

(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
2019年11月14日(14.11.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/215906 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 10/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/018289

(22) 国際出願日: 2018年5月11日(11.05.2018)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 Kyoto (JP).

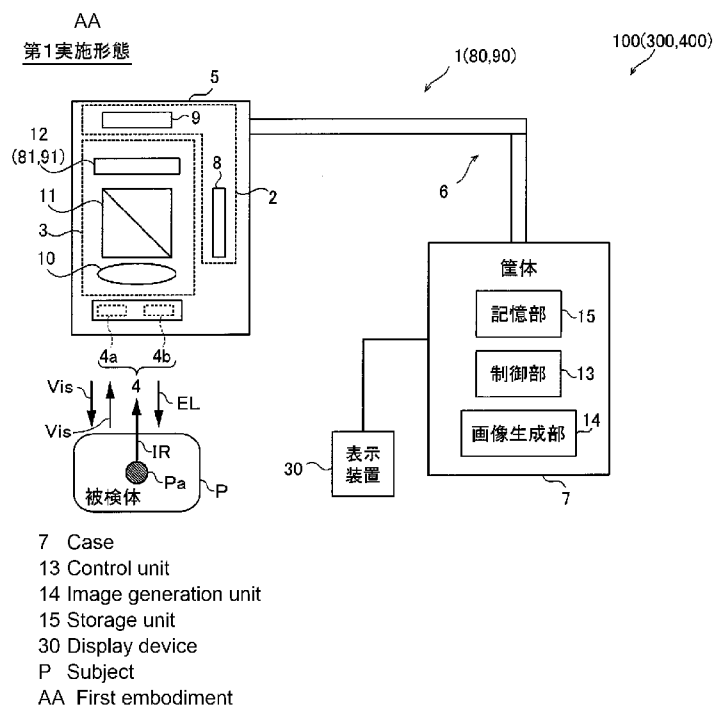
(72) 発明者: 妻鳥 紘之 (TSUMATORI, Hiroyuki); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 宮園 博一 (MIYAZONO, Hirokazu); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島5丁目13番9号 新大阪MTビル1号館 Osaka (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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,

(54) Title: MEDICAL IMAGE CAPTURING DEVICE

(54) 発明の名称: 医用画像撮像装置



(57) Abstract: This medical image capturing device (1) comprises: a detector filter (12) that, of fluorescence (IR) that is emitted from a photosensitive substance (Pa) as a result of radiation of therapeutic light (EL), transmits at least light that has a prescribed wavelength that is the wavelength of a second emission peak (41b) that is not included in the wavelength range of light (FL) that is emitted by indoor lighting; a detector (9) that detects fluorescence that has passed through the detector filter; and an image generation unit (14) that generates a fluorescence image (16a) on the basis of output from

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))

the detector.

(57) 要約: この医用画像撮像装置(1)は、治療光(EL)を照射することにより光感受性物質(Pa)から発せられる蛍光(IR)のうち、少なくとも、室内照明が発する光(FL)の波長領域に含まれない第2発光ピーク(41b)の波長である所定波長を有する光を透過する検出器フィルタ(12)と、検出器フィルタを透過した蛍光を検出する検出器(9)と、検出器の出力に基づき蛍光画像(16a)を生成する画像生成部(14)とを備える。

明 細 書

発明の名称： 医用画像撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、医用画像撮像装置に関し、特に、治療時の画像を撮像し、治療支援を行う医用画像撮像装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、治療時の画像を撮像し、治療支援を行う医用画像撮像装置が知られている。このような医用画像撮像装置は、たとえば、特開２０１２－０２３４９２号公報に開示されている。

[0003] 上記特開２０１２－０２３４９２号公報には、光感受性物質を含む被検体に、可視光および励起光を照射し、被検体の可視光画像および励起光によって光感受性物質から発生した蛍光画像を取得し治療支援を行う医用画像撮像装置が開示されている。上記特開２０１２－０２３４９２号公報には、光感受性物質が投与された術部に、可視光と励起光とを相互に切り替えて照射させ、可視光画像と蛍光画像とを取得する構成が開示されている。なお、光感受性物質とは、所定の波長の励起光を照射されることにより、所定の波長の蛍光を発する薬剤の事である。上記特開２０１２－０２３４９２号公報では、光感受性物質として、インドシアニングリーン（以下、ＩＣＧという）が用いられている。特開２０１２－０２３４９２号公報では、ＩＣＧを被検者に投与し、励起光を照射することによって切除する部位を可視化することにより、治療支援を行っている。

[0004] また、切除する部位を可視化するという目的以外にも、光感受性物質を用いることが知られている。このような光感受性物質の使用方法は、たとえば、特開２０１７－０７１６５４号公報に開示されている。特開２０１７－０７１６５４号公報には、励起光を吸収することにより蛍光を発する物質と、がん細胞に選択的に結合する抗体とを結合させた薬剤を被検体に投与し、励起光を照射することによりがん細胞を死滅させる方法が開示されている。上

記特開 2017-071654 号公報では、光感受性物質として、IRDye（登録商標）700Dx（以下、IR700という）が用いられている。

[0005] 上記特開 2017-071654 号公報に開示されている手法により、がんの治療効果を確認したい場合がある。たとえば、治療光を照射した後のがん細胞の大きさにより、再度治療光を照射する必要があるか否かの判断をするために、がん細胞の大きさを確認したい場合がある。励起光を照射された光感受性物質が発する蛍光に基づき生成された蛍光画像によって、がん細胞の大きさを確認することができる。しかしながら、照射される励起光の波長帯域は、光感受性物質によって異なる。また、励起光を照射されることによって発せられる蛍光の波長帯域も光感受性物質によって異なるため、光感受性物質から発せられる蛍光の波長帯域が、手術室などで用いられている室内照明などの光の波長領域と重なる場合がある。なお、本明細書において、室内照明とは、蛍光灯、白色電球、LED照明、非常灯、モニタ、医療機器で点灯している光などを含む。

[0006] 上記特開 2012-023492 号公報の医用画像撮像装置で用いられているICGは、蛍光の波長が室内照明の光の波長領域よりも長いため、蛍光画像に対する室内照明の影響は少ない。しかしながら、光感受性物質として特開 2017-071654 号公報に開示されているIR700を用いる場合、IR700から発せられる蛍光の波長領域には、室内照明の光の波長領域に近い光が含まれるため、IR700から発せられる蛍光に基づいて画像を生成する際に、室内照明などの光が蛍光画像に映り込んでしまう。室内照明などの光が蛍光画像に映り込むと、バックグラウンド（光感受性物質が発する蛍光以外の光）が上昇するため、高解像度の撮像素子を用いて蛍光画像を生成する場合、ノイズが多くなる。また、励起光を用いてIR700を励起させる場合は、IR700の励起光の波長と蛍光の波長とが近いため、蛍光画像に励起光が映り込んでしまう。また、IR700の励起光の波長が近赤外線の波長領域に近いため、近赤外線の波長領域に近い励起光を照射した場合、術野が赤く照らされる。

[0007] 上記のように、光感受性物質から発せられる蛍光に基づいて画像を生成する際には、室内照明の光などが蛍光画像に映り込み、蛍光画像の画質が低下するという問題点がある。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2012-023492号公報

特許文献2：特開2017-071654号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、この発明の1つの目的は、被検体に注入された光感受性物質が発する蛍光に基づいて蛍光画像を生成する際に、室内照明などの光感受性物質が発する蛍光以外の光が蛍光画像に重畳され、蛍光画像の画質が低下することを抑制することが可能な医用画像撮像装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0010] 上記目的を達成するために、この発明の第1の局面における医用画像撮像装置は、被検体内の治療対象部位に蓄積された光感受性物質に治療光を照射して行う治療時の治療対象部位を撮像して画像を生成する医用画像撮像装置であって、治療光を照射することにより光感受性物質から発せられる蛍光のうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する検出器フィルタと、検出器フィルタを透過した蛍光を検出する検出器と、検出器の出力に基づき画像を生成する画像生成部とを備え、蛍光は、少なくとも第1発光ピークと第2発光ピークとを有し、第1発光ピークの波長は、第2発光ピークの波長以下の波長であり、室内照明が発する光の波長領域に含まれる波長であり、第2発光ピークの波長は、室内照明が発する光の波長領域に含まれない波長であり、所定波長は、第2発光ピークの波長である。

[0011] この発明の一の局面における医用画像撮像装置は、上記のように、光感受

性物質から発せられる蛍光のうち、少なくとも、室内照明が発する光の波長領域に含まれない所定波長を有する光を透過する検出器フィルタを備える。これにより、検出器フィルタによって室内照明が発する光の波長領域の光を取り除くことができる。すなわち、光感受性物質からの蛍光のうち、室内照明の光の波長領域に含まれる光を室内照明の光とともに敢えて除去し、室内照明の光の波長領域より波長の長い蛍光により画像を生成することができる。したがって、被検体に注入された光感受性物質が発する蛍光に基づいて蛍光画像を生成する際に、バックグラウンドが上昇することを抑制することができる。また、バックグラウンドの上昇を抑制することが可能となるので、高解像度の撮像素子を用いて蛍光画像を生成する場合でも、ノイズが多くなることを抑制することができる。これらの結果、被検体に注入された光感受性物質が発する蛍光に基づいて蛍光画像を生成する際に、室内照明の光が蛍光画像に重畳され、蛍光画像の画質が低下することを抑制することができる。

[0012] 上記第1の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、検出器フィルタは、所定波長を含む、第1発光ピークの波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている。このように構成すれば、たとえば、光感受性物質が発する蛍光の第1発光ピークの波長が室内照明の光の波長領域に含まれる場合、第1発光ピークの波長未満の波長領域に含まれる室内照明が発する光を検出器フィルタによって除去することができる。その結果、蛍光画像に第1発光ピークの波長領域の室内照明の光が映り込むことを抑制することができる。

[0013] 上記第1の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、検出器フィルタは、所定波長を含む、室内照明が発する光の波長領域の上限波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている。このように構成すれば、光感受性物質が発する蛍光のうち、室内照明が発する光の波長領域の上限波長よりも長い波長の蛍光を検出することができる。その結果、蛍光画像を生成する際に室内照明の光が蛍光画像に重畳されることをより一層抑制する

ことが可能となるので、蛍光画像の画質が低下することをより一層抑制することができる。

[0014] 上記第1の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、第1発光ピークの強度は、第2発光ピークの強度よりも高い。このような蛍光を発する光感受性物質を用いれば、たとえば、第1発光ピークの波長が、室内照明が発する光の波長領域に含まれている場合でも、第1発光ピークの波長の蛍光を室内照明の光とともに敢えて除去し、第2発光ピークの蛍光により画像を生成することができる。その結果、室内照明の光の波長領域に含まれる光を除去することにより、第1発光ピークの強度より強度が低い第2発光ピークの光のS/N比を向上させることが可能となるので、第2発光ピークの蛍光を用いても、蛍光画像の画質が劣化すること抑制することができる。

[0015] 上記第1の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、第1発光ピークの波長と第2発光ピークの波長との間隔は、第1発光ピークの波長と治療光のピーク波長との間隔よりも大きい。このような蛍光を発する光感受性物質を用いれば、治療光のピーク波長と蛍光の第1発光ピークの波長との間に、検出器フィルタを透過させる所定の波長を設定する場合と比較して、治療光のピーク波長からの間隔が第1発光ピークよりも第2発光ピークの方が大きいので、治療光のピーク波長と蛍光の第2発光ピークの波長との間に、検出器フィルタを透過させる所定の波長を容易に設定することができる。

[0016] 上記第1の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、治療光は、650nm以上700nm以下の波長領域にピーク波長を有する光である。ここで、赤色の波長領域は約610nmから約750nmである。また、光の色は、可視光領域の境界に近づくにつれて人の眼の感度が低下するため、見かけ上黒に近づく。したがって、このような蛍光を発する光感受性物質を使用する際に、治療光の波長を650nm以上700nm以下の波長領域に設定することで、650nm未満の治療光を照射する場合と比較して、被検者に照射された励起光によって照射範囲が赤く照らされることを抑制す

ることができる。

[0017] 上記第1の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、第1発光ピークの波長は、700nm以上750nm未満の領域に含まれ、第2発光ピークの波長は、750nm以上800nm未満の領域に含まれる。このようなピーク波長を有する蛍光を発する光感受性物質を用いれば、検出器フィルタが透過させる所定波長の大きさの上限を、700nm以上750nm未満の範囲に設定することが可能となる。その結果、検出器フィルタが透過させる所定波長の大きさの上限を、室内照明の光を除去することに好ましい波長領域に設定することができる。

[0018] この発明の第2の局面による医用画像撮像装置は、被検体内の治療対象部位に蓄積された光感受性物質に治療光を照射して行う治療時の治療対象部位を撮像して画像を生成する医用画像撮像装置であって、治療光を照射することにより光感受性物質から発せられる蛍光のうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する検出器フィルタと、検出器フィルタを透過した蛍光を検出する検出器と、検出器の出力に基づき画像を生成する画像生成部とを備え、蛍光は、少なくとも第1発光ピークと第2発光ピークとを有し、第1発光ピークの波長は、第2発光ピークの波長以下の波長であり、室内照明が発する光の波長領域に含まれない波長であり、第2発光ピークの波長は、室内照明が発する光の波長領域に含まれる波長であり、所定波長は第1発光ピークの波長である。

