(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3717530号

(P3717530)

(45)発行日　平成17年11月16日(2005.11.16)　(24)登録日　平成17年9月9日(2005.9.9)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
G01T 1/20	G01T	1/20	E
H04N 5/32	G01T	1/20	Z
	H04N	5/32	

請求項の数 5　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平5-173995
(22)出願日　平成5年7月14日(1993.7.14)
(65)公開番号　特開平7-27865
(43)公開日　平成7年1月31日(1995.1.31)
審査請求日　平成12年6月21日(2000.6.21)
審判番号　不服2003-18743(P2003-18743/J1)
審判請求日　平成15年9月25日(2003.9.25)

(73)特許権者　000005201
富士写真フイルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼２１０番地
(74)代理人　100073184
弁理士　柳田　征史
(74)代理人　100090468
弁理士　佐久間　剛
(72)発明者　志村　一男
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地
富士写真フイルム株式会社内

合議体
審判長　鹿股　俊雄
審判官　前川　慎喜
審判官　上野　信

最終頁に続く

(54)【発明の名称】放射線画像検出器

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

照射された放射線を可視光に変換する２枚の平面状のシンチレータと、

それぞれに多数の固体検出素子が形成された２枚の基板が互いに対向するように重ねて配され、前記２枚のシンチレータにより変換された可視光を前記２枚の基板の固体検出素子によりそれぞれ変換して２つの電気信号を得る、前記２枚のシンチレータ間に配された平面状の固体検出器とを備え、前記２枚のシンチレータおよび前記固体検出器の平面に対して略垂直に前記放射線が照射されてなる放射線画像検出器であって、前記２つの電気信号のうち、前記放射線が照射される側のシンチレータにより変換した可視光から得た電気信号の重みを、前記放射線が照射される側とは反対側のシンチレータにより変換した可視光から得た電気信号の重みよりも大きくして、前記２つの電気信号を加算する演算手段を備えたことを特徴とする放射線画像検出器。

【請求項２】

照射された放射線を可視光に変換する２枚の平面状のシンチレータと、

１枚の基板の両面に多数の固体検出素子が形成され、前記２枚のシンチレータにより変換された可視光を前記基板の両面の固体検出素子によりそれぞれ変換して２つの電気信号を得る、前記２枚のシンチレータ間に配された平面状の固体検出器とを備え、前記２枚のシンチレータおよび前記固体検出器の平面に対して略垂直に前記放射線が照射されてなる放射線画像検出器であって、前記２つの電気信号のうち、前記放射線が照射される側のシンチレータにより変換した可視光から得た電気信号の重みを、前記放射線が照射される側と

