

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-36234
(P2018-36234A)

(43) 公開日 平成30年3月8日(2018.3.8)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)		
GO 1 T	1/24	(2006.01)	GO 1 T	1/24		2 G 1 8 8		
GO 1 T	1/00	(2006.01)	GO 1 T	1/00	B	4 C 1 8 8		
GO 1 T	7/00	(2006.01)	GO 1 T	7/00	B			
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	C			

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-172263 (P2016-172263)	(71) 出願人	504145364 国立大学法人群馬大学 群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地
(22) 出願日	平成28年9月2日(2016.9.2)	(71) 出願人	301032942 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
		(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
		(74) 代理人	100126505 弁理士 佐貫 伸一
		(72) 発明者	中野 隆史 群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地 国立大学法人群馬大学内

最終頁に続く

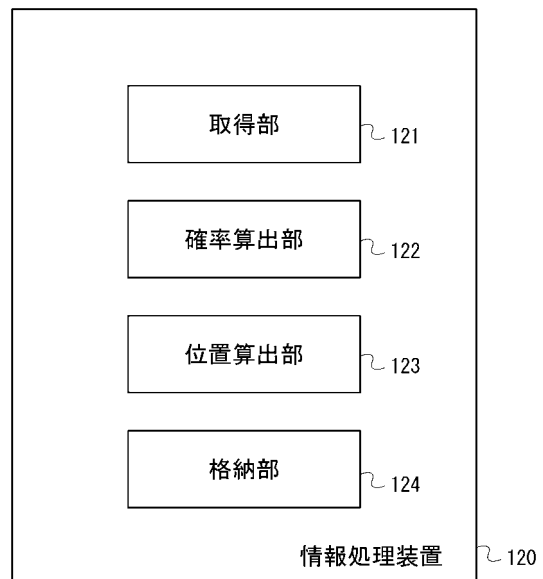
(54) 【発明の名称】 情報処理装置、イメージング方法、及び、イメージングプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】連続エネルギーの放射線源のイメージングを行う。

【解決手段】放射線源を含む物質からの放射線を、散乱体および吸収体を含むコンプトンカメラで検出して、放射線源からの放射線の割合である第1割合、放射線源からの放射線が物質で散乱された放射線の割合である第2割合、コンプトンカメラの吸収体で散乱される放射線の割合である第3割合を算出し、第1割合、第2割合、第3割合に基づいて、放射線がコンプトンカメラで失うエネルギー毎に、当該エネルギーの放射線が直接入射光子が散乱体で散乱されて吸収体で吸収される放射線の割合である第4割合を算出する確率算出部と、放射線がコンプトンカメラで失うエネルギーが第4割合を含む所定のエネルギーの範囲内である放射線のコンプトンカメラによる検出結果に基づいて、放射線源の位置を算出する位置算出部とを、備える情報処理装置とする。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

放射線源を含む物質からの放射線を、散乱体および吸収体を含むコンプトンカメラで検出して、前記放射線源の位置を算出する情報処理装置であって、

前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線の割合である第 1 割合、前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線が前記物質で散乱された放射線の割合である第 2 割合、前記コンプトンカメラの前記吸収体で散乱される放射線の割合である第 3 割合を算出し、前記第 1 割合、前記第 2 割合、前記第 3 割合に基づいて、前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギー毎に、当該エネルギーの放射線が直接入射光子が前記散乱体で散乱されて前記吸収体で吸収される放射線の割合である第 4 割合を算出する確率算出部と、

前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギーが前記第 4 割合を含む所定のエネルギーの範囲内である放射線の前記コンプトンカメラによる検出結果に基づいて、前記放射線源の位置を算出する位置算出部とを、備える情報処理装置。

10

【請求項 2】

前記放射線源からの放射線は、前記放射線源から放出されるベータ線による制動 X 線である、

請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 3】

放射線源を含む物質からの放射線を、散乱体および吸収体を含むコンプトンカメラに検出して、前記放射線源の位置を算出するイメージング方法であって、

コンピュータが、

前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線の割合である第 1 割合、前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線が前記物質で散乱された放射線の割合である第 2 割合、前記コンプトンカメラの前記吸収体で散乱される放射線の割合である第 3 割合を算出し、前記第 1 割合、前記第 2 割合、前記第 3 割合に基づいて、前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギー毎に、当該エネルギーの放射線が前記放射線源からの放射線が前記散乱体で散乱されて前記吸収体で吸収される放射線の割合である第 4 割合を算出し、