[0019] この発明の第2の局面による医用画像撮像装置では、上記のように、光感受性物質から発せられる蛍光のうち、少なくとも、室内照明が発する光の波長領域に含まれない第1発光ピークの波長である所定波長を有する光を透過する検出器フィルタを備える。これにより、光感受性物質が発する蛍光の第2発光ピークの波長が、室内照明が発する光の波長領域に含まれる場合でも、検出器フィルタによって室内照明が発する光の波長領域の光を取り除くことができる。その結果、上記第1の局面による医用画像撮像装置と同様に、被検体に注入された光感受性物質が発する蛍光に基づいて蛍光画像を生成す

る際に、室内照明の光が蛍光画像に重畳され、蛍光画像の画質が低下することを抑制することができる。

[0020] 上記第2の局面における医用画像撮像装置において、検出器フィルタは、所定波長を含む、第2発光ピークの波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている。このように構成すれば、たとえば、光感受性物質が発する蛍光の第2発光ピークの波長が室内照明の光の波長領域に含まれる場合、検出器フィルタによって除去することができる。その結果、蛍光画像に第2発光ピークの波長領域の室内照明の光が映り込むことを抑制することができる。

[0021] 上記第2の局面における医用画像撮像装置において、好ましくは、検出器フィルタは、所定波長を含む、室内照明が発する光の波長領域の下限波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている。このように構成すれば、光感受性物質が発する蛍光のうち、室内照明が発する光の波長領域の下限波長よりも短い波長の蛍光を検出することができる。その結果、蛍光画像を生成する際に室内照明の光が蛍光画像に重畳されることをより一層抑制することが可能となるので、蛍光画像の画質が低下することをより一層抑制することができる。

発明の効果

[0022] 本発明によれば、上記のように、被検体に注入された光感受性物質が発する蛍光に基づいて蛍光画像を生成する際に、室内照明などの光感受性物質が発する蛍光以外の光が蛍光画像に重畳され、蛍光画像の画質が低下することを抑制することが可能な医用画像撮像装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置を備える治療支援システムの概略を示したブロック図である。

[図2]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置の斜視図である。

[図3]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置の撮像部の概略図である。

[図4]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置の撮像部内部の概略を示したブロック図である。

[図5]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置を備える治療支援システムの全体構成の模式図である。

[図6]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置を備えた治療支援システムが光感受性物質の蛍光を発生させる状態を示す模式図（断面図）である。

[図7]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置が表示部に表示する蛍光画像の模式図（A）、可視光画像の模式図（B）およびそれらを合成した合成画像の模式図（C）である。

[図8]被検体に投与される光感受性物質のスペクトルの模式図である。

[図9]本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置が撮像する蛍光画像に室内照明の光が映り込んだ場合の蛍光画像の模式図（A）、可視光画像の模式図（B）およびそれらを合成した合成画像の模式図（C）である。

[図10]本発明の第1実施形態による第1フィルタが光を透過する構成を説明するための模式図である。

[図11]本発明の第1実施形態による第1フィルタが透過する光の波長領域を説明するための模式図である。

[図12]本発明の第2実施形態による医用画像撮像装置を備える治療支援システムの概略を示したブロック図である。

[図13]本発明の第2実施形態による励起光源および第2フィルタの概略図である。

[図14]本発明の第2実施形態による第1フィルタおよび第2フィルタによる光を透過する構成を説明するための模式図である。

[図15]本発明の第2実施形態による第2フィルタが透過する光の波長領域を説明するための模式図である。

[図16]本発明の第3実施形態による第3フィルタが光を透過する構成を説明するための模式図である。

[図17]本発明の第3実施形態による第3フィルタが透過する光の波長領域を

説明するための模式図である。

[図18]本発明の第4実施形態による第4フィルタが光を透過する構成を説明するための模式図である。

[図19]本発明の第4実施形態による第4フィルタが透過する光の波長領域を説明するための模式図である。

発明を実施するための形態

[0024] 以下、本発明を具体化した実施形態を図面に基づいて説明する。

[0025] [第1実施形態]

図1～図11を参照して、本発明の第1実施形態による医用画像撮像装置1を備えた治療支援システム100の構成について説明する。

[0026] (治療支援システムの構成)

第1実施形態による医用画像撮像装置1を備えた治療支援システム100は、図1に示すように、医用画像撮像装置1と、表示装置30とを備える。医用画像撮像装置1は、被検体P内の治療対象部位に蓄積された光感受性物質Paに励起光EL(治療光)を照射して行う治療時の治療対象部位を撮像して画像を生成する医用画像撮像装置であって、励起光ELを照射することにより被検体Pに投与された光感受性物質Paから発せられる蛍光IRを検出し、がん細胞20(図7参照)を可視化することにより執刀医Q(図5参照)の手術を支援するように構成されている。医用画像撮像装置1の詳細な構成は後述する。なお、励起光ELは、特許請求の範囲の「治療光」の一例である。

[0027] また、表示装置30は、医用画像撮像装置1から出力される被検体Pの撮像画像16(図7参照)を表示するように構成されている。表示装置30は、たとえば、液晶ディスプレイなどのモニタである。

[0028] (医用画像撮像装置の構成)

第1実施形態による医用画像撮像装置1は、図1に示すように、受光部2と光学系3と光源部4とを含む撮像部5と、アーム機構6と、筐体7とを備える。

[0029] 受光部 2 は、可視光検出部 8 と蛍光検出部 9 とを含む。可視光検出部 8 は、可視光 V_{is} を検出するように構成されている。また、蛍光検出部 9 は、蛍光 I_R を検出するように構成されている。可視光検出部 8 および蛍光検出部 9 の詳しい構成については、後述する。なお、蛍光検出部 9 は、特許請求の範囲の「検出器」の一例である。

[0030] 光学系 3 は、ズームレンズ 10 と、プリズム 11 と、第 1 フィルタ 12 とを含む。光学系 3 は、被検体 P から反射された可視光 V_{is} と励起光 E_L を照射されることにより光感受性物質 P a から発せられる蛍光 I_R との分離、および、蛍光 I_R の分離を行うように構成されている。光学系 3 の詳しい構成については後述する。なお、第 1 フィルタ 12 は、特許請求の範囲の「検出器フィルタ」の一例である。

[0031] 光源部 4 は、可視光 V_{is} を被検体 P（患者）に照射する可視光源 4 a と、被検体 P の体内に投与された光感受性物質 P a を励起させるための励起光 E_L を被検体 P に向けて照射する励起光源 4 b とを備えている。可視光源 4 a および励起光源 4 b は、たとえば、発光ダイオード（LED）を含む。なお、光感受性物質 P a は、たとえば、 $IR700$ である。 $IR700$ は、励起光 E_L を吸収することにより蛍光 I_R を発する物質と、がん細胞 20 に選択的に結合する抗体とを結合させた薬剤である。 $IR700$ は、被検体 P に投与し、励起光 E_L を照射することによりがん細胞 20 を死滅させる近赤外光免疫療法（ $NIR-PIT$ ）に用いられる薬剤である。

[0032] ここで、 $IR700$ は、がん細胞 20 に特異的に結合する性質を有している。したがって、 $NIR-PIT$ では、 $IR700$ に対して励起光 E_L （治療光）を照射することにより、 $IR700$ から生じる熱によってがん細胞 20 のみを破壊することができる。また、 $IR700$ は、がん細胞 20 が破壊された場合、蛍光 I_R を発しなくなる。したがって、 $NIR-PIT$ では、治療光を照射することにより生じる蛍光 I_R の強度を取得することにより、治療効果を確認することができる。すなわち、治療光の照射直後における蛍光 I_R の強度を 100 とした場合に、所定パーセント分だけ蛍光 I_R が低下

したか否かによって治療効果を確認することができる。また、N I R - P I Tでは、がん細胞20に結合したI R 700から蛍光I Rが発せられるため、治療前後の蛍光I Rの強度変化により、治療光が正しく当てられたか否かを把握することができる。また、がん細胞20が想定していた位置とは異なる位置にあった場合でも、I R 700からの蛍光I Rを検出することにより、がん細胞20の位置を把握し、治療することができる。

[0033] 筐体7は、制御部13と画像生成部14と記憶部15とを含む。筐体7は、たとえば、P C (P e r s o n a l C o m p u t e r) が内蔵された台車である。制御部13は、光源部4からの光（可視光V i s、励起光E L）の照射、照射の停止などを、図示しない操作部による入力操作に基づいて制御するように構成されている。制御部13は、たとえば、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) などのプロセッサによって構成されている。

[0034] 画像生成部14は、蛍光検出部9で検出された信号に基づき、蛍光画像16a（図7参照）を生成するように構成されている。また、画像生成部14は、可視光検出部8で検出された信号に基づき、可視光画像16b（図7参照）を生成するように構成されている。また、画像生成部14は、蛍光画像16aと可視光画像16bとを合成した合成画像16c（図7参照）を生成するように構成されている。画像生成部14は、たとえば、G P U (G r a p h i c s P r o c e s s i n g U n i t) または画像処理用に構成されたF P G A (F i e l d - P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y) などのプロセッサを含む。

[0035] また、記憶部15は、画像生成部14が生成した画像16などを記憶するように構成されている。記憶部15は、たとえば、不揮発性のメモリまたはハードディスクドライブ（HDD）などを含む。

[0036] 図2は、第1実施形態による医用画像撮像装置1の斜視図である。筐体7は、4個の車輪70と、筐体7の上面における筐体7の進行方向の前方付近に設けられたアーム機構6と、アーム機構6にサブアーム50を介して設け

られた撮像部 5 と、モニタ 7 2 とを備える。筐体 7 の進行方向の後方には、筐体 7 を移動するとき使用されるハンドル 7 1 が設けられている。また、筐体 7 の上面には、医用画像撮像装置 1 の遠隔操作に使用される図示しない操作部を装着するための凹部 7 3 が形成されている。

[0037] アーム機構 6 は、筐体 7 の進行方向の前方側（ハンドル 7 1 の反対側）に設けられている。アーム機構 6 は、筐体 7 の進行方向の前方側に設けられた支柱 6 5 上に配置された支持部 6 6 に対して、ヒンジ部 6 2 により連結された第 1 アーム部材 6 0 を備える。第 1 アーム部材 6 0 は、ヒンジ部 6 2 を中心に、支柱 6 5 および支持部 6 6 を介して、筐体 7 に対して揺動可能となっている。なお、モニタ 7 2 は、支柱 6 5 に設置されている。

[0038] 第 1 アーム部材 6 0 の上端には、第 2 アーム部材 6 1 がヒンジ部 6 3 により連結されている。第 2 アーム部材 6 1 は、ヒンジ部 6 3 を介して、第 1 アーム部材 6 0 に対して揺動可能となっている。このため、第 1 アーム部材 6 0 と第 2 アーム部材 6 1 とは、自由に角度を調節できるように構成されている。

[0039] 第 2 アーム部材 6 1 の下端には、支持部 5 2 がヒンジ部 6 4 により連結されている。支持部 5 2 は、ヒンジ部 6 4 を介して、第 2 アーム部材 6 1 に対して揺動可能となっている。支持部 5 2 には、回転軸 5 1 が設けられている。そして、撮像部 5 を支持したサブアーム 5 0 は、第 2 アーム部材 6 1 の先端に設けられた回転軸 5 1 を中心に回転する。このため、撮像部 5 は、サブアーム 5 0 の回転により、アーム機構 6 に対して筐体 7 の進行方向の前方側の位置と、筐体 7 を移動させる時の姿勢であるアーム機構 6 に対して筐体 7 の進行方向の後方側（ハンドル 7 1 側）の位置との間を移動する。

[0040] 図 3 は、第 1 実施形態による医用画像撮像装置 1 の撮像部 5 の概略図である。撮像部 5 は、上述の受光部 2 と、光学系 3 と、光源部 4 とを撮像部 5 内に収容している。図 3 の例では、可視光源 4 a および励起光源 4 b は、それぞれ 6 個の LED によって構成されている。可視光源 4 a は、被検体 P に向けて照射する可視光 V_{is} として、たとえば、可視領域の複数の波長を含む

白色光を照射するように構成されている。また、励起光源 4 b は、光感受性物質 P a を励起させるための励起光 E L として、第 1 波長 4 2（図 8 参照）をピーク波長とする励起光 E L を被検体 P に向けて照射するように構成されている。

[0041] 図 4 は、第 1 実施形態による医用画像撮像装置 1 の受光部 2 および光学系 3 の概略図である。受光部 2 は、可視光検出部 8 と、蛍光検出部 9 とを備える。また、光学系 3 は、フォーカスを合わせるために図示しないレンズ移動機構によって光軸 L 方向に往復移動させられるズームレンズ 1 0 と、プリズム 1 1 と、第 1 フィルタ 1 2 とを備える。プリズム 1 1 は、ズームレンズ 1 0 と第 1 フィルタ 1 2 との間に設置されている。第 1 フィルタ 1 2 は、プリズム 1 1 と蛍光検出部 9 との間に設置されている。

[0042] 可視光検出部 8 は、可視光源 4 a から照射され、被検体 P によって反射した可視光 V i s を検出するように構成されている。また、蛍光検出部 9 は、励起光源 4 b から照射された励起光 E L によって、被検体 P の体内に投与された光感受性物質 P a から発生された蛍光 I R を検出するように構成されている。可視光検出部 8 および蛍光検出部 9 は、たとえば、それぞれ CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) や CCD (Charge Coupled Device) などのイメージセンサから構成される。なお、可視光検出部 8 は、可視光画像 1 6 b をカラー画像として撮影することが可能なものが使用される。