は反対側のシンチレータにより変換した可視光から得た電気信号の重みよりも大きくして、前記２つの電気信号を加算する演算手段を備えたことを特徴とする放射線画像検出器。
【請求項３】
間に前記固体検出器を配した前記２枚のシンチレータの外側の面に前記可視光を反射する光反射層を設けたことを特徴とする請求項１または２記載の放射線画像検出器。
【請求項４】
前記基板が、前記放射線の吸収が少ない物質からなることを特徴とする請求項１から３のいずれか１項記載の放射線画像検出器。
【請求項５】
前記放射線の吸収が少ない物質が、樹脂シートであることを特徴とする請求項４記載の放射線画像検出器。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は放射線画像検出器、とくに詳細にはシンチレータと固体検出器との組合せを利用する放射線画像検出器に関するものである。
【０００２】
【従来の技術】
従来より、医療診断を目的とする放射線撮影の医療用放射線撮影、物質の被破壊検査等を目的とする工業用放射線撮影等の種々の分野における放射線撮影において、増感紙と放射線写真フイルムとを組合せたいわゆる放射線写真法が利用されている。この方法によれば、被写体を透過したＸ線等の放射線が増感紙に入射すると，増感紙に含まれる蛍光体はこの放射線のエネルギーを吸収して蛍光（瞬時発光）を発する。この発光により、増感紙に密着させるように重ね合わされた放射線写真フイルムが感光し、放射線写真フイルム上には放射線画像が形成される。このようにして放射線画像は直接に放射線フイルム上に可視化された画像として得ることができる。
【０００３】
一方、放射線写真フイルムに記録された放射線画像を光電的に読み取って画像信号を得、この画像信号に適切な画像処理を施した後、画像を再生記録することが種々の分野で行われている。たとえば、後の画像処理に適合するように設計されたガンマ値の低いフィルムを用いてＸ線画像を記録し、このＸ線画像が記録されたフィルムからＸ線画像を読み取って電気信号に変換し、この電気信号（画像信号）に画像処理を施した後コピー写真等に可視像として再生することにより、コントラスト，シャープネス，粒状性等の画質性能の良好な再生画像を得ることが行われている（特公昭61-5193 号公報参照）。
【０００４】
また本願出願人により、放射線（Ｘ線，α線，β線，γ線，電子線，紫外線等）を照射するとこの放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光を示す蓄積性蛍光体（輝尽性蛍光体）を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報を一旦シート状の蓄積性蛍光体に記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザー光等の励起光で走査して輝尽発光光を生ぜしめ、得られた輝尽発光光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像データに基づき被写体の放射線画像を写真感光材料等の記録材料、ＣＲＴ等に可視像として出力させる放射線画像記録再生システムがすでに提案されている（特開昭55-12429号，同56-11395号，同55-163472 号，同56-104645 号，同55- 116340号等）。
【０００５】
このシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して極めて広い放射線露出域にわたって画像を記録しうるという実用的な利点を有している。すなわち、蓄積性蛍光体においては、放射線露光量に対して蓄積後に励起によって輝尽発光する発光光の光量が極めて広い範囲にわたって比例することが認められており、従って種々の撮影条件により放射線露光量がかなり大幅に変動しても、蓄積性蛍光体シートより放射される輝尽

発光光の光量を読取ゲインを適当な値に設定して光電変換手段により読み取って電気信号に変換し、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料、ＣＲＴ等の表示装置に放射線画像を可視像として出力させることによって、放射線露光量の変動に影響されない放射線画像を得ることができる。

【０００６】

しかしながら、このような放射線写真システムにより放射線画像を得るためには、上述した放射線画像を直接可視化する際に、撮影に用いる放射線写真フイルムと増感シートとの感度領域を一致させて撮影を行う必要がある。

【０００７】

また、上述した放射線写真フイルム、蓄積性蛍光体シートを用いて光電的に放射線画像を読み取るシステムにおいては、上述したように放射線画像に画像処理をおこなって目的に応じた濃度およびコントラストを有するように調整したり、放射線画像を一旦電気信号に変換しなければならず、そのための画像読取装置を用いて読取り走査を行う必要があり、放射線画像を得るための操作が煩雑なものとなり、放射線画像を得るまでの時間がかかるものとなっている。

【０００８】

そこで、放射線写真システムによる上記のような問題点を解決するために、放射線検出器が提案されている（例えば特開昭59-211263 号公報、特開平2-164067号公報、ＰＣＴ国際公開番号ＷＯ92/06501号、Signal,noise,and read out considerations in the development of amorphous silicon photodiode arrays for radiotherapy and diagnostic x-ray imaging, L.E.Antonuk et.al , University of Michigan, R.A.Street Xerox, PARC, SPIE Vol.1443 Medical Imaging V;Image Physics(1991) , p.108-119 ）。

【０００９】

この放射線検出器は、例えば厚さ3mm の石英ガラスからなる基板にアモルファス半導体膜を挟んで透明導電膜と導電膜とからなる複数の信号線と走査線とがそれぞれ直交するようにマトリクス上にパターン形成して構成されている固体検出器に放射線を可視光に変換するシンチレータを積層することにより構成されてなるものである。

【００１０】

この放射線検出器をシンチレータが放射線入射側の面を向くように配置し、放射線検出器に被写体を透過した放射線を照射することにより、放射線がシンチレータに直接入射して可視光に変換され、この変換された可視光が固体検出器により検出されて放射線画像情報を担持する画像信号に光電変換される。この画像信号は、所定の画像処理がなされた後にＣＲＴ等の再生手段により再生される。このような放射線検出器を用いることにより、被写体の放射線画像を煩雑な操作を行うことなくただちに再生することができ、直ちにリアルタイムで放射線画像を得ることができ、上述した放射線写真システムの欠点を解消することができる。

