

(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  
2010年9月2日(02.09.2010)

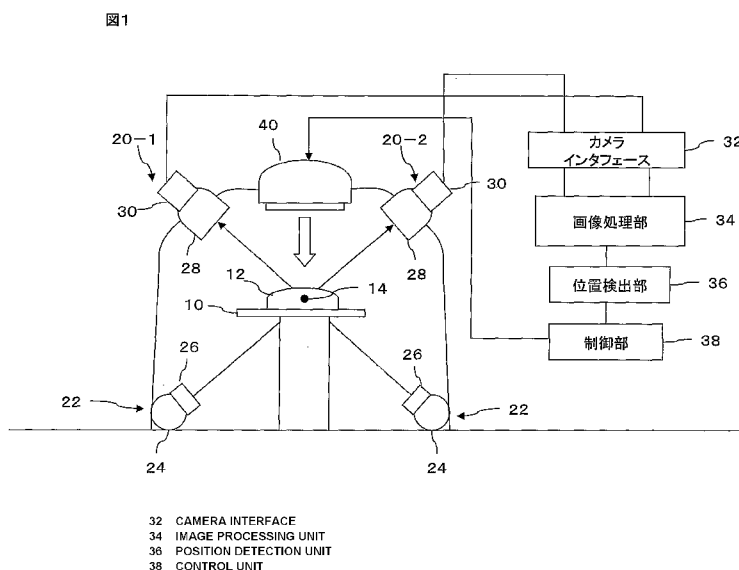


(10) 国際公開番号  
WO 2010/098214 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 6/00 (2006.01) A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/052133
- (22) 国際出願日: 2010年2月8日(08.02.2010)
- (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 2009-044881 2009年2月26日(26.02.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人北海道大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION HOKKAIDO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁目 Hokkaido (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 石川正純 (ISHIKAWA, Masayori).
- (74) 代理人: 吉田研二, 外(YOSHIDA, Kenji et al.); 〒1800004 東京都武蔵野市吉祥寺本町1丁目34番12号 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, 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, JP, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, 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: TARGET TRACKING DEVICE AND RADIATION THERAPY APPARATUS

(54) 発明の名称: ターゲット追跡装置および放射線治療装置



(57) Abstract: An X-ray fluoroscopic unit (20-1, 20-2) simultaneously acquires a plurality of X-ray fluoroscopic images with different sensitivities in one direction. An image processing unit (34) detects a target on the basis of the plurality of X-ray fluoroscopic images acquired in each direction.

(57) 要約: X線透視装置(20-1, 20-2)は、1つの方向について、感度の異なる複数のX線透視画像を同時に取得する。画像処理装置(34)は、各方向について、得られた複数のX線透視画像に基づいてターゲットを検出する。

WO 2010/098214 A1

## 明 細 書

## ターゲット追跡装置および放射線治療装置

## [技術分野]

複数の方向からのX線透視画像に基づき、動くターゲットを追跡するターゲット追跡装置およびこれを利用した放射線治療装置に関する。

## [背景技術]

放射線治療においては、放射線を患部（例えば腫瘍）に正確に照射することが重要である。一方、生体には各種の動きがあり、特に肺の近くの腫瘍は呼吸に基づき大きく移動する。このため、腫瘍のそばにマーカを配置し、このマーカの位置を2方向X線透視式の動体追跡装置で検出し、治療放射線の照射を制御することが提案されている（特許文献1）。この動体追跡装置は、2式の高強度のX線発生装置とX線受像装置を用いて、体内に埋め込まれた金属マーカ等を撮影し、2枚の2次元の透視画像から、3次元位置を計測する。連続でX線透視撮影を行うことによって、リアルタイムで金属マーカの3次元位置が計算可能であり、呼吸性移動を伴う部位の金属マーカを高精度で検出することができる。そこで、金属マーカの検出結果に基づき、治療放射線の照射を制御することで、腫瘍の動きに応じた高精度の放射線を行うことができる。

## [先行技術文献]

## [特許文献]

[特許文献1] 特許第3053389号公報

[特許文献2] 特開2006-230673号公報

[特許文献3] 特開2003-202382号公報

[非特許文献]

[非特許文献1] 東芝レビューVol.59No.10 (2004) p.51-54

[発明の概要]

[発明が解決しようとする課題]

ここで、効率的な治療放射線照射のためには、さらに正確なマーカの位置検出が求められる。特に、肺などの低密度領域と骨や金属マーカなどの高密度物質が混在する領域において、金属マーカの追跡が困難な場合があった。

さらに、動体追跡装置によるX線の照射についても提案がある（特許文献2参照）が、さらなる効率化が要求されている。なお、カラーシンチレータを利用して放射線画像のダイナミックレンジを広げることについては特許文献3や非特許文献1に記載されている。

[課題を解決するための手段]

本発明は、複数の方向からのX線透視画像に基づき、動くターゲットを追跡するターゲット追跡装置であって、1つの方向について、感度の異なる複数のX線透視画像を取得する画像取得手段と、同一方向のX線透視画像のそれぞれについてパターンマッチングによりターゲットを同定し、同定結果におけるほぼ同一位置のターゲットについてより確度の高いターゲットを採用して1つの方向についてのX線透視画像中におけるターゲット位置を検出し、これを複数方向のX線透視画像について行い、複数の方向におけるX線透視画像中のターゲット位置を検出するターゲット検出手段と、ターゲット検出手段において検出した複数の方向

のX線透視画像中のターゲット位置に基づき、ターゲットの3次元位置を検出する3次元位置検出手段と、を有し、ターゲットの3次元位置検出を繰り返すことでターゲットを追跡することを特徴とする。

また、前記画像取得手段は、透視X線の強度に応じて複数の蛍光色のX線透視画像を取得することが好適である。

また、本発明は、上記ターゲット追跡装置を含む放射線治療装置であって、前記ターゲットの3次元位置に基づき、生体に対する放射線治療ビームの照射を制御することを特徴とする。