[0043] 可視光検出部 8 および蛍光検出部 9 は、可視光 V i s および蛍光 I R を検出する際に、共通の光学系 3 によって、可視光 V i s および蛍光 I R を検出するように構成されている。具体的には、受光部 2 に対して、光軸 L に沿って入射した可視光 V i s および蛍光 I R は、ズームレンズ 1 0 を透過した後、プリズム 1 1 に到達する。入射した可視光 V i s および蛍光 I R のうち、可視光 V i s は、プリズム 1 1 により反射され、可視光検出部 8 に入射する。また、入射した可視光 V i s および蛍光 I R のうち、蛍光 I R は、プリズム 1 1 を透過して第 1 フィルタ 1 2 に入射する。入射した蛍光 I R のうち、

第1波長42（図8参照）よりも大きい波長の蛍光IRa（一点鎖線）は、第1フィルタ12を透過する。また、入射した蛍光IRのうち、第1波長42よりも短い波長の蛍光IRb（破線）は、第1フィルタ12によって除去される。したがって、蛍光検出部9には、所定の第1波長42以上の大きさの波長の蛍光IRaが到達する。言い換えると、所定の第1波長42以上の大きさの波長の蛍光IRaは、蛍光検出部9によって検出され、所定の第1波長42よりも短い大きさの波長の蛍光IRbは、蛍光検出部9によって検出されない。第1フィルタ12は、たとえば、カラーフィルタを含む。

[0044] 図5は、治療支援システム100の全体構成を示す図である。治療支援システム100は、治療中の被検体Pの可視光画像16bおよび蛍光画像16aを撮像し、表示装置30に表示することによって、治療支援を行う治療支援システムとして構成されている。図5に示すように、医用画像撮像装置1は、執刀医Qが被検体Pの手術を行う際に、被検体Pの上方から被検体Pを撮像するように構成されている。具体的には、図6に示すように、医用画像撮像装置1に設けられている励起光源4bから照射された励起光ELによって、被検体Pの内部の光感受性物質Paは、蛍光IRを発生させる。そして、医用画像撮像装置1に設けられている蛍光検出部9は、被検体Pの内部の光感受性物質Paから発生する蛍光IRを検出する。

[0045] 第1実施形態では、医用画像撮像装置1は、たとえば、被検体Pのがん細胞20を含む組織21を撮像するように構成されている。図7は、表示装置30に表示される画像16の例を示す模式図である。第1実施形態では、がんに侵された組織21を撮像し、表示装置30に表示する例を示している。図7（A）は、がん細胞20の蛍光画像16aの模式図である。図7（B）は可視光画像16bの模式図である。また、図7（C）は、蛍光画像16aと可視光画像16bとを合成した合成画像16cの模式図である。

[0046] 第1実施形態において、医用画像撮像装置1は、がん細胞20の蛍光画像16aと可視光画像16bとを合成して合成画像16cを生成し、蛍光画像16a、可視光画像16bおよび合成画像16cを表示装置30に出力する

ように構成されている。また、図7に示すように、表示装置30は、蛍光画像16a、可視光画像16bおよび合成画像16cをそれぞれ表示するように構成されている。

[0047] 図8を参照して、光感受性物質Paについて説明する。図8に示すグラフ40（実線）は、光感受性物質Paの吸収スペクトルである。また、図8に示すグラフ41（一点鎖線）は、励起光ELを照射された光感受性物質Paから発せられる蛍光IRのスペクトルである。また、グラフ40およびグラフ41の横軸は波長である。また、グラフ40およびグラフ41の縦軸は、吸収および蛍光の正規化された強度である。

[0048] 図8のグラフ40に示すように、光感受性物質Paは、約650nm以上約700nm未満の波長領域に吸収のピーク波長を有する第1吸収ピーク40aを有している。また、光感受性物質Paは、約600nm以上約650nm未満の波長領域に吸収のピーク波長を有する第2吸収ピーク40bを有している。光感受性物質Paに照射される励起光ELは、グラフ40の範囲であればどの波長の光であってもよい。また、光感受性物質Paに照射される励起光ELは、励起光ELの波長を吸収ピークの波長に合わせなくてもよい。第1実施形態では、励起光源4bから照射される励起光ELは、たとえば、約650nm以上約700nm以下の波長領域にピーク波長を有する光である。具体的には、励起光源4bは、第1吸収ピーク40aの波長と同じピーク波長を有する励起光ELを照射するように構成されている。第1実施形態では、たとえば、励起光源4bは、約690nmのピーク波長を有する励起光ELを照射するように構成されている。

[0049] 図8のグラフ41に示すように、光感受性物質Paから発せられる蛍光IRは、少なくとも第1発光ピーク41aと第2発光ピーク41bとを有する。グラフ41に示すように、第1発光ピーク41aの強度は、第2発光ピーク41bの強度よりも高い。第1発光ピーク41aの波長は、第2発光ピーク41bの波長以下の波長であり、室内照明が発する光FL（図10参照）の波長領域に含まれる波長である。また、第2発光ピーク41bの波長は、

室内照明が発する光F Lの波長領域に含まれない波長である。具体的には、光感受性物質P aから発せられる蛍光I Rの第1発光ピーク4 1 aは、約7 0 0 n m以上7 5 0 n m未満の波長の領域に含まれる。また、光感受性物質P aから発せられる蛍光I Rの第2発光ピーク4 1 bは、約7 5 0 n m以上8 0 0 n m未満の領域に含まれる。第1発光ピーク4 1 aの波長と第2発光ピーク4 1 bの波長との間隔d 1は、第1発光ピーク4 1 aの波長と励起光E Lのピーク波長との間隔d 2よりも大きい。なお、室内照明の光F Lは、約3 0 0 n m～約7 1 0 n mの波長領域に波長ピークを有している。

[0050] 図8のグラフ4 1に示すように、光感受性物質P aの第1発光ピーク4 1 aの波長の大きさは約7 0 0 n mである。したがって、たとえば、光感受性物質P aにピーク波長が約6 2 0 n mの励起光E Lを照射し、第1発光ピーク4 1 aの波長の大きさの蛍光I Rを蛍光検出部9によって検出する場合、生成される蛍光画像1 6 aには、図9（A）に示す蛍光画像1 7 aのように室内照明の光F Lが重畳される。室内照明の光F Lが重畳されると、蛍光画像1 7 aに室内照明の光F Lが写りこみ、S／N比が低下する。蛍光画像1 7 aの画質が劣化すると、蛍光画像1 7 aと可視光画像1 7 bとを合成して生成される合成画像1 7 cも画質が劣化する可能性がある。なお、図9（A）および図9（C）に示す例では、便宜上、室内照明の光F Lの映り込みを斜線のハッチングで表している。

[0051] そこで、第1実施形態では、医用画像撮像装置1は、第1フィルタ1 2によって室内照明の光F Lの波長領域よりも大きい蛍光I R aと、室内照明の光F Lおよび室内照明の光F Lの波長領域の蛍光I R bとを分離するように構成されている。

[0052] 具体的には、第1フィルタ1 2は、被検体Pに注入された光感受性物質P aから発せられる蛍光I Rのうち、少なくとも所定波長を有する光を透過するように構成されている。より具体的には、第1フィルタ1 2は、所定波長を含む第1発光ピーク4 1 aの波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている。また、第1フィルタ1 2は、所定波長を含む、室内照明が発

する光F Lの波長領域の上限波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている。なお、所定波長は、第2発光ピーク4 1 bの波長である。

[0053] 図1 0は、蛍光検出部9に到達する光を説明するための模式図である。図1 0 (a) に示すように、第1フィルタ1 2には、室内照明の光F Lと、励起光E Lを照射された光感受性物質P aから発せられる蛍光I Rが入射する。図1 0 (b) に示すように、第1フィルタ1 2に入射した室内照明の光F Lと蛍光I Rとのうち、室内照明の光F Lおよび第1波長4 2よりも短い波長の蛍光I R bが第1フィルタ1 2によって除去される。また、第1フィルタ1 2に入射した室内照明の光F Lと蛍光I Rとのうち、第1波長4 2以上の波長の蛍光I R aが第1フィルタ1 2を透過し、蛍光検出部9に到達する。

[0054] なお、第1フィルタ1 2は、構造上、所定波長の波長を有する光のみを正確に透過させることは難しい。そこで、第1実施形態では、所定の波長よりも短い第1波長4 2よりも大きい波長の光を透過させるように構成されている。言い換えると、第1フィルタ1 2は、励起光源4 bから照射された励起光E Lにより光感受性物質P aから発せられる蛍光I Rのうち、第1発光ピーク4 1 aの波長と第2発光ピーク4 1 bの波長との間にある第1波長4 2よりも短い波長の光を取り除くように構成されている。

[0055] 第1波長4 2は、約7 0 0 n m以上約7 7 0 n m未満の範囲に含まれる波長である。また、第1波長4 2は、蛍光I Rの第1発光ピーク4 1 aよりも、蛍光I Rの第2発光ピーク4 1 bに近い大きさの波長である。第1実施形態では、第1波長4 2は、たとえば、約7 5 0 n mの波長である。第1フィルタ1 2で除去する波長の上限である第1波長4 2の大きさを約7 5 0 n mに設定することにより、第1フィルタ1 2は、所定波長を有する蛍光I Rを透過させることができ、蛍光検出部9によって室内照明の光F Lが検出されることを抑制することができる。図1 1のグラフ4 6に示すように、第1フィルタ1 2は、たとえば、第1波長4 2よりも小さい波長から徐々に透過率が増加するように構成されている。すなわち、第1フィルタ1 2は、第1波

長 4 2 を中心とした波長領域 4 5 において、第 1 波長 4 2 前後の波長の光を透過させるように構成されている。したがって、第 1 波長 4 2 の大きさを第 1 発光ピーク 4 1 a に近付けすぎると、第 1 発光ピーク 4 1 a 以下の大きさの波長の光が第 1 フィルタ 1 2 を透過する可能性がある。そのため、第 1 波長 4 2 の大きさは、波長領域 4 5 の大きさを考慮した大きさに設定することが好ましい。なお、図 1 1 のグラフ 4 6 は、横軸が波長であり、縦軸が光（励起光 E L）の透過率である。

[0056] （第 1 実施形態の効果）

第 1 実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0057] 第 1 実施形態では、上記のように、医用画像撮像装置 1 は、励起光 E L（治療光）を照射することにより光感受性物質 P a から発せられる蛍光 I R のうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する第 1 フィルタ 1 2 と、第 1 フィルタ 1 2 を透過した蛍光 I R（I R a）を検出する蛍光検出部 9 と、蛍光検出部 9 の出力に基づき蛍光画像 1 6 a を生成する画像生成部 1 4 とを備え、蛍光 I R は、少なくとも第 1 発光ピーク 4 1 a と第 2 発光ピーク 4 1 b とを有し、第 1 発光ピーク 4 1 a の波長は、第 2 発光ピーク 4 1 b の波長以下の波長であり、室内照明が発する光 F L の波長領域に含まれる波長であり、第 2 発光ピーク 4 1 b の波長は、室内照明が発する光 F L の波長領域に含まれない波長であり、所定波長は、第 2 発光ピーク 4 1 b の波長である。これにより、第 1 フィルタ 1 2 によって室内照明が発する光 F L を取り除くことができる。すなわち、光感受性物質 P a からの蛍光 I R のうち、室内照明の光 F L の波長の波長領域に含まれる光（蛍光 I R b）を室内照明の光 F L とともに敢えて除去し、室内照明の光 F L の波長の波長領域より波長の長い蛍光 I R（I R a）により蛍光画像 1 6 a を生成することができる。したがって、被検体 P に注入された光感受性物質 P a が発する蛍光 I R に基づいて蛍光画像 1 6 a を生成する際に、バックグラウンドが上昇することを抑制することができる。また、バックグラウンドの上昇を抑制することが可能となるので、高解像度の撮像素子を用いて蛍光画像 1 6 a を生成する場合でも、

ノイズが多くなることを抑制することができる。これらの結果、被検体Pに注入された光感受性物質Paが発する蛍光IR（IRa）に基づいて蛍光画像16aを生成する際に、室内照明の光FLが蛍光画像16aに重畳され、蛍光画像16aの画質が低下することを抑制することができる。

[0058] また、第1実施形態では、上記のように、第1フィルタ12は、所定波長を含む、第1発光ピーク41aの波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている。これにより、たとえば、光感受性物質Paが発する蛍光IRの波長が室内照明の光FLの波長領域に含まれる場合、第1発光ピーク41aの波長未満の波長領域に含まれる室内照明が発する光FLを第1フィルタ12によって除去することができる。その結果、蛍光画像16aに励起光ELの波長領域の室内照明の光FLが映り込むことを抑制することができる。

[0059] また、第1実施形態では、上記のように、第1フィルタ12は、所定波長を含む、室内照明が発する光FLの波長領域の上限波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている。これにより、光感受性物質Paが発する蛍光IRのうち、室内照明が発する光FLの波長領域の上限波長よりも長い第1波長42よりも長い波長の蛍光IRを検出することができる。その結果、蛍光画像16aを生成する際に室内照明の光FLが蛍光画像16aに重畳されることをより一層抑制することが可能となるので、蛍光画像16aの画質が低下することをより一層抑制することができる。

[0060] また、第1実施形態では、上記のように、第1発光ピーク41aの強度は、第2発光ピーク41bの強度よりも高い。このような蛍光IRを発する光感受性物質Paを用いれば、たとえば、第1発光ピーク41aの波長が、室内照明が発する光FLの波長領域に含まれている場合でも、第1発光ピーク41aの波長の蛍光IRを室内照明の光FLとともに敢えて除去し、第2発光ピーク41bの蛍光IRにより画像を生成することができる。その結果、室内照明が発する光FLの波長領域に含まれる光を除去することにより、第1発光ピーク41aの強度より強度が低い第2発光ピーク41bの光のS／