【００１１】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した放射線検出器に用いられるシンチレータは、その厚み方向に対して放射線の入射面に近い方が放射線がより多く吸収されるため、発光量も多いものである。したがって、上述した放射線検出器においては、固体検出器は放射線の入射方向に対してシンチレータの後方に配置される構成であるため、シンチレータにより変換された可視光が固体検出器に到達するまでにシンチレータ自身により吸収されること、あるいはシンチレータによって乱反射されることにより固体検出器における可視光の検出効率が低下し、得られる放射線画像の鮮鋭度が低下してしまうものであった。

【００１２】

本発明は上記事情に鑑み、固体検出器における可視光の検出効率を向上させ、得られた放射線画像の画質を向上させることができる放射線画像検出器を提供することを目的とするものである。

【００１３】

【課題を解決するための手段】
本発明による放射線画像検出器は、照射された放射線を可視光に変換する２枚のシンチレータと、該２枚のシンチレータ間に配された、該シンチレータにより変換された可視光を電気信号に変換する固体検出器とを備えたことを特徴とするものである。
【００１４】
なお、本発明による放射線画像検出器においては、前記固体検出器を、それぞれに多数の固体検出素子が形成された２枚の基板を互いに対向するように重ねて配し、該２枚の基板の固体検出素子から２つの電気信号を出力するものとしてもよい。
【００１５】
また、本発明による放射線画像検出器においては、前記固体検出器を、１枚の基板の両面に多数の固体検出素子を形成し、該両面の固体検出素子から２つの電気信号を出力するものとしてもよい。
【００１６】
この場合、前記基板に、前記放射線の低エネルギー成分を吸収する低エネルギー成分吸収層を設けてもよい。また、前記基板に前記放射線の低エネルギー成分を吸収する低エネルギー成分吸収物質を混入させてもよい。
【００１７】
さらに、本発明による放射線画像検出器においては、前記２つの電気信号に対して演算を施す演算手段をさらに備えることが好ましい。
【００１８】
この場合、前記演算手段は、前記２つの電気信号を加算する手段であることが好ましく、さらには、加算される前記２つの電気信号の加算の重みを変化させる手段であることが好ましい。
【００１９】
また、前記演算手段は、前記２つの電気信号に基づいてエネルギーサブトラクション処理を施す手段であることが好ましい。
【００２０】
さらに、本発明による放射線画像検出器においては、前記固体検出器が、両面から前記可視光を検出することができるものとしてもよい。
【００２１】
また、本発明による放射線画像検出器においては、前記２枚のシンチレータのうち、前記放射線が照射される側のシンチレータの厚さを該放射線が照射される側とは反対側のシンチレータの厚さよりも薄いものとしてもよい。
【００２２】
さらに、本発明による放射線画像検出器においては、間に前記固体検出器を配した前記２枚のシンチレータの外側の面に前記可視光を反射する光反射層を設けるようにしてもよい。
【００２３】
また、上述した本発明による放射線画像検出器においては、前記基板を樹脂シートのように、放射線の吸収が少ない物質からなるものとすることが好ましい。
【００２４】
【作用】
本発明による放射線画像検出器は、上述した固体検出器を２枚のシンチレータの間に配する構成としたため、放射線画像検出器に照射された放射線は、放射線が照射される側に配された最初のシンチレータにより可視光に変換され、固体検出器により検出される。一方、最初のシンチレータにより可視光に変換されなかった放射線は、固体検出器を透過して２枚のシンチレータのうち放射線が照射される側とは反対側に配された後の他のシンチレータに到達し、この他のシンチレータにより可視光に変換される。そしてこのシンチレータにより変換された可視光は、最初のシンチレータにより変換された可視光とともに固体検出器に検出されることとなる。したがって、固体検出器における可視光の検出効率は向

上され、本発明による放射線画像検出器により得られる放射線画像の鮮鋭度を向上させることができ、全体として高画質の放射線画像を得ることができる。

【００２５】

また、固体検出器を、多数の固体検出素子が形成された２枚の基板を互いに対向するように重ねて配置する、１枚の基板の両面に固体検出素子を形成する、あるいは両面から可視光を検出することができる構成とすることにより、各シンチレータにより変換された可視光は、それぞれ固体検出素子に検出されることとなり、より効率よく可視光の検出を行なうことができる。