また、前記ターゲットは、生体内に挿入されたマーカであることが好適である。

また、前記マーカは、電子密度又はX線阻止能の大きい物質であることが好適である。

また、前記マーカは、複数であることが好適である。

また、前記ターゲットは、生体内の腫瘍又は脊柱であることが好適である。

また、前記ターゲットの3次元位置が所定のエリア内にあるときにのみ、生体に対する放射線治療ビームの照射を許可または抑止することが好適である。

#### [発明の効果]

本発明によれば、1方向について複数の感度のX線透視画像を得て、これに基づいてターゲットを正確に検出することができる。

#### [図面の簡単な説明]

[図1] 実施形態に係る放射線医療装置の構成を示す概略図である。

[図2] 複数のX線強度でのR, G, B別の画像を示す図である。

[図3] 吸収率の異なる場所におけるマーカ像を示す図である。

[図4] 画像処理の一例を示すフローチャートである。

[図5] 画像処理の他の実施形態を示すフローチャートである。

[図6] オリジナル (Original) およびエッジ強調処理 (Edge Detection) 後の画像を示す図である。

[図7] 減算画像 (Subtract) および加算画像 (Sum) を示す図である。

#### [発明を実施するための形態]

以下、本発明の実施形態について、図面に基づいて説明する。

図1は、実施形態に係る位置検出装置を含む放射線治療装置の全体構成を示す図である。

治療台10上に固定される患者12の体内には、マーカ14が埋め込まれている。このマーカ14は、例えば金製のボールで直径は1～2mm程度であり、患部の近傍に予め埋め込まれる。マーカ14は、所定の挿入用の器具によって体内の患部近傍の所定部位に埋め込まれる。このようにして埋め込まれたマーカ14は、腫瘍と一定の位置関係にあり、腫瘍の相対位置マーカとして機能する。なお、マーカ14としては、X線吸収が大きい高電子密度物質が望ましく、酸化物、セラミックス、造影剤や金およびタングステンなどの比重の大きい金属などが採用される。

治療台10の周辺には、2つのX線透視装置20-1, 20-2が設けられている。この2つのX線透視装置20-1, 20-2は、異なる方向から治療台10上の患者12にX線を照射して透視像をそれぞれ別に得る。2つのX線透視装置20は、X線ビームの方向が異なるだけで、基本的に同一の構成を有している

ので、以下は、両者について共通して説明する。

このX線照射装置22は、X線管24と、コリメータ26とからなり、所定のX線ビームを射出する。X線照射装置22からのX線ビームは治療台10上の患者12の所定部位を通過して対向するイメージインテンシファイア28に入射する。このイメージインテンシファイア28では、入射蛍光面においてX線を光に変換するとともに蛍光面表面の光電膜で光電子を放出する。そして、この光電子を電子レンズで加速して出力蛍光面に収束し、この出力蛍光面で可視画像に変換して、これをカメラ（例えばCCDカメラ）30で電気信号に変換する。従って、カメラから入射X線に応じた画像信号が出力される。

ここで、このイメージインテンシファイア28では、出力蛍光面にマルチカラーシンチレータを用い、カメラ30をカラーカメラとしている。これによって、入射されるX線は、X線の強度に応じて感度の異なるR、G、Bの信号に変換され、RGBのカラー画像信号がカメラ30から出力される。

2つのX線透視装置20-1、20-2のカメラ30からの画像信号は、カメラインタフェース32を介し、画像処理部34に入力される。

画像処理部34は、2つのX線透視装置20-1、20-2からのR信号画像、G信号画像、B信号画像のそれぞれについて画像処理を行う。本実施形態では、画像処理部34においては、入力されてくる画像を処理して、患者12の体内に埋め込まれているマーカ14を同定する。そして、2つのX線透視装置20-1、20-2によって得られた画像中のマーカ14の2次元座標についてのデータを位置検出部36に供給する。位置検出部は、予めわかっている2つのX線透視装置20-1、20-2のX照射装置22、イメージインテンシファイア28の3次元座標と、得られた2の画像中のマーカ14の座標とに基づいてマーカ14の3次元位置を算出し、これを制御部38に供給する。制御部38は、治療放

射線ビームを患者 1 2 に照射するライナックなどのビーム照射装置 4 0 を制御する。すなわち、ビーム照射装置 4 0 からの治療放射線ビームの方向は予め定められており、一方マーカ 1 4 の位置から照射対象となる腫瘍の位置はわかっている。そこで、制御部 3 8 は、腫瘍が治療放射線ビームの照射範囲に入っているかを判断し、照射範囲に入っているときのみ、ビーム照射装置 4 0 から治療放射線ビームが照射されるようにビーム照射装置 4 0 を制御する。なお、ビーム照射装置 4 0 は、一定の方向に治療放射線ビームを照射するものでもよいが、回転しながら照射するものでもよい。回転しながら治療放射線ビームを照射することにより、回転強度変調放射線治療などが行える。

このようにして、本実施形態によれば、X線透視装置 2 0 - 1, 2 0 - 2 によりリアルタイムで得た画像からマーカ 1 4 の位置を検出し、ビーム照射装置 4 0 からの治療放射線ビームの照射を制御する。これによって、大きく動く腫瘍に対し、追従して確実に治療放射線ビームを照射することができ、無駄な放射線照射を抑制することができる。

なお、上述の例では、マーカ 1 4 が所定の範囲内にあるときのみ治療放射線を照射したが、治療放射線の放射位置を、検出したマーカ 1 4 位置に追従して制御してもよい。

その際には、脊髄等の危険臓器を同時に認識し、治療X線ビームを抑止することが好適である。

次に、画像処理部 3 4 について説明する。上述のように、本実施形態では、1 方向のX線ビームについて、R信号、G信号、B信号の3つの異なる感度の画像信号が得られる。図 2 には、3種類の強度でX線を検体に照射した場合のR, G, Bの画像を示してある。この検体は、立方体形状で8つの頂点にマーカ 1 4 を配置したプラスチックファントムである。R, G, Bで、それぞれ感度が異なる