前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギーが前記第 4 割合を含む所定のエネルギーの範囲内である放射線の前記コンプトンカメラによる検出結果に基づいて、前記放射線源の位置を算出する、ことを実行するイメージング方法。

30

【請求項 4】

放射線源を含む物質からの放射線を、散乱体および吸収体を含むコンプトンカメラに検出して、前記放射線源の位置を算出するイメージングプログラムであって、

コンピュータが、

前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線の割合である第 1 割合、前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線が前記物質で散乱された放射線の割合である第 2 割合、前記コンプトンカメラの前記吸収体で散乱される放射線の割合である第 3 割合を算出し、前記第 1 割合、前記第 2 割合、前記第 3 割合に基づいて、前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギー毎に、当該エネルギーの放射線が前記放射線源からの放射線が前記散乱体で散乱されて前記吸収体で吸収される放射線の割合である第 4 割合を算出し、

前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギーが前記第 4 割合を含む所定のエネルギーの範囲内である放射線の前記コンプトンカメラによる検出結果に基づいて、前記放射線源の位置を算出する、ことを実行するためのイメージングプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、情報処理装置、イメージング方法、及び、イメージングプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

放射線には主に光子線、電子線、粒子線の3種類がある。X線やガンマ線などの光子線を発する放射線源（光子線源）の放射能密度分布を測定（イメージング）する手法は多数存在する。放射能密度分布は、放射線源の位置と当該位置における当該放射線源からの放射線の強度とを示したものである。放射能密度分布の測定手法として、例えば、鉛やタン

グステンなどの物理コリメータを用いるもの、光子-電子の相互作用による量子コリメータを用いたもの、対生成光子の同時測定によるものなどが挙げられる。いずれの手法においても、対象とする光子線のエネルギーが既知であることが前提であり、光子線のエネルギーに合わせた設定がなされている。

10

【0003】

量子コリメータを用いたイメージング装置（以下、量子コリメータ型イメージング装置）は、量子コリメータ部と後段検出器部とで光子線のエネルギー及び飛来方向を測定する。ガンマ線源をイメージングする場合、検出されるエネルギースペクトル上に当該ガンマ線に対応するエネルギーのピークができる。一般的に、光子線は、散乱を起こしやすい。散乱した光子線は、散乱時にエネルギーを失っているため、エネルギースペクトル上では

ピークのエネルギーよりも低エネルギー側で検出される。量子コリメータ型イメージング装置は、後段検出器部で光電吸収をすることにより、光子線の全エネルギーを測定することが可能となるが、後段検出器部でも光子線が散乱されることがある。この場合も、検出されるエネルギーは元のエネルギーより低下する。よって、量子コリメータ型イメージング装置は、一般に、ピーク近傍のエネルギーのイベントを検出し、ピーク近傍のエネルギーよりも低いエネルギーのイベントを検出しないことにより、イメージングを行う。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4486623号公報

30

【特許文献2】特許第4352122号公報

【特許文献3】特許第5244029号公報

【特許文献4】特開2015-075424号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一方、電子線（線）を発する放射線源（電子線源）のイメージングは非常に困難である。電子線は物質内での飛程が非常に短く、後段検出器部まで届くことがほとんどないためである。そこで電子線が物質内で停止する際などに放出される制動X線の発生位置をイメージングすることにより、間接的に電子線源のイメージングを行う手法が考えられる。

40

【0006】

しかし、制動X線の様な連続エネルギーを持つ光子線源のイメージングを行う場合、入射光子線は特定のエネルギーを持たないため、観測されるスペクトル上にもピークは観察されず、ガンマ線源のイメージングと同様の手法をとることが難しい。

【0007】

本発明は、連続エネルギーの放射線源のイメージングを行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、以下の手段を採用する。

即ち、第1の態様は、

50

放射線源を含む物質からの放射線を、散乱体および吸収体を含むコンプトンカメラで検出して、前記放射線源の位置を算出する情報処理装置であって、

前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線の割合である第1割合、前記コンプトンカメラに入射される放射線に対する前記放射線源からの放射線が前記物質で散乱された放射線の割合である第2割合、前記コンプトンカメラの前記吸収体で散乱される放射線の割合である第3割合を算出し、前記第1割合、前記第2割合、前記第3割合に基づいて、前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギー毎に、当該エネルギーの放射線が前記放射線源からの放射線が前記散乱体で散乱されて前記吸収体で吸収される放射線の割合である第4割合を算出する確率算出部と、