【００２６】

また、各固体検出器から出力される２つの電気信号を加算する際に、加算の重みを変化させる手段を設けることにより、得られる放射線画像の画質を変化させることができる。例えば、放射線が入射される側の固体検出素子により得られる電気信号に大きく重み付けをすることにより鮮鋭度の高い画像を得ることができ、また、固体検出器の両側にある固体検出素子から得られる電気信号を略均等に重み付けすることにより感度の高い放射線画像を得ることができる。

【００２７】

さらに、基板に放射線の低エネルギー成分を吸収する低エネルギー成分吸収層を設ける、あるいは低エネルギー成分を吸収する低エネルギー成分吸収物質を混入させることにより、放射線が照射される側の固体検出素子には放射線の低エネルギー成分が検出され、その反対側の固体検出素子には放射線の低エネルギー成分が除去された高エネルギー成分が検出されることとなる。これら各成分を担持する電気信号を所定の重み付けをして減算処理することにより、エネルギーサブトラクション画像を得ることができる。

【００２８】

また、２枚のシンチレータのうち、放射線が照射される側のシンチレータの厚さを放射線が照射されない側のシンチレータの厚さよりも薄くすることにより、より多くの放射線が、放射線が照射される側とは反対側のシンチレータに到達するとともに、放射線が照射される側のシンチレータにより変換された可視光が固体検出器に到達するまでに、シンチレータ自身によりボケたりすることがなくなり、固体検出器における可視光の検出効率を向上させることができる。

【００２９】

さらに、２枚のシンチレータの外側の面に可視光を反射する光反射層を設けることにより、シンチレータ内で乱反射した可視光は、この反射層により固体検出器に向かって反射されるため、固体検出器における可視光の検出効率を向上させることができる。

【００３０】

さらに、基板を樹脂シートのように放射線の吸収が少ない物質で構成することにより、固体検出器を透過する放射線の減衰をより少なくすることができる。

【００３１】

【実施例】

以下図面を参照して本発明の実施例について説明する。

【００３２】

図１は本発明による放射線画像検出器の第１実施例を表す図である。図１に示すように本発明による第１実施例による放射線画像検出器１は、２枚のシンチレータ3A，3Bとの間に固体検出器２を積層させてなるものである。ここで、固体検出器２は、図２に示すように樹脂シートからなる２枚の基板11A，11B の上にパターン成形した導電膜からなる信号線12A，12B があり、アモルファスシリコン13A，13B と透明電極14A，14B とからなるフォトダイオード15A，15B およびアモルファスシリコン16A，16B からなる薄膜トランジスタ17A，17B により固体検出素子18A，18B が多数形成されてなるものである。そしてこの上にGd_2O_2S，ＣｓＩ等の蛍光体からなるシンチレータ3A，3Bが積層されているものである。ここで、シンチレータ3A，3Bは、数十ミクロンから数百ミクロン程度の厚みを有する。また、固体検出器２の樹脂シート11A，11B の厚さは数百ミクロン程度で

あり、Ｘ線吸収率は低いものである。また、アモルファスシリコン13A，13B の厚さは１ミクロン程度である。

【００３３】

Ｘ線源４より発せられたＸ線５は被写体６に照射され、被写体６を透過する。被写体６を透過したＸ線５は放射線画像検出器１に照射される。放射線画像検出器１に照射されたＸ線５はシンチレータ3Aに到達する。シンチレータ3Aは到達したＸ線５の強度に応じた強度の可視光を発光し、この可視光は各固体検出素子18A のアモルファスシリコン13A により検出される。そしてこの可視光が光電変換され発光強度に応じてアモルファスシリコン13A 内に電荷が蓄積される。その後この電荷が読み出され、電気信号としての画像信号ＳＡが出力される。

【００３４】

一方、シンチレータ3Aにより可視光に変換されなかったＸ線５は、固体検出器２を透過し、シンチレータ3Bに到達する。シンチレータ3Bは到達したＸ線５の強度に応じた強度の可視光を発光し、この可視光は各固体検出素子18B のアモルファスシリコン13B により検出される。そしてこの可視光が光電変換され発光強度に応じてアモルファスシリコン13B 内に電荷が蓄積される。その後この電荷が読み出され、電気信号としての画像信号ＳＢが出力される。