ため、画像が異なり、マーカ 1 4 の視認性も異なっていることがわかる。この場合、R が最も感度が高く、B が最も感度が低くなっている。

図 3 には、骨などと同等の X を吸収しやすい部材を配置したファントムに複数のマーカ 1 4 を配置した場合の画像であり、3 つのマーカ 1 4 について、それぞれ R, G, B 画像を示してある。場所によって R, G, B 画像のいずれかにおいて、マーカ 1 4 が明確に見える画像が異なっていることがわかる。

#### 「各画像からのマーカの直接検出」

本実施形態では、画像処理部 3 4 において R, G, B の各画像について、独立にマーカパターンとパターンマッチングを行い、マーカ 1 4 を検出する。そして、得られた結果の中からパターンマッチングのスコアの最も高いものを採用し、その座標をマーカ 1 4 の位置とする。

このように、同じ方向から同時に取得された感度の異なる複数の画像を用いることにより、例えば肺野中のマーカ 1 4 と、骨などの密度の高い物質の影になったマーカ 1 4 が、感度の異なる画像のいずれかにおいて認識可能となる。この感度の異なる複数の画像に対して独立にパターンマッチング法を用いることにより、異なる条件に置かれたマーカ 1 4 であっても、正確にその位置を同定することが可能となる。

図 4 には、画像処理部 3 4 における処理についてのフローチャートが示されている。このように、R 画像、G 画像、B 画像についてそれぞれマーカ 1 4 のパターンとパターンマッチングが行われる (S 1 1 - R, S 1 1 - G, S 1 1 - B)。このパターンマッチングは、マーカ 1 4 の画像データとカメラインタフェース 3 2 から供給される各画像とをパターンマッチングすることによって行われる。この際に、パターンマッチングの一致度についてのスコアが、各画像中で検出さ



れたマーカ 1 4 のそれぞれについて記憶される。なお、各画像について、エッジ強調処理をした後、パターンマッチングを行ってもよい。また、パターンマッチングの際は、各色画像それぞれに対してレファレンスのマーカ画像データを定義している。これによって、各色の画像について適切なパターンマッチングが行える。さらに、エッジ強調処理した場合のレファレンスは、マーカ画像についてエッジ強調処理したものを利用することが好適である。

次に、このように R, G, B の各画像において検出されたマーカ 1 4 の位置で近いものを取り出し、それらのパターンマッチングにおけるスコアを比較する (S 1 2)。そして、スコアが最高のを 1 つ選択し、画像中におけるマーカ 1 4 の 2 次元座標位置を決定する (S 1 3)。このようにして、一方向の画像からマーカ 1 4 の画像中の座標が決定され、これを 2 方向について同様に行うことで、2 方向から見たマーカ 1 4 の画像中の座標が決定され、このデータが位置検出部 3 6 に供給される。

例えば、肺領域中のマーカ 1 4 を追跡する場合には低感度の蛍光体 (例えば、B 画像や G 画像) によるイメージで位置算出を行い、骨などの高密度物質の陰になったマーカ 1 4 を追跡する場合には、高感度のイメージ (R 画像) で位置算出を行うことにより、透視条件によらずマーカ 1 4 の追跡が可能となる。

なお、感度の異なる画像を取得するイメージインテンシファイア 2 8 としては、東芝電力システム社より市販されているカラー型イメージインテンシファイア装置 (非特許文献 1 参照) を利用することができる。

このように、本実施形態によれば、同一方向から感度の異なる 3 枚の画像 (R, G, B 画像) を同時に取得可能であるため、条件が頻繁に変化する場合においても、最も解析が有効な画像を用いて追跡を行うことにより、マーカ 1 4 に対する追跡の精度を向上する。さらに、3 つの蛍光体による X 線撮像感度を適切に調

整することにより、ダイナミックレンジを広くすることができ、従来では追跡不可能な条件においても、追跡可能になる。また、複数のマーカ 1 4 を追跡する場合において、それぞれのマーカ 1 4 の透視条件が大きく異なる場合でも、マーカ 1 4 を追跡することができる。

#### 「画像同士の演算によるマーカの検出」

図 5 には、マーカ 1 4 の検出についての他の例が記載してある。この例では、まず R、G、B の各画像について、エッジ強調処理を施す (S 2 1-R, S 2 1-G, S 2 1-B)。このエッジ強調処理は、空間的な微分値を利用して輝度変化の大きな箇所 (エッジ) を強調する。このエッジ処理によって、図 6 上段のような R、G、B 各色のオリジナル画像から、図 6 下段のエッジ強調された画像が得られる。マーカ 1 4 は、周辺の組織に比べ X 線吸収率が高いため、このマーカ 1 4 の外縁が強調される。

次に、エッジ強調処理を行った画像から、オリジナルの画像を減算する (S 2 2-R, S 2 2-G, S 2 2-B)。ここで、減算するオリジナルの画像は、各画素データについてそのまま用い、これを画素毎に対応する画素データから減算する。そして、画素データはマイナスのデータはなく、その画素については輝度 0 とする。この減算処理によって図 7 上段に示すように、マーカ 1 4 以外の部分における輝度変化の多くが削除された減算画像が得られる。一方、マーカ 1 4 の画像についてもその輝度が落ちる。なお、減算する画像データは、必ずしもそのままではなく、変化幅を若干小さくしたデータとするウェイトを掛けた減算処理などでもよい。

次に、得られた 3 つの減算画像を加算処理する (S 2 3)。これによって、図 7 下段に示すような、マーカ 1 4 の輪郭が明確になった加算画像を得ることがで

きる。

そして、このようにして得られた加算画像について、パターンマッチングを行う（S24）。加算画像では、図7下段に示すようにマーカ14についてその輪郭は非常に明確な画像が得られる。従って、パターンマッチングにおいて、正確なパターンマッチングが行える。

特に、この実施形態の処理では、演算の負荷が高いパターンマッチングは1つの画像に対して行えば良く、演算が容易であり高速に処理を行うことが可能である。すなわち、エッジ強調処理や、減算処理、加算処理は、パターンマッチングに比べ、演算負荷がかなり小さいため、パターンマッチングを1回にすることで全体としての演算負荷を小さくして高速の処理が可能となる。

