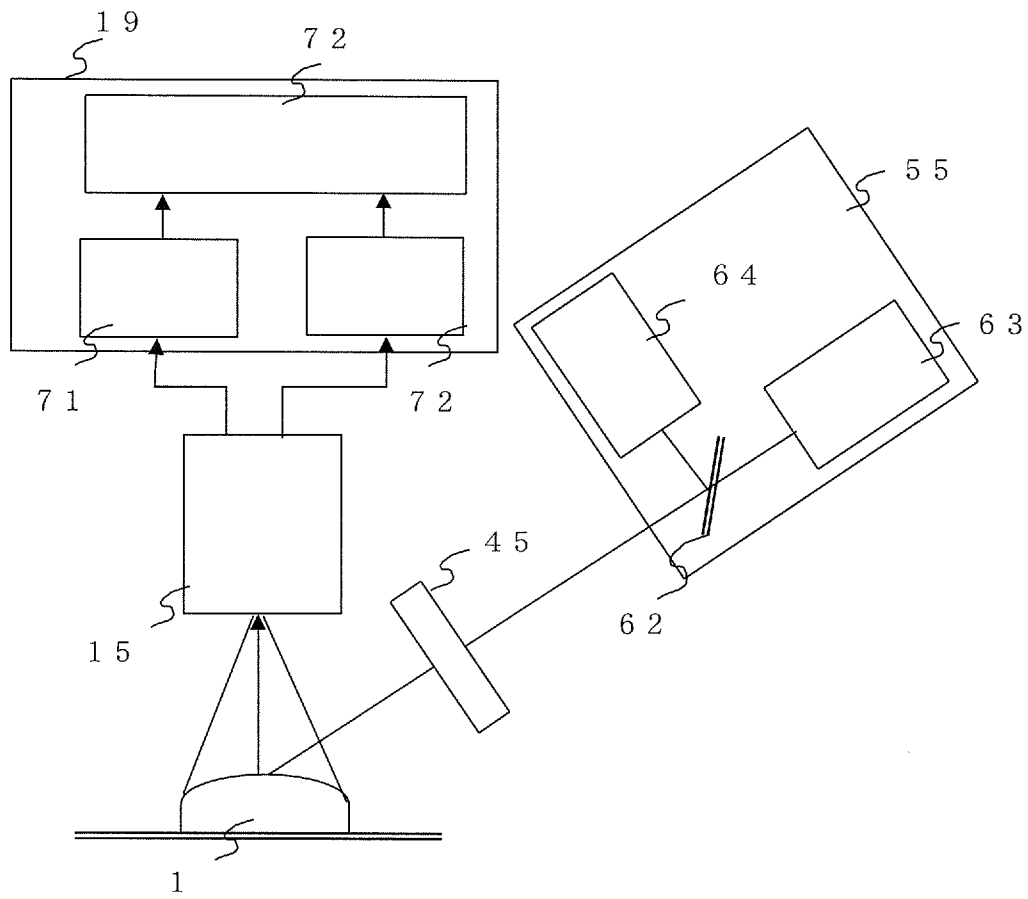
[図8]



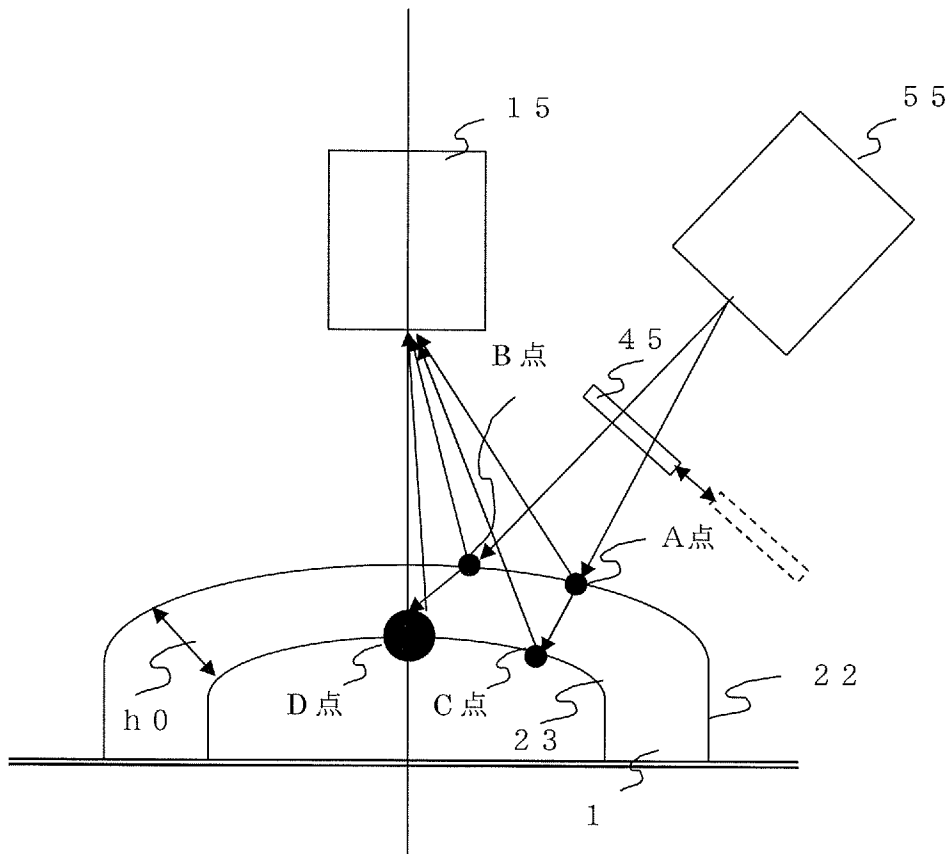
[図9]