N比を向上させることが可能となるので、第2発光ピーク41bの光を用いても、蛍光画像16aの画質が劣化すること抑制することができる。

[0061] また、第1実施形態では、上記のように、第1発光ピーク41aの波長と第2発光ピーク41bの波長との間隔d1は、第1発光ピーク41aの波長と励起光EL（治療光）のピーク波長との間隔d2よりも大きい。このような蛍光IRを発する光感受性物質Paを用いれば、励起光ELのピーク波長と蛍光IRの第1発光ピーク41aの波長との間に、第1フィルタ12を透過させる所定の第1波長42を設定する場合と比較して、励起光ELのピーク波長からの間隔が第1発光ピーク41aよりも第2発光ピーク41bの方が大きいので、励起光ELのピーク波長と蛍光IRの第2発光ピーク41bの波長との間に、第1フィルタ12を透過させる所定の第1波長42を容易に設定することができる。

[0062] また、第1実施形態では、上記のように、励起光EL（治療光）は、650nm以上700nm以下の波長領域にピーク波長を有する光である。ここで、赤色の波長領域は約610nmから約750nmである。また、光の色は、可視光領域の境界に近づくにつれて人の眼の感度が低下するため、見かけ上黒に近づく。したがって、このような蛍光IRを発する光感受性物質Paを使用する際に、励起光ELの波長を650nm以上700nm以下の波長領域に設定することで、650nm未満の励起光ELを照射する場合と比較して、被検体Pに照射された励起光ELによって照射範囲が赤く照らされることを抑制することができる。

[0063] また、第1実施形態では、上記のように、第1発光ピーク41aの波長は、700nm以上750nm未満の領域に含まれ、第2発光ピーク41bの波長は、750nm以上800nm未満の領域に含まれる。このようなピーク波長を有する蛍光IRを発する光感受性物質Paを用いる場合は、第1波長42の大きさの上限を、700nm以上750nm未満の範囲に設定すればよい。その結果、第1フィルタ12が透過させる所定波長の大きさの上限を、室内照明の光FLを除去することに好ましい波長領域に設定することが

できる。

[0064] [第2実施形態]

次に、図8、図12～図15を参照して、本発明の第2実施形態による医用画像撮像装置19を備える治療支援システム200について説明する。所定のピーク波長を有する励起光ELを被検体Pに照射する第1実施形態とは異なり、第2実施形態では、医用画像撮像装置19は、励起光ELを照射された光感受性物質Paから発せられる蛍光IRの第1発光ピーク41aの波長と、第1発光ピーク41aよりも長い第2発光ピーク41bの波長との間の所定の第2波長43（図8参照）よりも長い波長の励起光ELを取り除く第2フィルタ18（図12参照）をさらに備える。なお、上記第1実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する。

[0065] 図12は、第2実施形態による医用画像撮像装置19を備える治療支援システム200の全体構成を示す概略図である。図12に示すように、医用画像撮像装置19は、励起光ELを照射された光感受性物質Paから発せられる蛍光IRの第1発光ピーク41a（図8参照）の波長と、第1発光ピーク41aよりも長い第2発光ピーク41b（図8参照）の波長との間の所定の第2波長43（図8参照）よりも長い波長の励起光ELを取り除く第2フィルタ18をさらに備える。

[0066] 図13に示すように、励起光源4bから照射された励起光ELは、第2フィルタ18に入射する。第2フィルタ18は、入射した励起光ELのうち、第2波長43未満の長さの励起光ELa（一点鎖線）を透過させるように構成されている。したがって、第2フィルタ18に入射した励起光ELは、第2波長43より長い波長の励起光ELbが除去され、第2波長43未満の波長の励起光ELaが被検体Pに照射される。第2フィルタ18は、たとえば、カラーフィルタを含む。

[0067] 図8に示すように、第1波長42は第2波長43よりも長い波長である。第2実施形態では、第2波長43は、たとえば、約720nmの波長である。また、図8に示すように、第1フィルタ12によって分離される波長領域

と、第2フィルタ18によって分離される波長領域とには、共通する波長領域44が存在する。共通する波長領域44の大きさが大きいほど、第1波長42と第2波長43との差が大きくなるため、第2フィルタ18によって分離された励起光ELaの上限値よりも、第1フィルタ12によって取り除かれる蛍光IRbの上限値が大きくなるため、より一層励起光ELが蛍光検出部9に入射することを抑制することができる。

[0068] 図14は、蛍光検出部9に到達する光を説明するための模式図である。図14(a)に示すように、励起光源4bから照射された励起光ELのうち、第2波長43以上の波長の励起光ELbは、第2フィルタ18によって除去される。また、励起光源4bから照射された励起光ELのうち、第2波長43未満の波長の励起光ELaは、第2フィルタ18を透過し、光感受性物質Paに照射される。図14(b)に示すように、励起光ELaが照射された光感受性物質Paは、蛍光IRを発する。図14(c)に示すように、光感受性物質Paから発せられた蛍光IRのうち、第1波長42以上の波長の蛍光IRは、第1フィルタ12を透過し、第1波長42より短い波長の蛍光IRおよび被検体Pの体表などから反射した励起光ELaのうち、第1波長42よりも短い波長の励起光ELaについては、第1フィルタ12によって除去される。第1フィルタ12を透過した蛍光IRaは、蛍光検出部9に検出され、画像化される。

[0069] なお、第2フィルタ18も第1フィルタ12と同様に、構造上、第2波長43の大きさを正確に光を除去することは難しい。図15のグラフ48に示すように、第2フィルタ18は、たとえば、第2波長43よりも小さい波長から徐々に透過率が減少するように構成されている。すなわち、第2フィルタ18は、第2波長43を中心とした波長領域47において、第2波長43前後の波長の光を透過させるように構成されている。したがって、第2波長43の大きさを第2発光ピーク41bに近付けすぎると、第2発光ピーク41b以上の大きさの波長の光が第2フィルタ18を透過する可能性がある。また、第2波長43の大きさを、第1波長42に近付けすぎると、第2フィ

ルタ 18 を透過した励起光 E L a のうち、被検体 P の体表などで反射した励起光 E L a が第 1 フィルタ 12 を透過する可能性がある。そのため、第 2 波長 43 の大きさは、波長領域 47 の大きさを考慮した大きさに設定することが好ましい。なお、図 15 のグラフ 48 は、横軸が波長であり、縦軸が光（励起光 E L）の透過率である。

[0070] なお、第 2 実施形態のその他の構成は、上記第 1 実施形態と同様である。

[0071] （第 2 実施形態の効果）

第 2 実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0072] 第 2 実施形態では、上記のように、励起光 E L を照射された光感受性物質 P a から発せられる蛍光 I R の第 1 発光ピーク 41 a の波長と、第 1 発光ピーク 41 a よりも長い第 2 発光ピーク 41 b の波長との間の所定の第 2 波長 43 よりも長い波長の励起光 E L を取り除く第 2 フィルタ 18 をさらに備える。これにより、励起光 E L に含まれる室内照明の光 F L の波長領域よりも長い波長の励起光 E L のうち、第 2 発光ピーク 41 b 付近の波長成分が被検体 P に照射されることを抑制することができる。その結果、第 2 発光ピーク 41 b 付近の波長成分が被検体 P に照射されることを抑制することが可能となり、被検体 P によって反射された励起光 E L が蛍光検出部 9 で検出された場合でも、第 2 発光ピーク 41 b よりも長い波長の励起光 E L が蛍光画像 16 a に重畳されることを抑制することができる。

[0073] また、第 2 実施形態では、上記のように、第 1 波長 42 は、第 2 波長 43 よりも長い波長である。これにより、第 1 フィルタ 12 で除去することが可能な上限の波長よりも、励起光源 4 b から照射される励起光 E L の波長を、容易に小さくすることができる。その結果、被検体 P によって励起光 E L が反射された場合でも、第 1 波長 42 よりも短い波長の光は第 1 フィルタ 12 で除去されるので、第 2 発光ピーク 41 b よりも長い波長の励起光 E L が蛍光画像 16 a に重畳されることをより一層抑制することができる。

[0074] なお、第 2 実施形態のその他の効果は、上記第 1 実施形態と同様である。

[0075] [第 3 実施形態]

次に、図 1、図 16 および図 17 を参照して、第 3 実施形態による医用画像撮像装置 80（図 1 参照）を備える治療支援システム 300（図 1 参照）について説明する。第 2 発光ピーク 41b の波長よりも短い第 1 波長 42 よりも短い波長の光を除去する第 1 実施形態の第 1 フィルタ 12 とは異なり、第 3 実施形態では、第 3 フィルタ 81 は、第 2 ピーク 42b よりも長い第 3 波長 82 よりも短い波長の光を除去するように構成されている。なお、上記第 1 および第 2 実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する。また、第 3 フィルタ 81 は、特許請求の範囲の「検出器フィルタ」の一例である。

[0076] 第 3 実施形態では、第 3 フィルタ 81 は、第 2 ピーク 42b よりも長い第 3 波長 82 よりも短い波長の光を除去するように構成されている。

[0077] 図 16 は、蛍光検出部 9 に到達する光を説明するための模式図である。図 16（a）に示すように、第 3 フィルタ 81 には、室内照明の光 FL と、励起光 EL を照射された光感受性物質 Pa から発せられる蛍光 IR とが入射する。図 16（b）に示すように、第 3 フィルタ 81 に入射した室内照明の光 FL と蛍光 IR とのうち、室内照明の光 FL および第 3 波長 82 よりも短い波長の蛍光 IRb が第 3 フィルタ 81 によって除去される。また、第 3 フィルタ 81 に入射した室内照明の光 FL と蛍光 IR とのうち、第 3 波長 82 以上の波長の蛍光 IRa が第 3 フィルタ 81 を透過し、蛍光検出部 9 に到達する。

[0078] なお、第 3 実施形態における第 3 フィルタ 81 も、第 1 実施形態における第 1 フィルタ 12 と同様に、構造上、第 3 波長 82 の大きさを正確に光を除去することは難しい。図 17 のグラフ 84 に示すように、第 3 フィルタ 81 は、たとえば、第 3 波長 82 よりも小さい波長から徐々に透過率が増加するように構成されている。すなわち、第 3 フィルタ 81 は、第 3 波長 82 を中心とした波長領域 83 において、第 3 波長 82 前後の波長の光を透過させるように構成されている。したがって、第 3 波長 82 の大きさを第 2 発光ピーク 41b に近付けすぎると、第 2 発光ピーク 41b 以下の大きさの波長の光

が第3フィルタ81を透過する可能性がある。そのため、第3波長82の大きさは、波長領域83の大きさを考慮した大きさに設定することが好ましい。しかし、第2発光ピーク41bは、第1発光ピーク41aよりも波長が長いため、第3波長82は、第1実施形態における第1波長42よりも設定条件が厳しくない。なお、図17のグラフ84は、横軸が波長であり、縦軸が光（励起光EL）の透過率である。

[0079] なお、第3実施形態のその他の構成は、上記第1および第2実施形態と同様である。

[0080] （第3実施形態の効果）

第3実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0081] 第3実施形態では、上記のように、第3フィルタ81は、第2発光ピーク41bよりも長い第3波長82よりも短い波長の光を除去するように構成されており、蛍光検出部9は、第3波長82よりも長い波長の蛍光IRを検出するように構成されている。これにより、第2発光ピーク41bよりも長い第3波長82よりも短い波長の光を除去することが可能となるので、より確実に室内照明の光FLの波長領域の光が蛍光画像16aに映り込むことを抑制することができる。また、第2発光ピーク41bよりも長い波長の光を透過させることが可能となるので、たとえば、光感受性物質PaとしてICGを用いる場合でも、第3フィルタ81を交換することなくICGが発する蛍光IRを検出する際に室内照明の光FLの波長領域の光が蛍光画像16aに映り込むことを抑制することができる。その結果、光感受性物質PaとしてIR700およびICGのどちらを用いる場合でも、第3フィルタ81を交換することなく、室内照明の光FLの波長領域の光が蛍光画像16aに映り込むことを抑制することができる。

[0082] なお、第3実施形態のその他の効果は、上記第1および第2実施形態と同様である。

[0083] [第4実施形態]

次に、図1、図18および図19を参照して、第4実施形態による医用画

像撮像装置 90（図 1 参照）を備える治療支援システム 400（図 1 参照）について説明する。第 1 発光ピーク 41 a が室内照明の光 FL の波長領域に含まれる波長であり、第 2 発光ピーク 41 b が室内照明の光 FL の波長よりも長い波長である蛍光 I R を発する光感受性物質 P a を用いる第 1 実施形態とは異なり、第 4 実施形態では、第 1 発光ピーク 41 a が室内照明の光 FL の波長領域よりも短い波長であり、第 2 発光ピーク 41 b が室内照明の光 FL の波長領域に含まれる波長である蛍光 I R を発する光感受性物質 P a を用いる。なお、上記第 1 ～第 3 実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する。また、第 4 フィルタ 91 は、特許請求の範囲の「検出器フィルタ」の一例である。

[0084] 第 4 実施形態では、図 1 に示すように、医用画像撮像装置 90 は、励起光 EL（治療光）を照射することにより光感受性物質 P a から発せられる蛍光 I R のうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する第 4 フィルタ 91 と、検出器フィルタを透過した蛍光 I R を検出する蛍光検出部 9 と、蛍光検出部 9 の出力に基づき画像を生成する画像生成部 14 とを備える。