また、加算画像とパターンマッチングするレファレンスの画像は、各色のマーカ画像についてエッジ強調処理、減算処理、加算処理を行って作成することが好適である。

上述した各色の画像同士の演算によるマーカ検出と、上述した各画像からのマーカの直接検出の両方を行い、検出された各マーカについて、最もスコアの高いものを選択することが好適である。

#### 「その他」

上述のように、本実施形態によれば、マーカ14などのターゲットを効果的に検出することが可能である。従って、放射線治療以外の用途にも好適に適用が可能である。例えば、空港などにおいて、不審物検知のためにX線透視装置を利用している。この検査は、特に金属製のナイフなどの危険物を検出することが目的である。そこで、本実施形態のマーカの検出手法がそれら危険物の検出に好適に利用可能である。

また、画像処理においては、画像などの色のデータと、それが実際に出力される際の信号の相対関係を調節して、より自然に近い表示を得るためのγ補正操作などが行われるが、これらの画像処理については、必要に応じて適宜行うことができる。

上述の例としては、マーカ14や金属製の危険物をターゲットとしたが、腫瘍などバックグラウンドとX線吸収率が異なるものであれば、ターゲットとすることができる。例えば、本実施形態により、腫瘍の明瞭な画像を得ることも可能である。

さらに、放射線治療においては、脊髄への治療放射線の照射線量をなるべく小さくしたいという要求がある。上記実施形態によれば、複数のマーカを確実に追跡できる。このため、腫瘍および背骨（脊柱）をマーカとして、一方は腫瘍を追跡し、もう一方は脊柱を認識して、相互の位置関係を把握した上でゲーティングをかけることが好適である。すなわち、検出した腫瘍の三次元位置が所定の範囲内にあり、脊髄が当該所定の範囲内でない場合に治療放射線を照射する。これによって、腫瘍に対し、治療放射線を放射するが、脊柱に対する照射を禁止するように、治療放射線の照射を制御することができ、脊髄に対する治療放射線の照射を防止することができる。ここで、治療放射線の照射を禁止したい臓器は脊髄であるが、X線透視で確認ができるのは脊柱（背骨）であるため、マーカとしては脊柱を採用する。脊柱と脊髄の位置関係は予め測定できるので、脊柱の位置をパターンマッチングにより認識することによって、脊髄の位置を算出することは可能である。なお、腫瘍や脊柱の認識に代えて、金属マーカを利用することもできる。さらに、脊柱のみをターゲットとしてその位置検出をすることも可能である。

## [符号の説明]

10 治療台、12 患者、14 マーカ、20 X線透視装置、22 X線照射装置、24 X線管、26 コリメータ、28 イメージインテンシファイア、30 カメラ、32 カメラインタフェース、34 画像処理部、36 位置検出部、38 制御部、40 ビーム照射装置。

## 請求の範囲

1. 複数の方向からのX線透視画像に基づき、動くターゲットを追跡するターゲット追跡装置であって、

1つの方向について、感度の異なる複数のX線透視画像を取得する画像取得手段と、

同一方向のX線透視画像のそれぞれについてパターンマッチングによりターゲットを同定し、同定結果におけるほぼ同一位置のターゲットについてより確度の高いターゲットを採用して1つの方向についてのX線透視画像中におけるターゲット位置を検出し、これを複数方向のX線透視画像について行い、複数の方向におけるX線透視画像中のターゲット位置を検出するターゲット検出手段と、

ターゲット検出手段において検出した複数の方向のX線透視画像中のターゲット位置に基づき、ターゲットの3次元位置を検出する3次元位置検出手段と、

を有し、

ターゲットの3次元位置検出を繰り返すことでターゲットを追跡することを特徴とするターゲット追跡装置。

2. 請求項1に記載のターゲット追跡装置において、

前記画像取得手段は、透視X線の強度に応じて複数の蛍光色のX線透視画像を取得することを特徴とするターゲット追跡装置。

3. 請求項1または2に記載のターゲット追跡装置を含む放射線治療装置であって、

前記ターゲットの3次元位置に基づき、生体に対する放射線治療ビームの照射を制御することを特徴とする放射線治療装置。

4. 請求項 3 に記載の放射線治療装置において、  
前記ターゲットは、生体内に挿入されたマーカであることを特徴とする放射線治療装置。
  
5. 請求項 4 に記載の放射線治療装置であって、  
前記マーカは、電子密度又は X 線阻止能の大きい物質であることを特徴とする放射線治療装置。
  
6. 請求項 4 または 5 に記載の放射線治療装置であって、  
前記マーカは、複数であることを特徴とする放射線治療装置。
  
7. 請求項 3 に記載の放射線治療装置において、  
前記ターゲットは、生体内の腫瘍又は脊柱であることを特徴とする放射線治療装置。
  
8. 請求項 3 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の放射線治療装置であって、  
前記ターゲットの 3 次元位置が所定のエリア内にあるときにのみ、生体に対する放射線治療ビームの照射を許可または抑止することを特徴とする放射線治療装置。