【００３５】

なお、Ｘ線５が固体検出器２を透過する際において、樹脂シートからなる基板11A，11BのＸ線吸収率は低く、また、アモルファスシリコン13A，13B の厚さも１ミクロン程度であることから、Ｘ線５はほとんど減衰されることなく固体検出器２に到達する。

【００３６】

出力された画像信号ＳＡ，ＳＢは情報処理手段７に入力されて所定の割合により重ね合わせられ、さらに画像処理等がなされ、処理がなされた処理済画像信号Ｓ′は再生手段８に入力されて被写体６の放射線画像が可視像として再生される。

【００３７】

ここで、画像信号ＳＡに大きく重み付けをして加算することにより、鮮鋭度の高い画像を得ることができ、また画像信号ＳＡ，ＳＢを略均等に重み付けすることにより感度の高い画像を得ることができる。

【００３８】

なお、再生手段８としては、ＣＲＴ等の電子的に表示するもの、ＣＲＴ等に表示された放射線画像をビデオプリンタ等に記録するものなど種々のものを採用することができる。また、被写体６の放射線画像は磁気テープ、光ディスク等に記録保存するようにしてもよい。

【００３９】

なお、上述した実施例においては、２枚の基板11A，11B のそれぞれに多数の固体検出素子18A，18B を形成して固体検出器２を構成しているが、例えば図３に示すように、１枚の基板11C の両面に多数の固体検出器18A，18B を形成して固体検出器２を構成するようにしてもよいものである。

【００４０】

また、上述した実施例においては２枚の基板11A，11B の間にＸ線の低エネルギー成分を吸収する低エネルギー成分吸収層としての銅板19を配するようにしてもよい。このように銅板19を配することにより、固体検出素子18A から出力される画像信号ＳＡは、Ｘ線の低エネルギー成分を、固体検出素子18B から出力される画像信号ＳＢは、Ｘ線の高エネルギー成分をそれぞれ担持するものとなり、各画像信号ＳＡ，ＳＢについて重み付け減算を行うことにより、エネルギーサブトラクション画像を得ることができることとなる。この際、各画像信号の位置合わせは不要であり、位置ずれのない良好なエネルギーサブトラクション画像を得ることができる。なお、低エネルギー成分吸収層としては銅板に限られるものではなく、Ｘ線の低エネルギー成分を吸収できるものであれば、いかなるものを用いてもよい。さらに、Ｘ線の低エネルギー成分を吸収する物質を図２，図３に示す基板11A，

11B，11C に混入させるようにしてもよいものである。

【００４１】

さらに、上述した実施例においては、図５に示すように１枚の基板11D の上に固体検出素子18C を形成し、アモルファスシリコン13A を２つの透明電極14A，14C で挟むようにしてもよいものである。このようにアモルファスシリコンを２つの透明電極14A，14B で挟むことにより、図５の矢印Ａ方向から入射される光も検出することが可能となるとともに、前述した実施例２つの画像信号を加算する処理を行う必要がなくなるため、より好ましいものである。

【００４２】

また、上述した実施例においては、図６に示すようにＸ線が照射される側のシンチレータ3Aをこれとは反対側のシンチレータ3Bよりも薄くするようにしてもよいものである。このようにシンチレータ3Aをシンチレータ3Bよりも薄くすることにより、より多くのＸ線が、シンチレータ3Bに到達するとともに、シンチレータ3Aにより交換された可視光が固体検出器に到達するまでにボケたりすることがなくなり、固体検出器における可視光の検出効率を向上させることができる。

【００４３】

さらに、上述した実施例においては、図７に示すように、シンチレータ3A，3Bの外側に可視光を反射する反射層9A，9Bを設けるようにしてもよい。このように反射層9A，9Bを設けることにより、シンチレータ3A，3B内で乱反射した可視光は、反射層9A，9Bにより固体検出器２に向けて反射されるため、固体検出器２における可視光の検出効率を向上させることができる。