[0085] 図 18 は、蛍光検出部 9 に到達する光を説明するための模式図である。図 18 に示すように、光感受性物質 P a が発する蛍光 I R は、少なくとも第 1 発光ピーク 41 a と第 2 発光ピーク 41 b を有し、第 1 発光ピーク 41 a の波長は、第 2 発光ピーク 41 b の波長以下の波長であり、室内照明が発する光 FL の波長領域に含まれない波長であり、第 2 発光ピーク 41 b の波長は、室内照明が発する光 FL の波長領域に含まれる波長であり、所定波長は第 1 発光ピーク 41 a の波長である。第 4 実施形態では、第 4 フィルタ 91 は、所定波長を含む、第 2 発光ピーク 41 b の波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている。また、第 4 フィルタ 91 は、所定波長を含む、室内照明が発する光 FL の波長領域の下限波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている。

[0086] 具体的には、図 19 のグラフ 94 に示すように、第 4 フィルタ 91 は、たとえば、第 4 波長 92 よりも小さい波長から徐々に透過率が減少するように

構成されている。すなわち、第4フィルタ91は、第4波長92を中心とした波長領域93において、第4波長92前後の波長の光を透過させるように構成されている。なお、図19のグラフ94は、横軸が波長であり、縦軸が光（励起光EL）の透過率である。

[0087] なお、第4実施形態のその他の構成は、上記第1および第2実施形態と同様である。

[0088] （第4実施形態の効果）

第4実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0089] 第4実施形態では、上記のように、医用画像撮像装置90は、励起光EL（治療光）を照射することにより光感受性物質Paから発せられる蛍光IRのうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する第4フィルタ91と、第4フィルタ91を透過した蛍光IRを検出する蛍光検出部9と、蛍光検出部9の出力に基づき画像を生成する画像生成部14とを備え、蛍光IRは、少なくとも第1発光ピーク41aと第2発光ピーク41bとを有し、第1発光ピーク41aの波長は、第2発光ピーク41bの波長以下の波長であり、室内照明が発する光FLの波長領域に含まれない波長であり、第2発光ピーク41bの波長は、室内照明が発する光FLの波長領域に含まれる波長であり、所定波長は第1発光ピーク41aの波長である。これにより、光感受性物質Paが発する蛍光IRの第2発光ピーク41bの波長が室内照明が発する光FLの波長領域に含まれる場合でも、第4フィルタ91によって室内照明が発する光FLの波長領域の光を取り除くことができる。その結果、上記第1実施形態による医用画像撮像装置1と同様に、被検体Pに注入された光感受性物質Paが発する蛍光IRに基づいて蛍光画像16aを生成する際に、室内照明の光FLが蛍光画像16aに重畳され、蛍光画像16aの画質が低下することを抑制することができる。

[0090] また、第4実施形態では、上記のように、第4フィルタ91は、所定波長を含む、第2発光ピーク41bの波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている。これにより、たとえば、光感受性物質Paが発する蛍光IR

Rの第2発光ピーク41bの波長が室内照明の光FLの波長領域に含まれる場合、第4フィルタ91によって除去することができる。その結果、蛍光画像16aに第2発光ピーク41bの波長領域の室内照明の光FLが映り込むことを抑制することができる。

[0091] また、第4実施形態では、上記のように、第4フィルタ91は、所定波長を含む、室内照明が発する光FLの波長領域の下限波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている。これにより、光感受性物質Paが発する蛍光IRのうち、室内照明が発する光FLの波長領域の下限波長よりも短い波長の蛍光IRを検出することができる。その結果、蛍光画像16aを生成する際に室内照明の光FLが蛍光画像16aに重畳されることをより一層抑制することが可能となるので、蛍光画像16aの画質が低下することをより一層抑制することができる。

[0092] なお、第4実施形態のその他の効果は、上記第1～第3実施形態と同様である。

[0093] (変形例)

なお、今回開示された実施形態は、すべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した実施形態の説明ではなく、特許請求の範囲によって示され、さらに特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更（変形例）が含まれる。

[0094] たとえば、上記第1～第4実施形態では、検出器フィルタおよび光源フィルタとして、カラーフィルタを用いる例を示したが、本発明はこれに限られない。所定の波長領域の光を分離することが可能であれば、どのようなフィルタを用いてもよい。たとえば、プリズムなどを用いてもよい。

[0095] また、上記第1～第4実施形態では、第1フィルタ12（第3フィルタ81、第4フィルタ91）を、光軸L上の蛍光検出部9から離れた位置に配置する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、蛍光検出部9と第1フィルタ12（第3フィルタ81、第4フィルタ91）とを離さずに配置してもよい。

- [0096] また、上記第１～第４実施形態では、励起光ＥＬとして、約６５０ｎｍ以上約７００ｎｍ以下の波長領域にピーク波長を有する光を用いたが、本発明はこれに限られない。たとえば、第２吸収ピーク４０ｂ付近にピーク波長を有する励起光ＥＬを用いてもよい。しかし、第２吸収ピーク４０ｂの吸収効率は第１吸収ピーク４０ａよりも低く、第２吸収ピーク４０ｂの波長が約６２０ｎｍであるため、励起光ＥＬが照射された領域が赤く照らされるため、第１吸収ピーク４０ａ付近（約６５０ｎｍ以上約７００ｎｍ以下の波長領域）にピーク波長を有する励起光ＥＬを用いることが好ましい。
- [0097] また、上記第１～第４実施形態では、光感受性物質Ｐａとして、ＩＲ７００を用いる例を示したが、本発明はこれに限られない。室内照明の光ＦＬの波長領域内にピーク波長を有するとともに、室内照明の光ＦＬの波長領域よりも大きい波長領域にピーク波長を有する光感受性物質であれば、どのような光感受性物質であってもよい。
- [0098] また、上記第１～第４実施形態では、画像生成部１４が可視光画像１６ｂを生成する例を示したが、本発明はこれに限られない。画像生成部１４が蛍光画像１６ａのみを生成する構成であってもよい。
- [0099] また、上記第２実施形態では、第２波長４３が第１波長４２よりも小さい波長である例を示したが、本発明はこれに限られない。第２波長４３と第１波長４２とが同じ大きさであってもよい。
- [0100] また、上記第１～第４実施形態では、医用画像撮像装置１（１９、８０、９０）が励起光源４ｂを備える構成の例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、被検体Ｐに治療光を照射する治療光源を別途設け、蛍光検出部９は、治療光源から照射される治療光により発せられた蛍光ＩＲを検出するように構成されていてもよい。
- [0101] また、上記第１～第４実施形態では、第１フィルタ１２、第２フィルタ１８、第３フィルタ８１および第４フィルタ９１が、所定の波長以下（所定の波長以上）の光を除去するいわゆるロングパスフィルタ（ショートパスフィルタ）として構成する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば

、第1フィルタ12、第2フィルタ18、第3フィルタ81および第4フィルタ91は、所定の波長範囲の光を透過させる、いわゆるバンドパスフィルタとして構成されていてもよい。

[0102] また、上記第1～第4実施形態では、被検体Pに対して治療光を照射することにより治療を行う装置に用いる構成の例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、内視鏡など、他の医療機器を用いて光免疫治療を行う場合にも本発明を適用することができる。

符号の説明

[0103] 1、19、80、90 医用画像撮像装置
4b 励起光源
9 蛍光検出部（検出器）
12 第1フィルタ（検出器フィルタ）
14 画像生成部
16 画像
41a 蛍光の第1ピーク
41b 蛍光の第2ピーク
42 第1波長
43 第2波長
81 第3フィルタ（検出器フィルタ）
82 第3波長
85 第4波長
91 第4フィルタ（検出器フィルタ）
EL、ELa、ELb 励起光
FL 室内照明の光
IR、IRa、IRb 蛍光
P 被検体
Pa 光感受性物質

請求の範囲

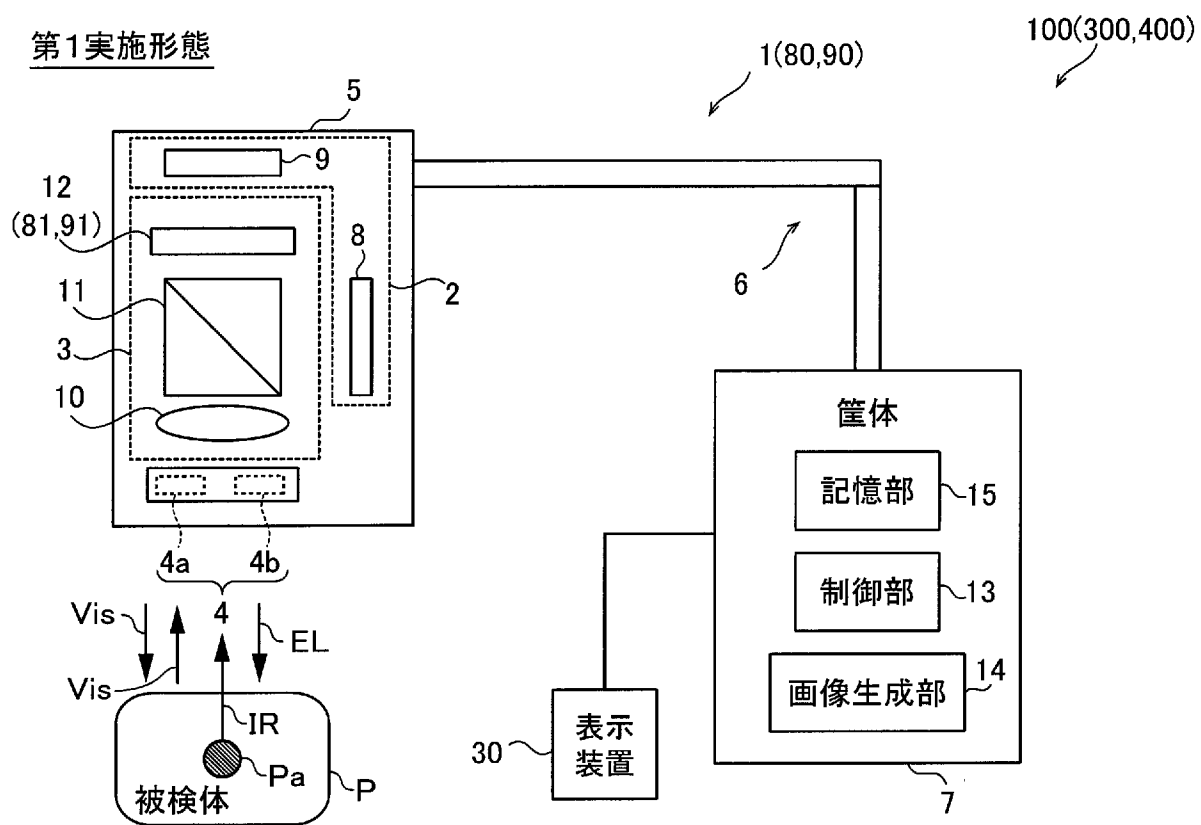
- [請求項1] 被検体内の治療対象部位に蓄積された光感受性物質に治療光を照射して行う治療時の前記治療対象部位を撮像して画像を生成する医用画像撮像装置であって、
- 前記治療光を照射することにより前記光感受性物質から発せられる蛍光のうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する検出器フィルタと、
- 前記検出器フィルタを透過した前記蛍光を検出する検出器と、
- 前記検出器の出力に基づき画像を生成する画像生成部とを備え、
- 前記蛍光は、少なくとも第1 発光ピークと第2 発光ピークとを有し、
- 前記第1 発光ピークの波長は、前記第2 発光ピークの波長以下の波長であり、室内照明が発する光の波長領域に含まれる波長であり、
- 前記第2 発光ピークの波長は、前記室内照明が発する光の波長領域に含まれない波長であり、
- 前記所定波長は、前記第2 発光ピークの波長である、医用画像撮像装置。
- [請求項2] 前記検出器フィルタは、前記所定波長を含む、前記第1 発光ピークの波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている、請求項1 に記載の医用画像撮像装置。
- [請求項3] 前記検出器フィルタは、前記所定波長を含む、前記室内照明が発する光の波長領域の上限波長よりも長い波長の光を透過するように構成されている、請求項1 または2 に記載の医用画像撮像装置。
- [請求項4] 前記第1 発光ピークの強度は、前記第2 発光ピークの強度よりも高い、請求項1 ～3 のいずれか1 項に記載の医用画像撮像装置。
- [請求項5] 前記第1 発光ピークの波長と前記第2 発光ピークの波長との間隔は、前記第1 発光ピークの波長と前記治療光のピーク波長との間隔よりも大きい、請求項1 ～4 のいずれか1 項に記載の医用画像撮像装置。

- [請求項6] 前記治療光は、650nm以上700nm以下の波長領域にピーク波長を有する光である、請求項1～5のいずれか1項に記載の医用画像撮像装置。
- [請求項7] 前記第1発光ピークの波長は、700nm以上750nm未満の領域に含まれ、
前記第2発光ピークの波長は、750nm以上800nm未満の領域に含まれる、請求項1～6のいずれか1項に記載の医用画像撮像装置。
- [請求項8] 被検体内の治療対象部位に蓄積された光感受性物質に治療光を照射して行う治療時の前記治療対象部位を撮像して画像を生成する医用画像撮像装置であって、
前記治療光を照射することにより前記光感受性物質から発せられる蛍光のうち、少なくとも所定波長を有する光を透過する検出器フィルタと、
前記検出器フィルタを透過した前記蛍光を検出する検出器と、
前記検出器の出力に基づき画像を生成する画像生成部とを備え、
前記蛍光は、少なくとも第1発光ピークと第2発光ピークとを有し、
前記第1発光ピークの波長は、前記第2発光ピークの波長以下の波長であり、室内照明が発する光の波長領域に含まれない波長であり、
前記第2発光ピークの波長は、前記室内照明が発する光の波長領域に含まれる波長であり、
前記所定波長は前記第1発光ピークの波長である、医用画像撮像装置。
- [請求項9] 前記検出器フィルタは、前記所定波長を含む、前記第2発光ピークの波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている、請求項8に記載の医用画像撮像装置。
- [請求項10] 前記検出器フィルタは、前記所定波長を含む、前記室内照明が発す