図1

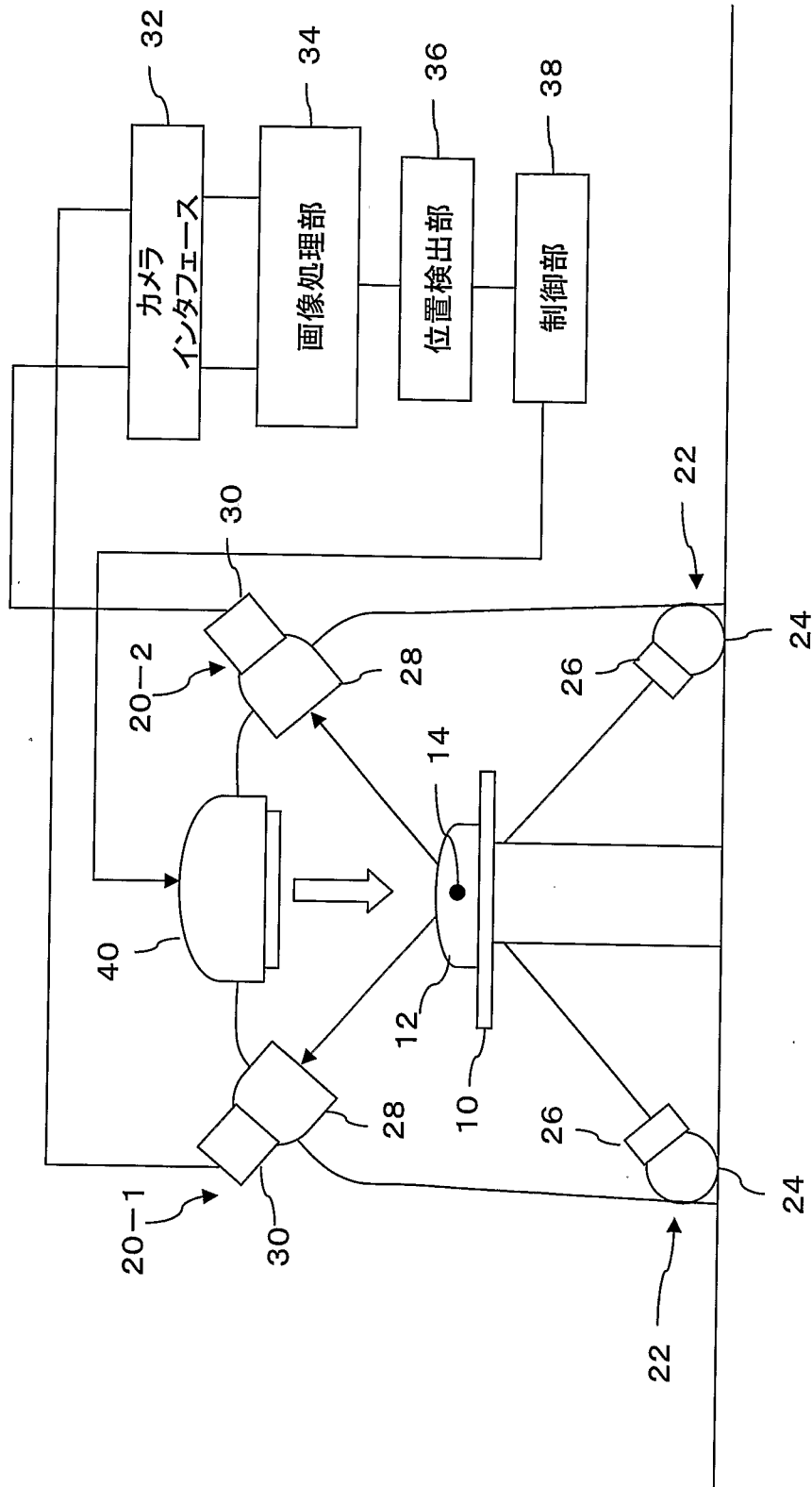




図2

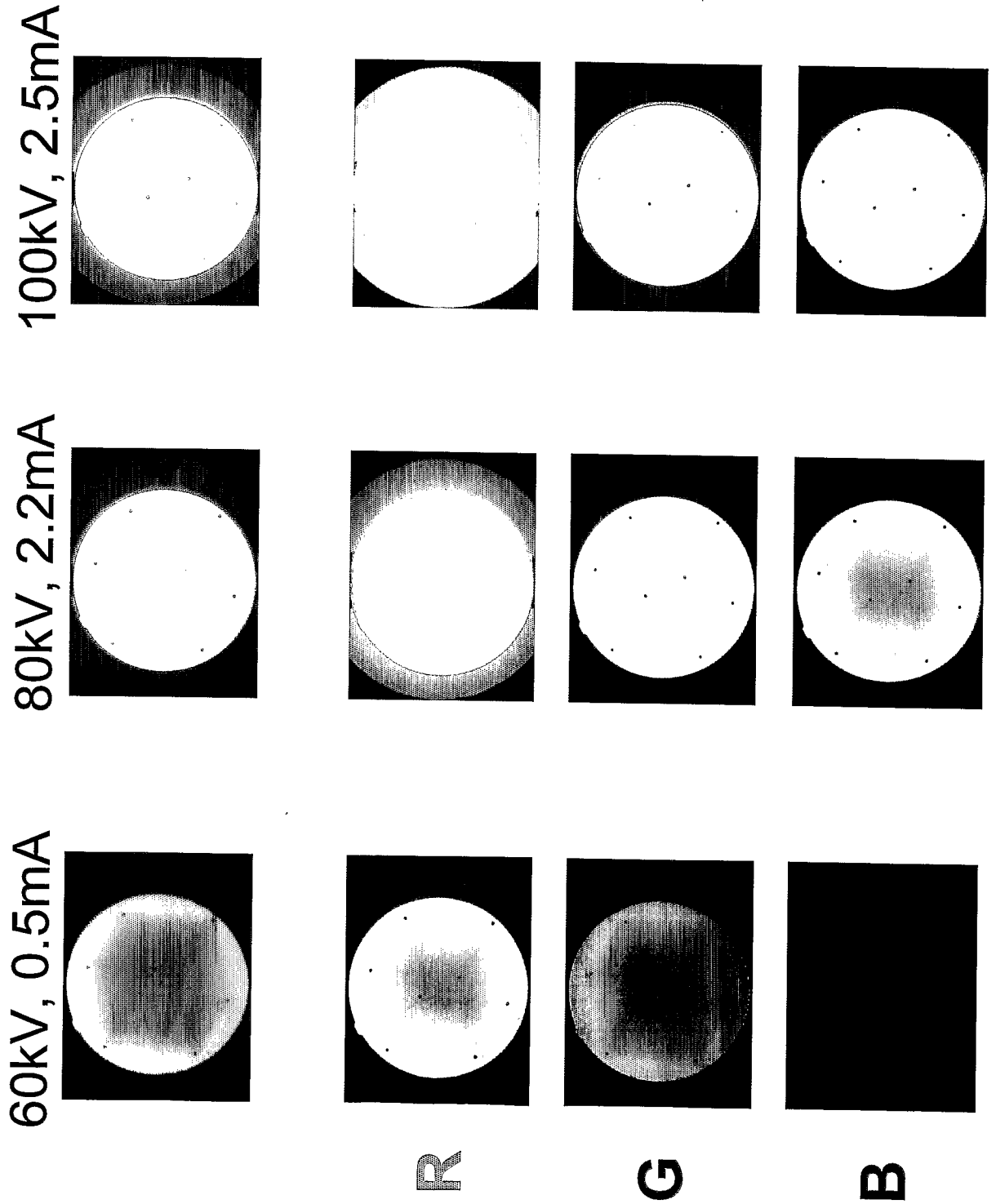


図3