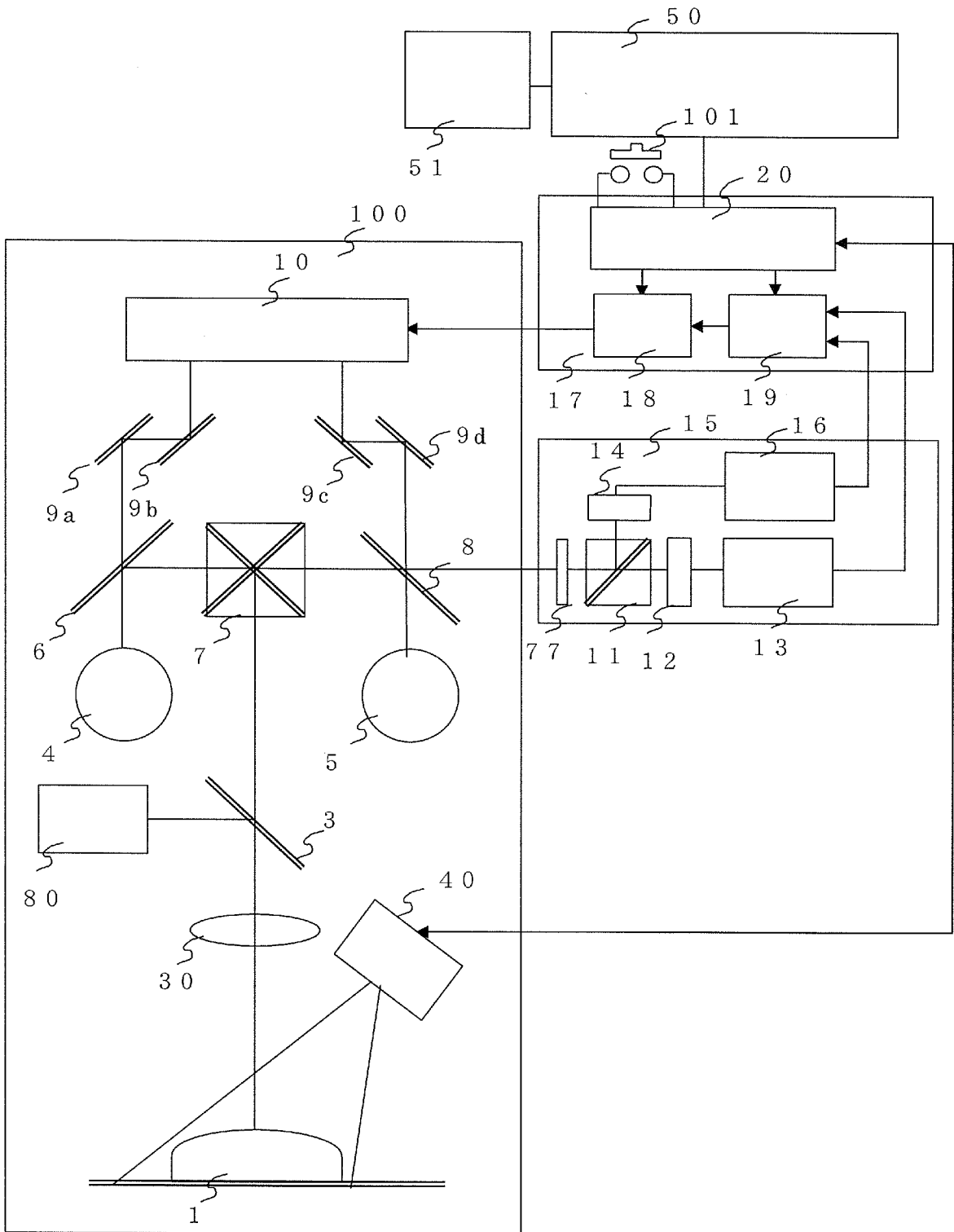
[図10]



[图11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/055962

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01B11/25 (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)

G01B11/00-11/30, A61B19/00

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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	JP 2006-130201 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 25 May 2006 (25.05.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2010-218 A (Terumo Corp.), 07 January 2010 (07.01.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2010-220669 A (Fujifilm Corp.), 07 October 2010 (07.10.2010), entire text; all drawings & US 2012/0010494 A1 & EP 2409650 A1 & WO 2010/106913 A1 & CN 102355861 A	1-6

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
12 April, 2013 (12.04.13)

Date of mailing of the international search report
23 April, 2013 (23.04.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/055962

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 2006-177781 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 06 July 2006 (06.07.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2006-98340 A (Sharp Corp.), 13 April 2006 (13.04.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G01B11/25(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. G01B11/00-11/30, A61B19/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013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	JP 2006-130201 A (松下電器産業株式会社) 2006.05.25, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2010-218 A (テルモ株式会社) 2010.01.07, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2010-220669 A (富士フイルム株式会社) 2010.10.07, 全文全図 & US 2012/0010494 A1 & EP 2409650 A1 & WO 2010/106913 A1 & CN 102355861 A	1-6
A	JP 2006-177781 A (松下電工株式会社) 2006.07.06, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6

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

12.04.2013

国際調査報告の発送日

23.04.2013

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)

櫻井 仁

2S

9008

電話番号 03-3581-1101 内線 3258

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 2006-98340 A (シャープ株式会社) 2006.04.13, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6