る光の波長領域の下限波長よりも短い波長の光を透過するように構成されている、請求項 8 または 9 に記載の医用画像撮像装置。

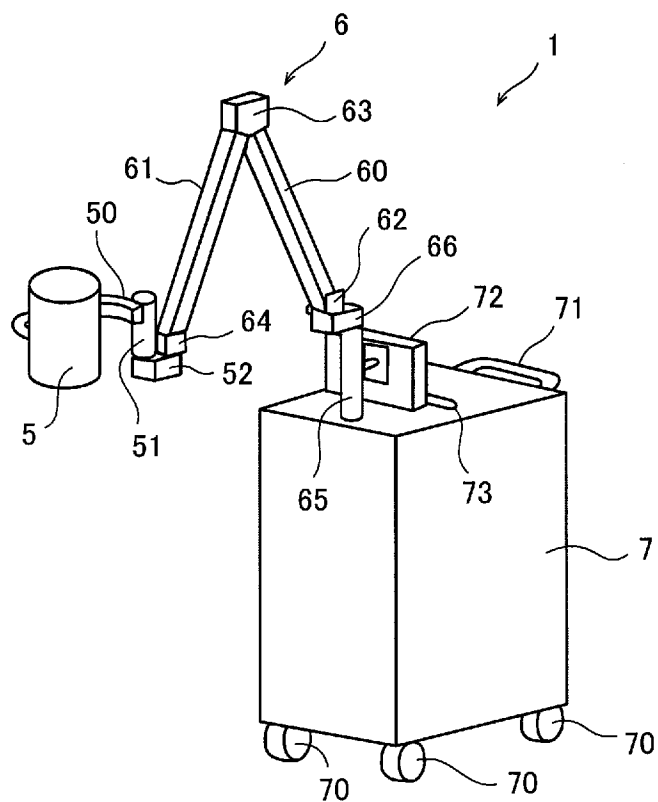
[図1]

第1実施形態

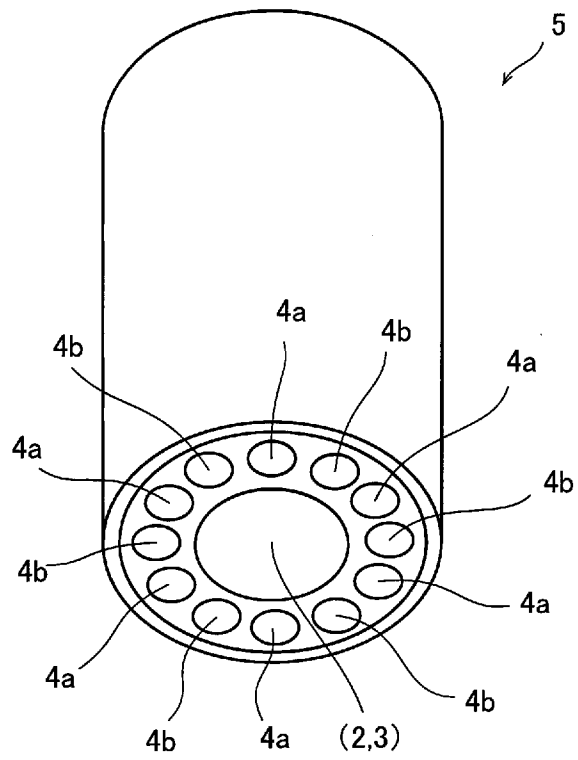


[図2]

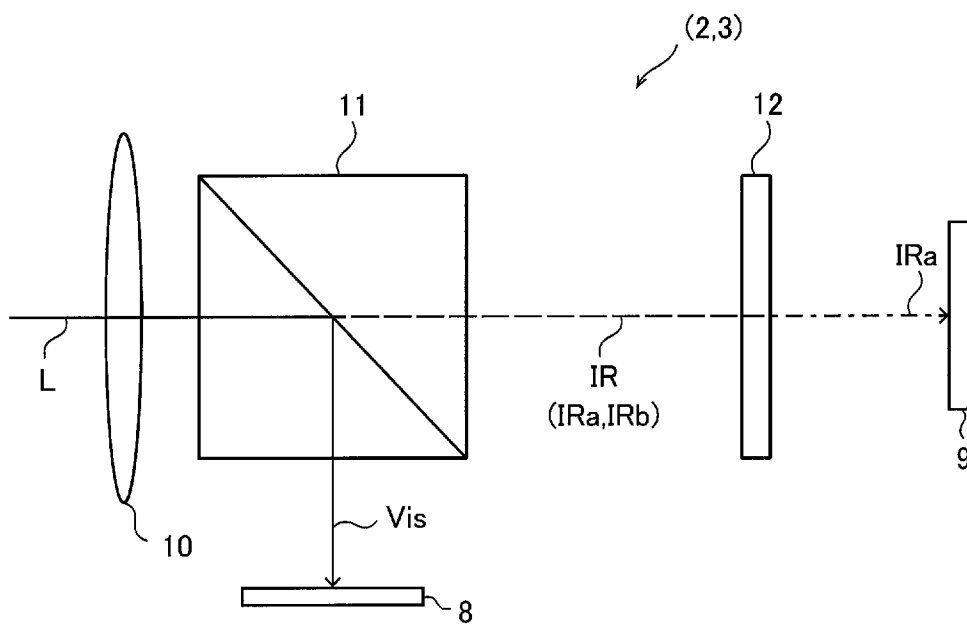
第1実施形態



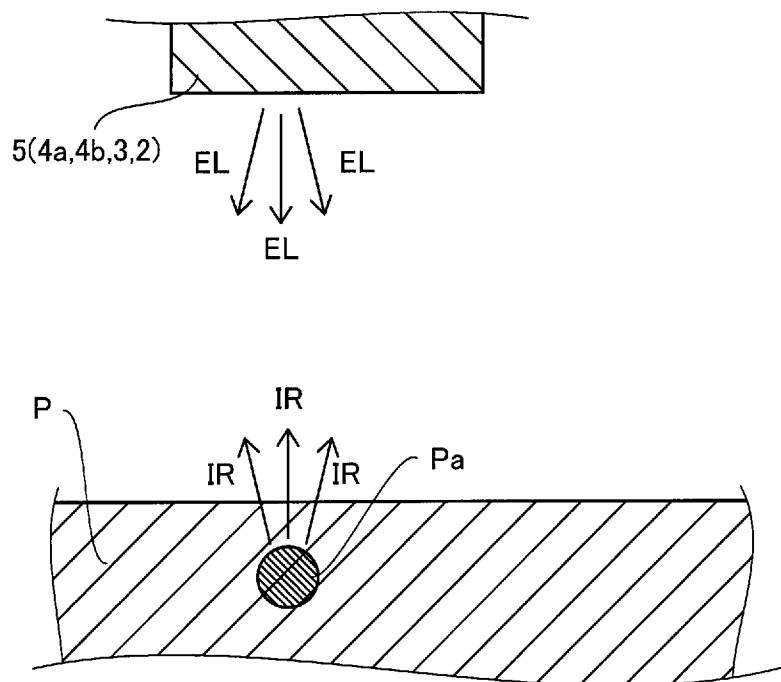
[図3]

第1実施形態

[図4]

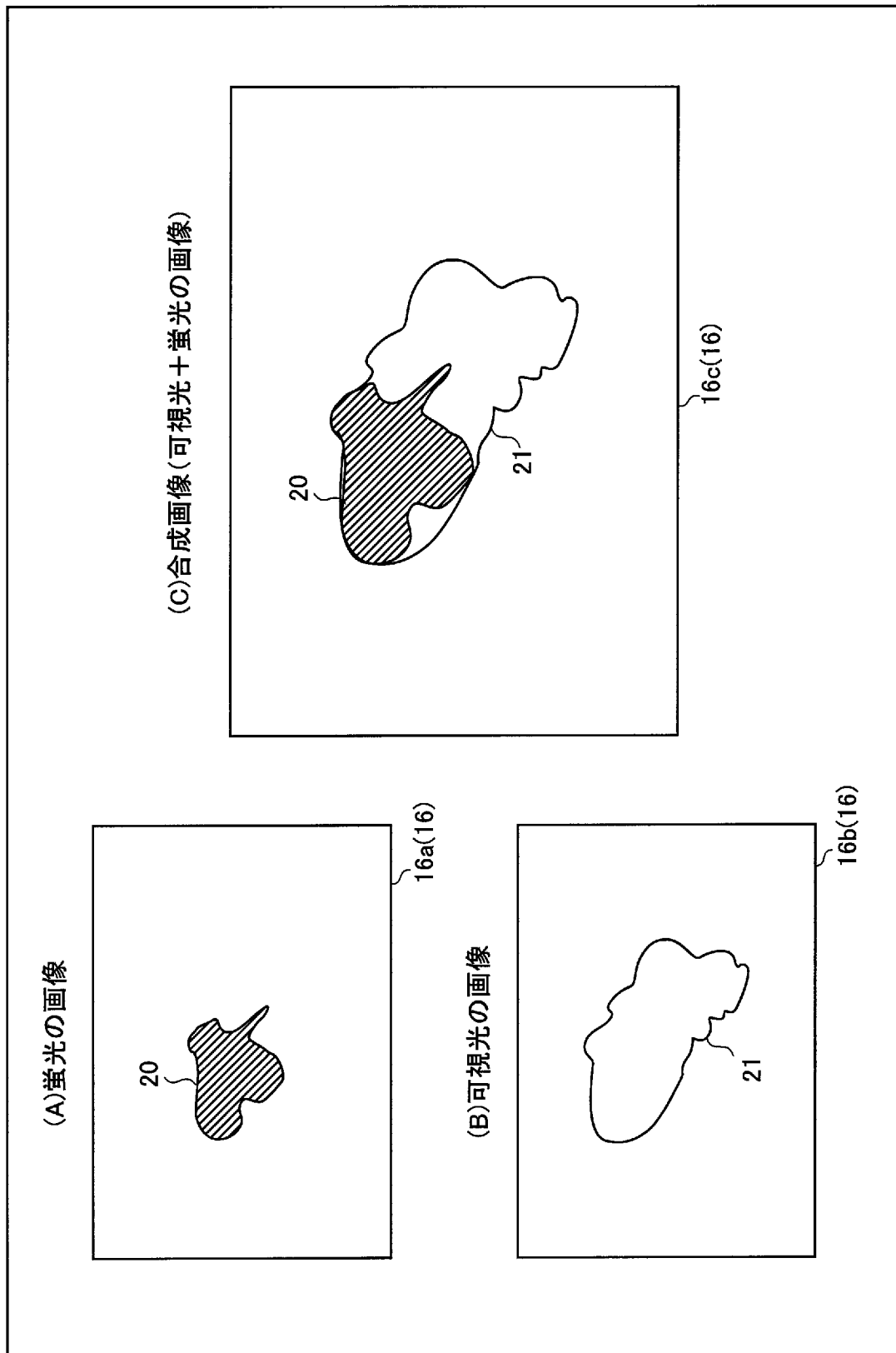
第1実施形態

第1実施形態

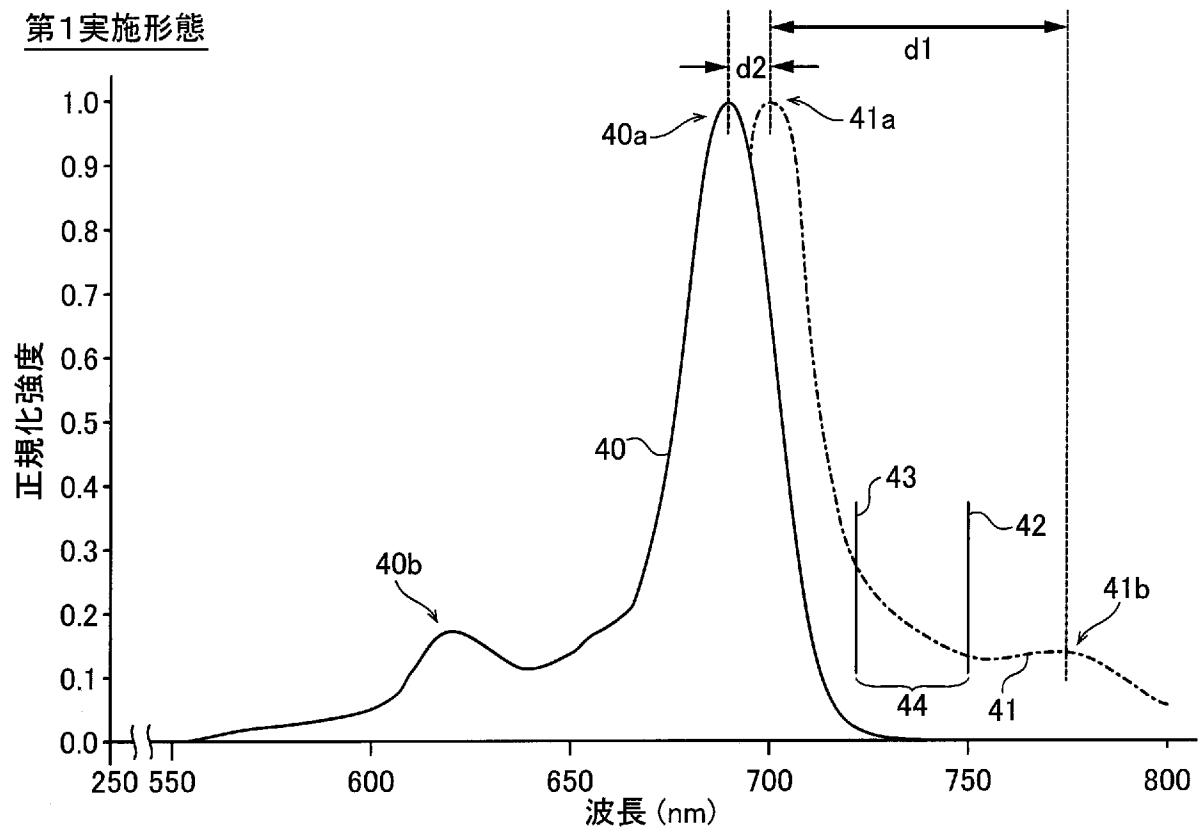


[図7]