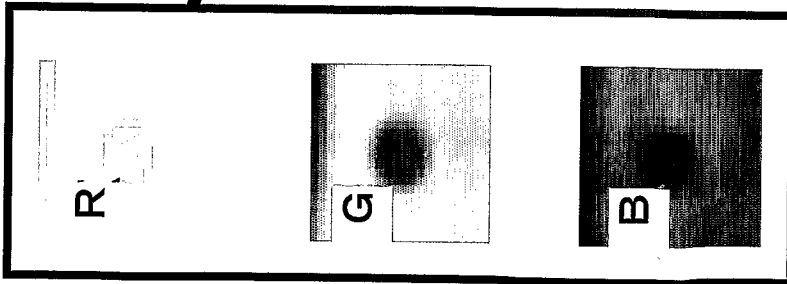
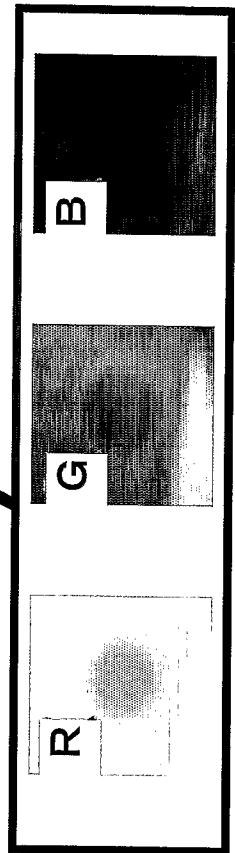
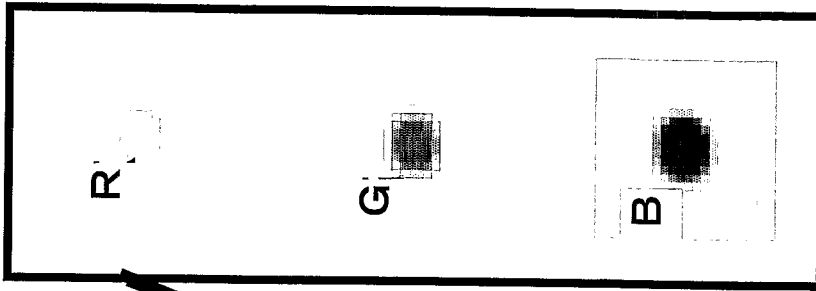