【００４４】

また、上述した実施例においては、固体検出器の基板として樹脂シートを用いているが、これに限定されるものではなく、放射線画像を吸収しない数百ミクロン程度の厚さであれば、石英ガラス等の無機材料を用いるようにしてもよい。

【００４５】

さらに上述した実施例においては、半導体層としてアモルファスシリコン層を用いているが、これに限定されるものではなく、いかなる半導体層を用いるようにしてもよいものである。

【００４６】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明による放射線画像検出器は、２枚のシンチレータの間に固体検出器を配し、放射線が照射される側のシンチレータにより放射線画像検出器に照射された放射線を、放射線が照射される側と反対側のシンチレータにより放射線が照射される側のシンチレータにより変換されなかった放射線をそれぞれ可視光に変換し、各可視光を固体検出器により検出するようにしたものである。このため、シンチレータにより変換された可視光の検出効率は向上され、本発明による放射線画像検出器により得られる放射線画像の鮮鋭度を向上させることができ、全体として高画質の放射線画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明による放射線画像検出器の実施例を表す図

【図２】本発明による放射線画像検出器の実施例に用いられる固体検出器を表す一部拡大図

【図３】本発明による放射線画像検出器の実施例に用いられる別の固体検出器を表す一部拡大図

【図４】本発明による放射線画像検出器の実施例に用いられるさらに別の固体検出器を表す一部拡大図

【図５】本発明による放射線画像検出器の実施例に用いられるさらに別の固体検出器を表す一部拡大図

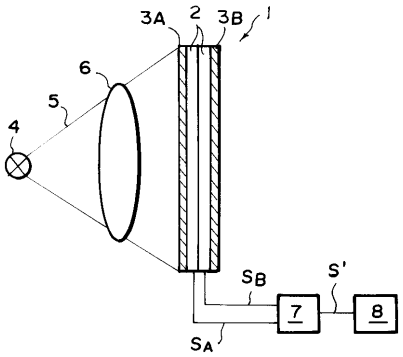
【図６】本発明による放射線画像検出器の別の実施例を表す図

【図７】本発明による放射線画像検出器のさらに別の実施例を表す図

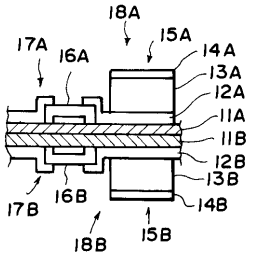
【符号の説明】

1　　放射線画像検出器
2　　固体検出器
3A，3B　　シンチレータ
4　　Ｘ線源
5　　Ｘ線
6　　被写体
7　　情報処理手段
8　　再生手段
9A，9B　　反射層
11A，11B，11C，11D　　基板
18A，18B，18C　　固体検出素子
19　　銅板

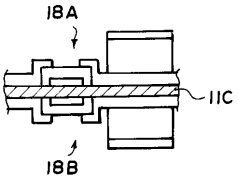
【図１】



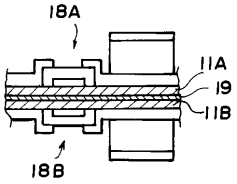
【図２】



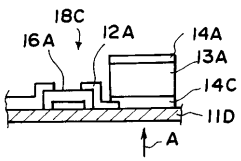
【図３】



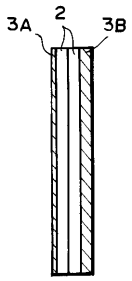
【図４】



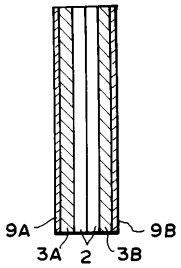
【図５】



【図６】



【図７】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭６１－９５２９９（ＪＰ，Ａ）
特開平５－１３０５１０（ＪＰ，Ａ）
実開平５－１５４５４（ＪＰ，Ｕ）
特開平２－１６４０６７（ＪＰ，Ａ）
特開平３－７９０７５（ＪＰ，Ａ）
特開平３－７９０７５（ＪＰ，Ａ）
特開平４－２０６５７３（ＪＰ，Ａ）
特開平４－３１８７７５（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－６３０３９（ＪＰ，Ａ）
特開昭６１－２５１７９９（ＪＰ，Ａ）
特開平４－２３０８８７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.^{7}，ＤＢ名)
G01T1/20-7/12
H04N5/32