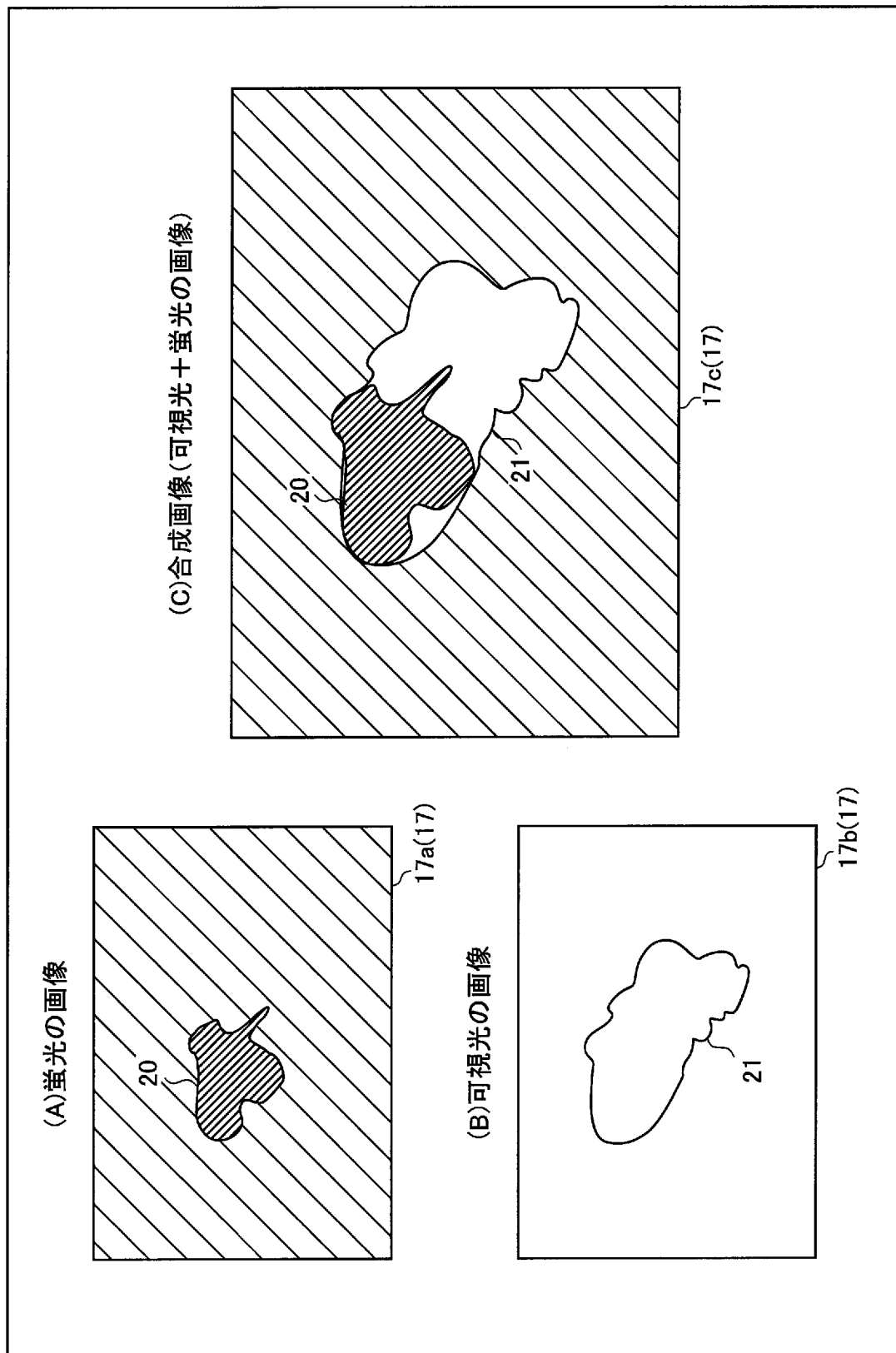
第1実施形態



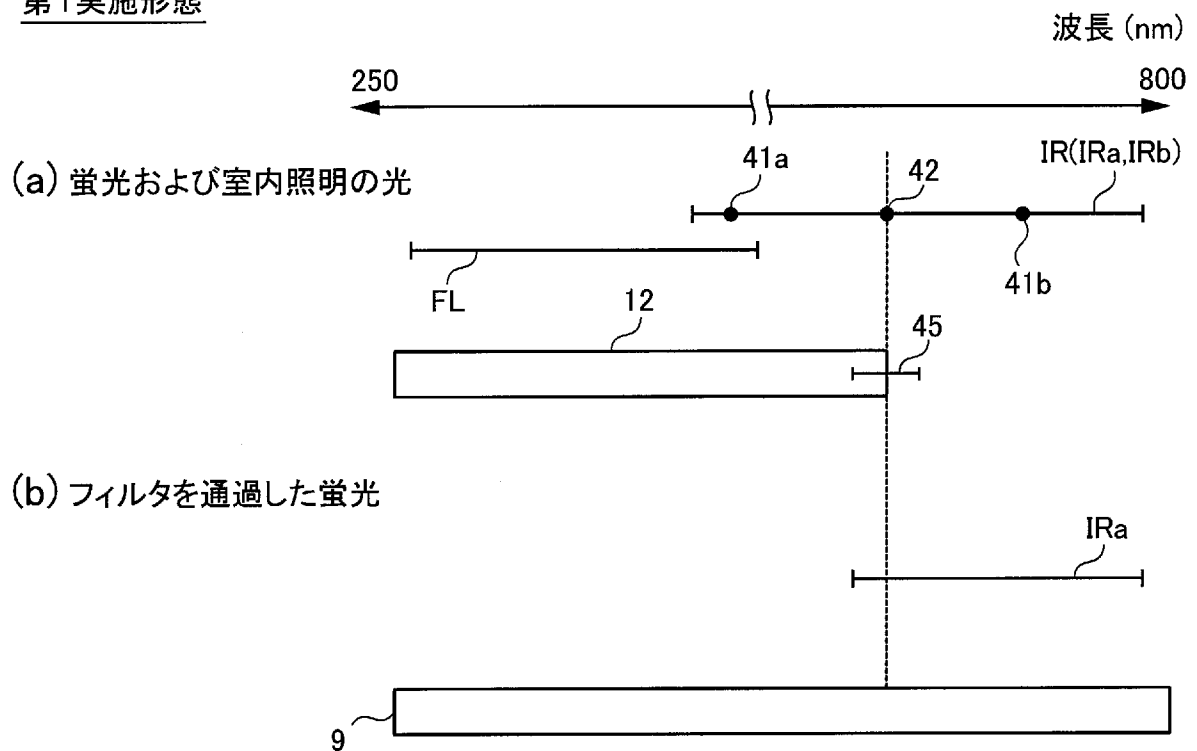
[図8]



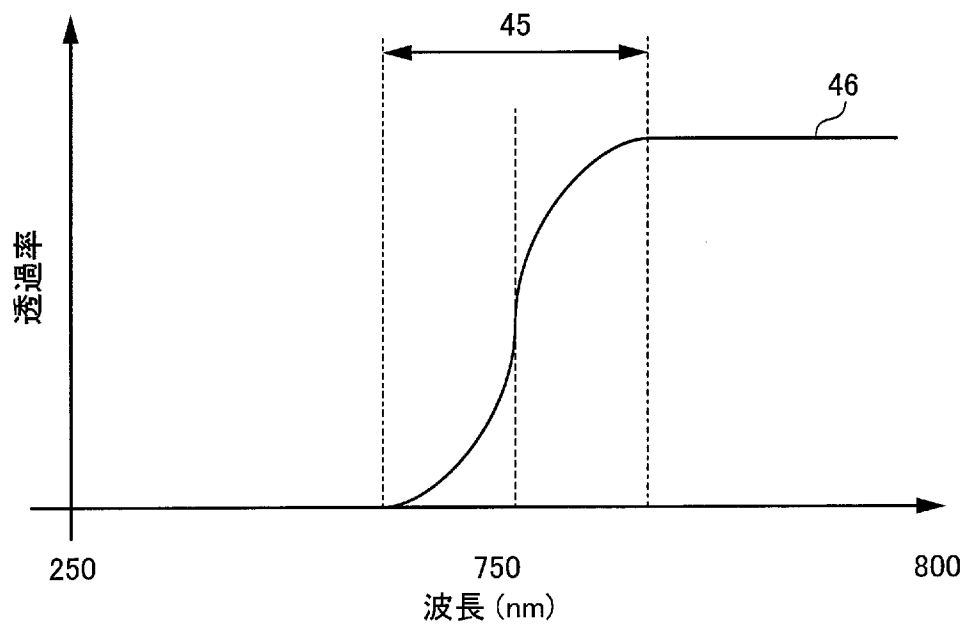
[図9]

第1実施形態

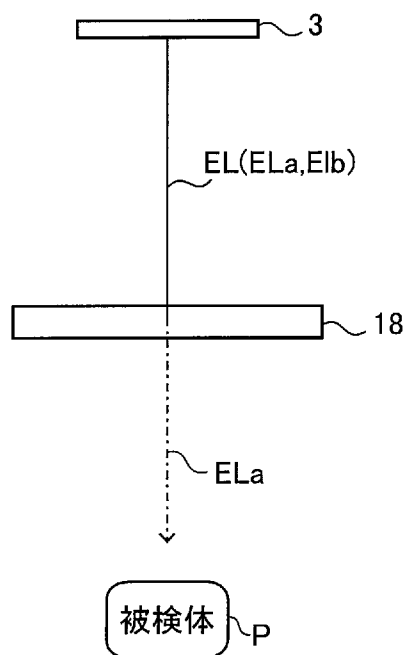
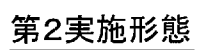
[図10]

第1実施形態

[図11]