図4

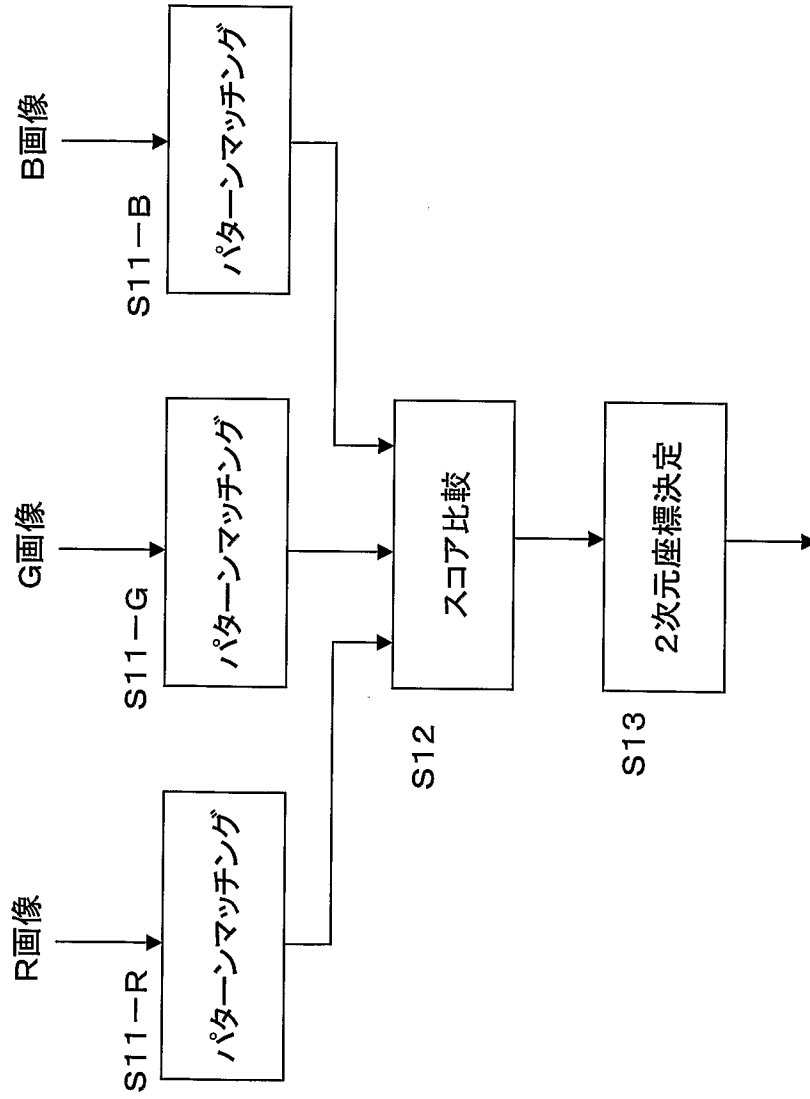


図5

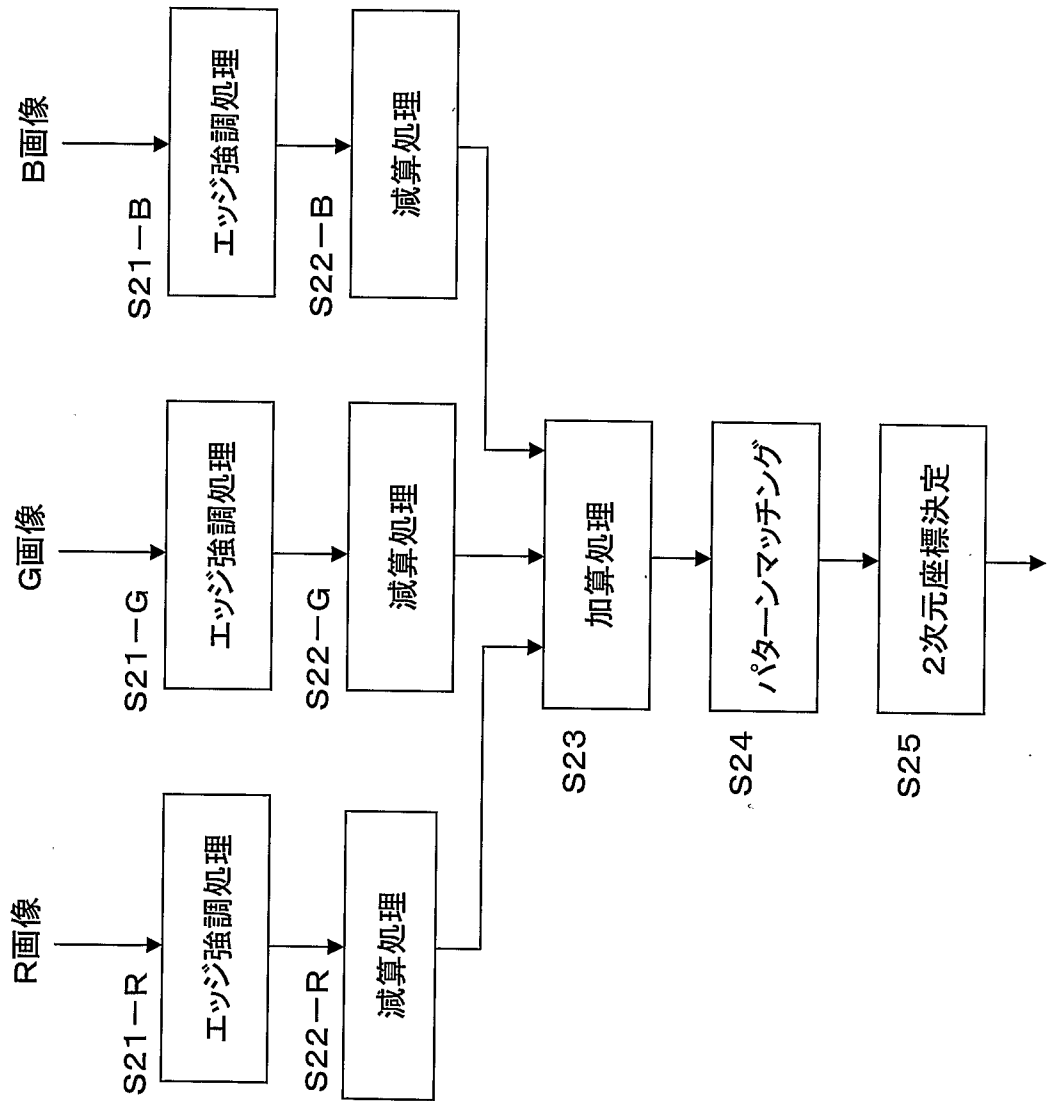


図6

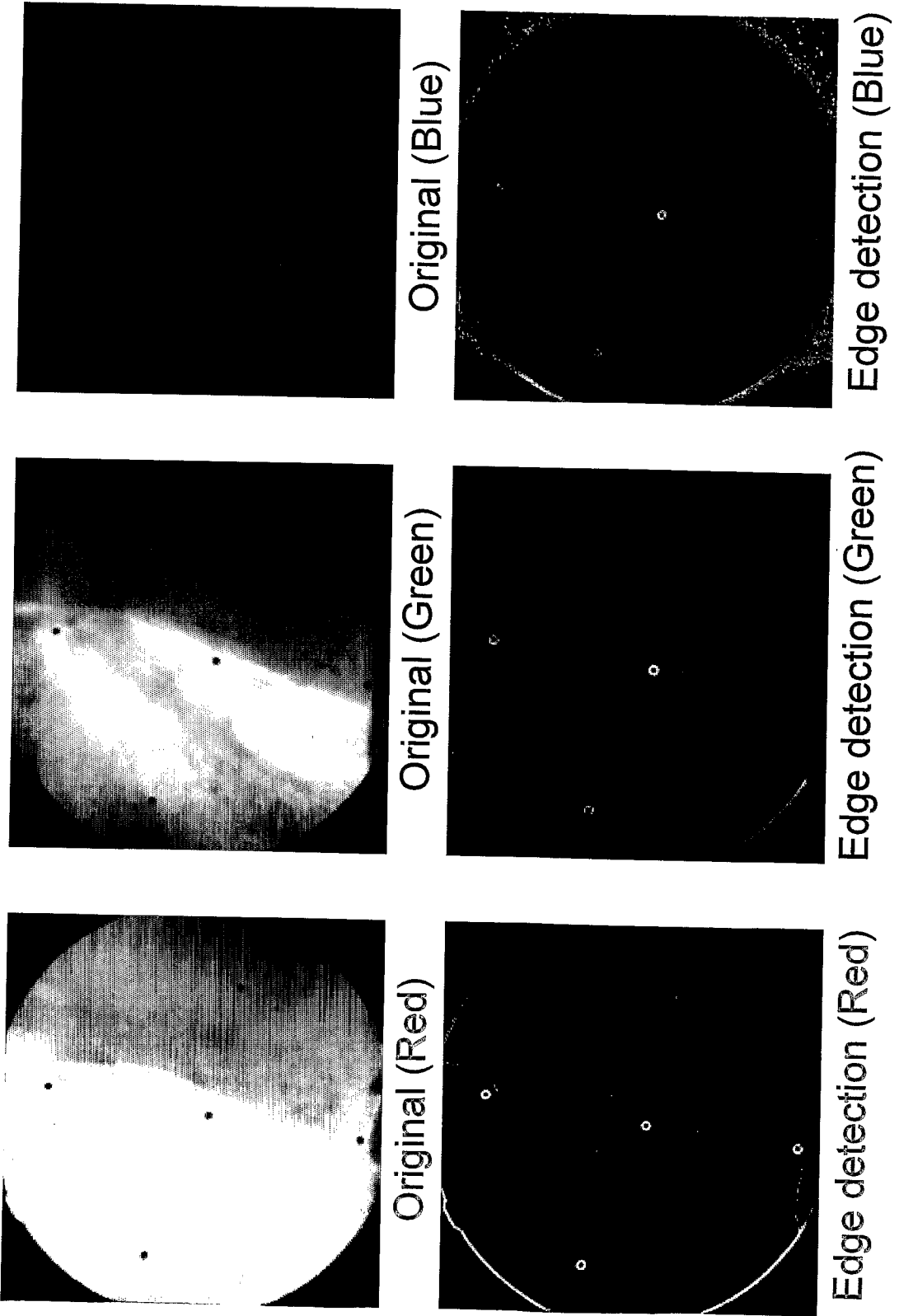
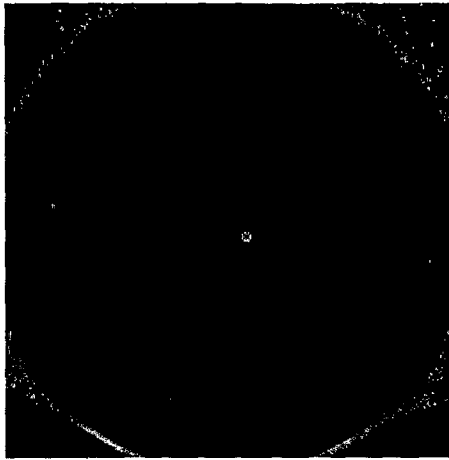
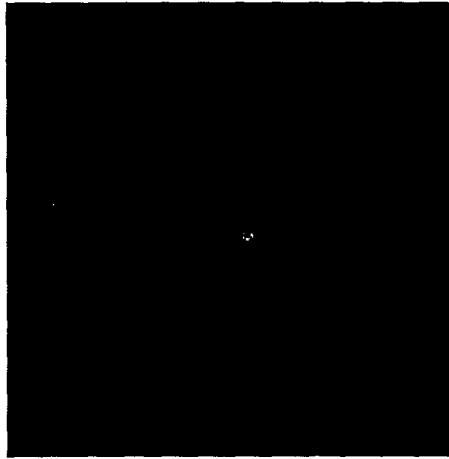


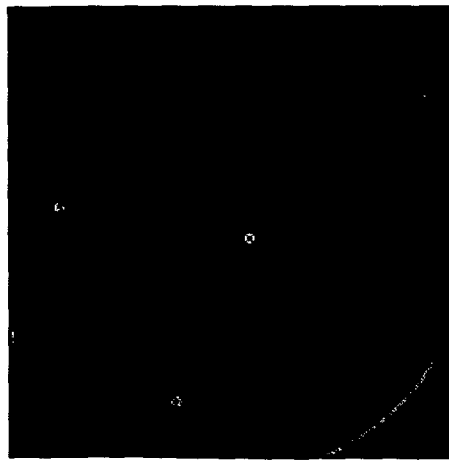
図7



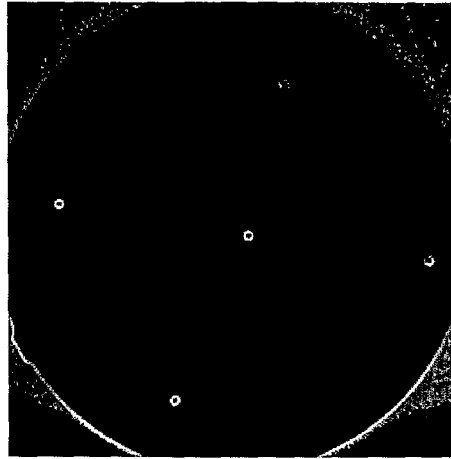
Subtract (Blue)



Subtract (Green)



Subtract (Red)



Sum of RGB

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/052133

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

A61B6/00(2006.01) i, A61N5/10(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)

A61B6/00, A61N5/10

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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 2004-166975 A (Mitsubishi Heavy Industries, Ltd.), 17 June 2004 (17.06.2004), entire text; fig. 1 to 21 (Family: none)	1-8
A	JP 2008-23347 A (Accuray Inc.), 07 February 2008 (07.02.2008), entire text; fig. 1 to 21 & US 6144875 A & EP 1328195 A & WO 2000/054689 A1	1-8
A	JP 2008-514352 A (Accuray Inc.), 08 May 2008 (08.05.2008), entire text; fig. 1 to 17 & US 2006/0074292 A1 & EP 1793734 A & WO 2006/039009 A2	1-8

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  
24 February, 2010 (24.02.10)

Date of mailing of the international search report  
09 March, 2010 (09.03.10)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, A61N5/10(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. A61B6/00, A61N5/10

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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 2004-166975 A (三菱重工業株式会社) 2004.06.17, 全文, 第1-21 図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2008-23347 A (アキュレイ インコーポレイテッド) 2008.02.07, 全文, 第1-21 図 & US 6144875 A & EP 1328195 A & WO 2000/054689 A1	1-8

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  
24.02.2010

国際調査報告の発送日  
09.03.2010

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)  
 沖田 孝裕  
 電話番号 03-3581-1101 内線 3346



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 2008-514352 A (アキュレイ インコーポレイテッド) 2008.05.08, 全文, 第 1-17 図 & US 2006/0074292 A1 & EP 1793734 A & WO 2006/039009 A2	1-8