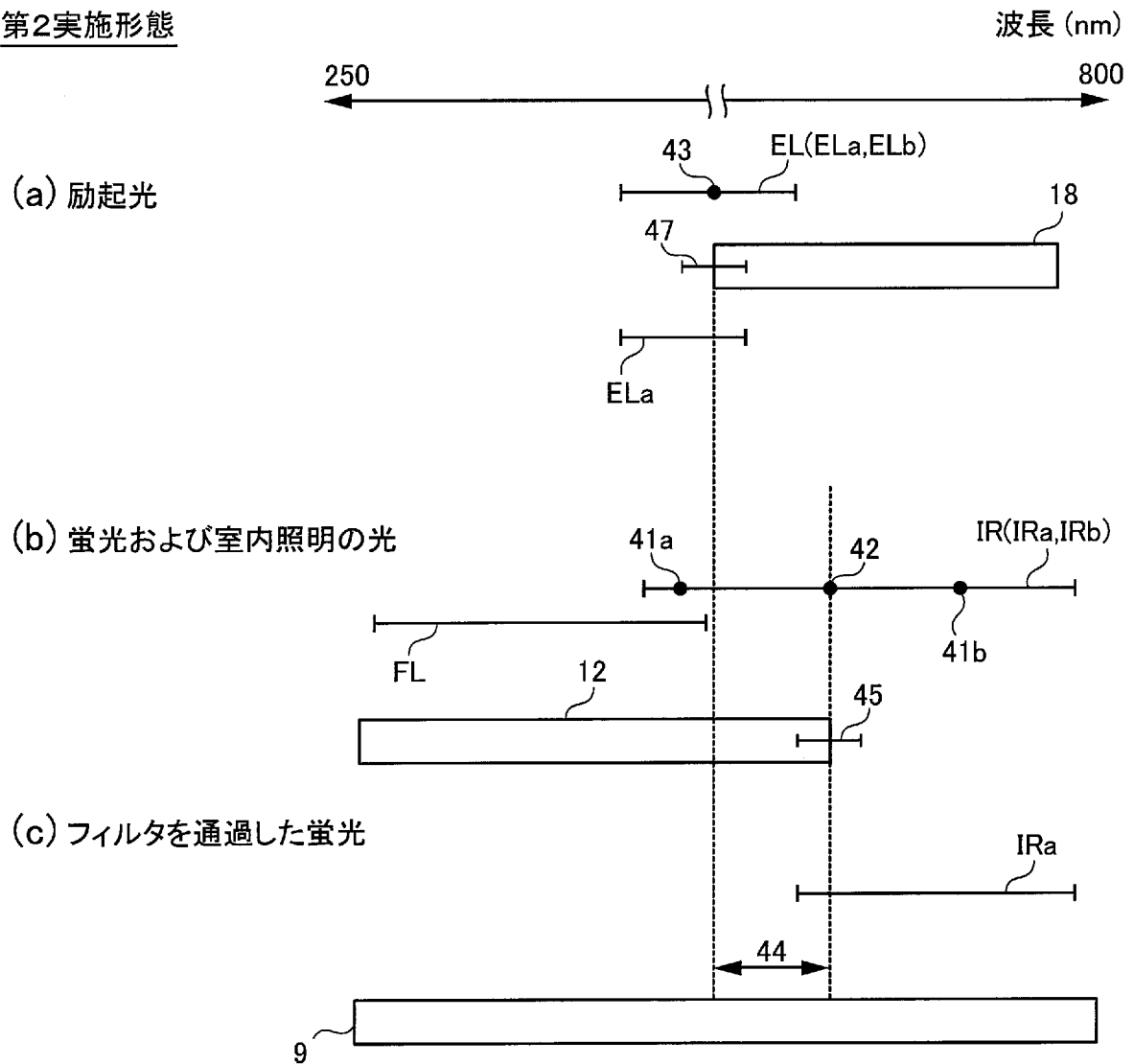
第1実施形態

第2実施形態



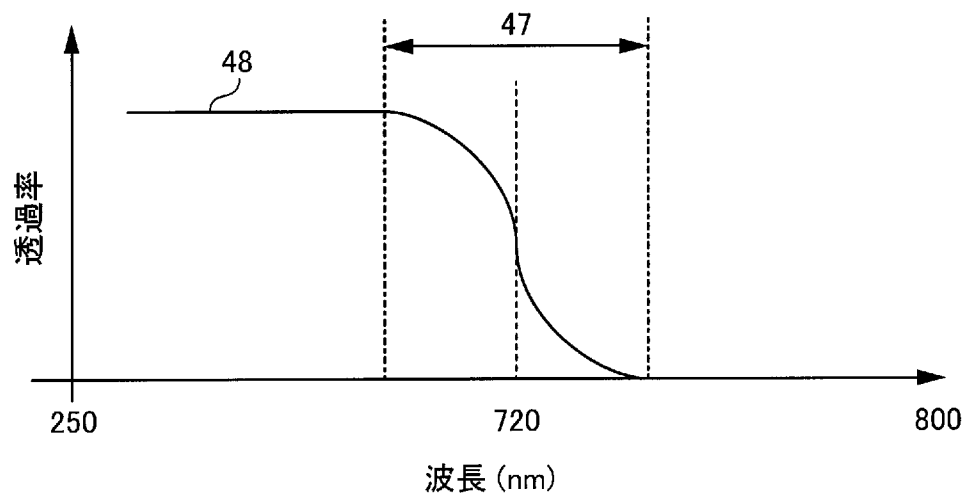
[図14]

第2実施形態

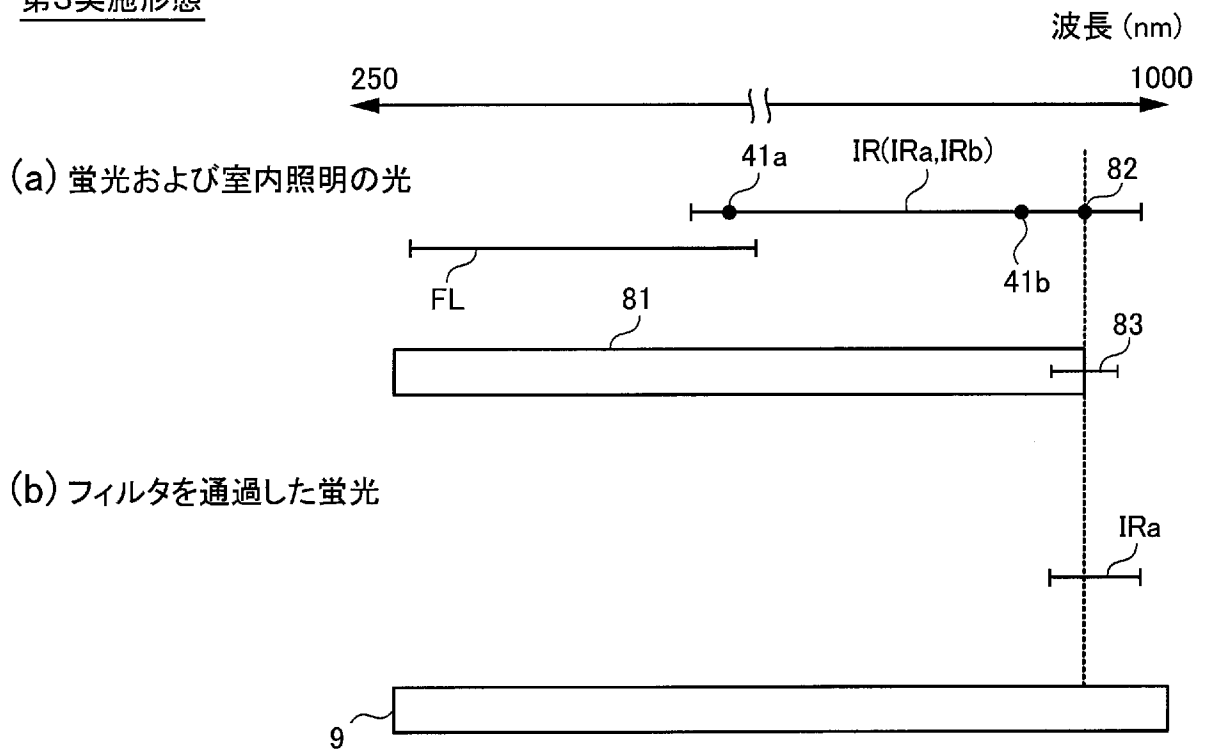


[図15]

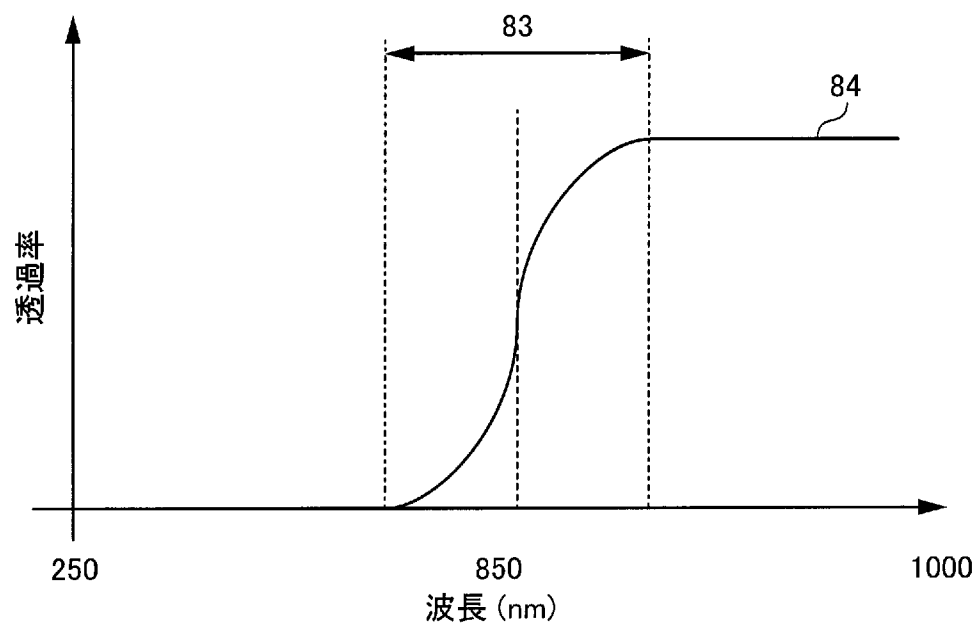
第2実施形態



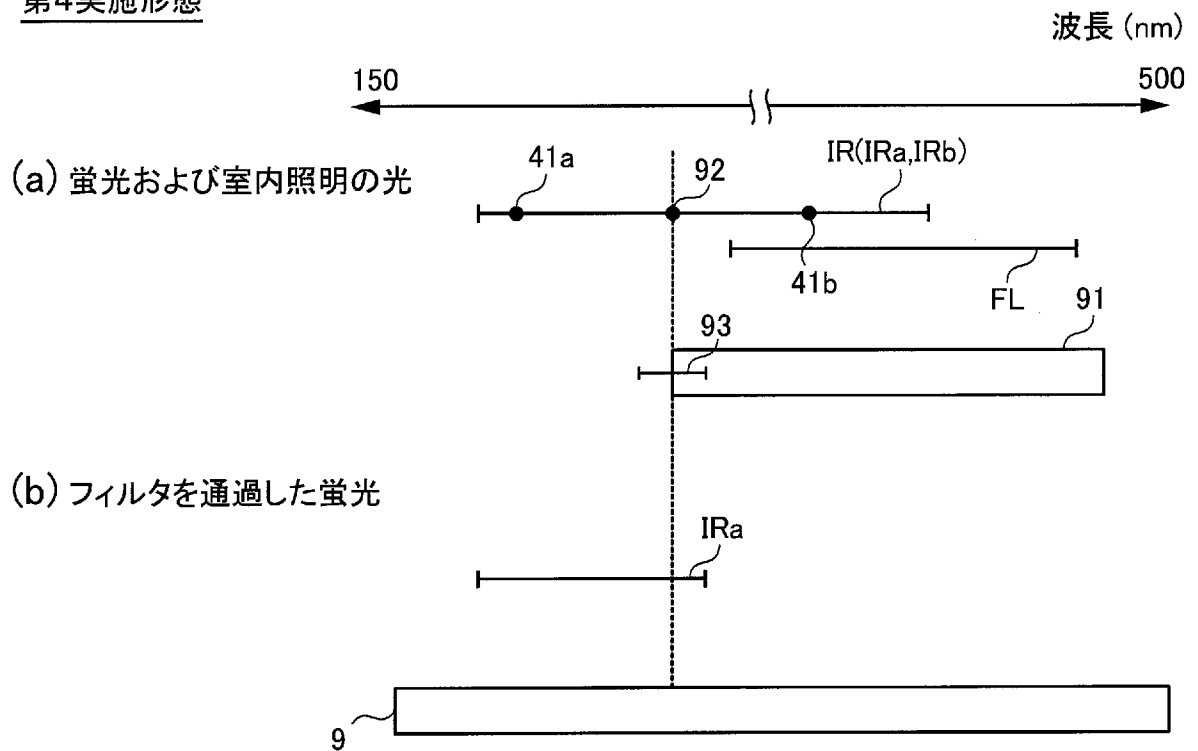
[図16]

第3実施形態

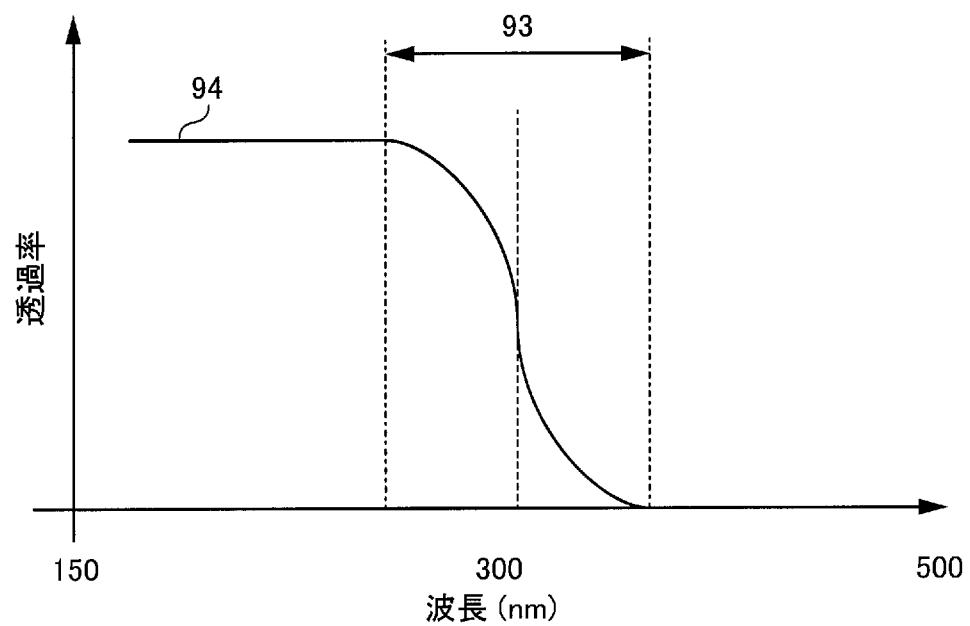
[図17]

第3実施形態

[図18]

第4実施形態

[図19]

第4実施形態

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/018289

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B10/00 (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. A61B10/00

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2012-23492 A (SONY CORP.) 02 February 2012, paragraphs [0022]-[0025], fig. 1, 3, 4 & US 2012/0016230 A1, paragraphs [0073]-[0076], fig. 1, 3, 4 & CN 102370462 A	1-10
X	JP 2007-303990 A (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) 22 November 2007, paragraphs [0018]-[0024], fig. 1, 2 (Family: none)	1-10
A	WO 2017/164101 A1 (NATIONAL INSTITUTE OF ADVANCED INDUSTRIAL SCIENCE AND TECHNOLOGY) 28 September 2017, paragraphs [0002]-[0006], fig. 1 (Family: none)	1-10

☐ 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
27.07.2018

Date of mailing of the international search report
07.08.2018

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

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B10/00(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. A61B10/00

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2012-23492 A (ソニー株式会社) 2012.02.02, [0022]-[0025]、 図 1, 3-4 & US 2012/0016230 A1, [0073]-[0076], Figs. 1, 3-4 & CN 102370462 A	1-10
X	JP 2007-303990 A (松下電器産業株式会社) 2007.11.22, [0018]-[0024]、図 1-2 (ファミリーなし)	1-10
A	WO 2017/164101 A1 (国立研究開発法人産業技術総合研究所) 2017.09.28, [0002]-[0006]、図 1 (ファミリーなし)	1-10

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

27.07.2018

国際調査報告の発送日

07.08.2018

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)

門田 宏

2 Q

9 2 2 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292