前記コンプトンカメラに入射される放射線が前記コンプトンカメラで失うエネルギーが前記第4割合を含む所定のエネルギーの範囲内である放射線の前記コンプトンカメラによる検出結果に基づいて、前記放射線源の位置を算出する位置算出部とを、備える情報処理装置とする。

【0009】

開示の態様は、プログラムが情報処理装置によって実行されることによって実現されてもよい。即ち、開示の構成は、上記した態様における各手段が実行する処理を、情報処理装置に対して実行させるためのプログラム、或いは当該プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体として特定することができる。また、開示の構成は、上記した各手段が実行する処理を情報処理装置が実行する方法をもって特定されてもよい。開示の構成は、上記した各手段が実行する処理を行う情報処理装置を含むシステムとして特定されてもよい。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、連続エネルギーの放射線源のイメージングを行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、量子コリメータ型イメージング装置で使用されるコンプトンカメラの動作原理を説明する図である。

【図2】図2は、人体から放出される放射線の例を示す図である。

【図3】図3は、コバルト57線源から放出されるガンマ線のエネルギースペクトルの例を示す図である。

【図4】図4は、イットリウム90線源から放出されるベータ線のエネルギースペクトルの例を示す図である。

【図5】図5は、実施形態のシステム構成例を示す図である。

【図6】図6は、イメージング装置の情報処理装置の機能ブロックの例を示す図である。

【図7】図7は、コンピュータのハードウェア構成例を示す図である。

【図8】図8は、イメージング装置の情報処理装置による位置算出の動作フローの例を示す図である。

【図9】図9は、正しいイベントの割合の、コンプトンカメラで検出される放射線のエネルギー($E_1 + E_2$)依存性の例を示す図である。

【図10】図10は、線源の位置の算出結果の例を示す図である。

【図11】図11は、線源の位置の算出結果のエネルギー依存性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して実施形態について説明する。実施形態の構成は例示であり、発明の構成は、開示の実施形態の具体的構成に限定されない。発明の実施にあたって、実施形態に応じた具体的構成が適宜採用されてもよい。

【0013】

〔実施形態〕

10

20

30

40

50

(コンプトンカメラの動作原理)

図1は、量子コリメータ型イメージング装置で使用されるコンプトンカメラの動作原理を説明する図である。図1のコンプトンカメラは、散乱体及び吸収体の2枚の位置感応型放射線検出器を用い、光子線が散乱体でコンプトン散乱を行う位置とエネルギーと、その後吸収体で光電吸収を行なう位置とエネルギーとを精密に計測することにより、コンプトン散乱角（光子線の飛来方向）を算出する。コンプトンカメラは、この原理を用いて、光子線源のイメージングを行う。コンプトンカメラは、原理的に、コリメータを必要としない。コンプトンカメラの散乱体としてシリコン(Si)を、吸収体としてテルル化カドミウム(CdTe)の半導体素子を用いることにより、広いエネルギー範囲を高いエネルギー分解能でイメージング可能である。コンプトンカメラの散乱体や吸収体は、これらに

10

【0014】

散乱角は、次のように求められる。

【数1】

$$\cos \theta = 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_1 + E_2} \right)$$

ここで、 m_e は電子の静止質量、 c は真空中の光速、 E_1 は散乱体で電子に与えられるエネルギー、 E_2 は吸収体で吸収される光子のエネルギーである。 E_1 は、光子線が散乱体で失うエネルギーである。 $E_1 + E_2$ は、コンプトンカメラに入射される放射線がコンプトンカメラで失うエネルギーである。ここで、線源からの放射線がコンプトンカメラに入射され、散乱体で散乱して吸収体で吸収されるとすると、 $E_1 + E_2$ が線源から放出される放射線のエネルギーである。光子が散乱された位置(第1位置)と、散乱された光子が吸収された位置(第2位置)とが分かれば、光子の飛来方向を第1位置と第2位置とを結ぶ直線を中心線とし、第1位置を頂点とし、中心線と母線とのなす角を θ とする円錐の側面内に線源が存在することが分かる。1つの線源から放出される複数の方向の光子を検出することで、線源が存在し得る位置を示す複数の円錐の側面を求めることができる。複数の円錐の側面の重なる位置が線源の位置であると求められる。

20

30

【0015】

(人体から放出される放射線)

図2は、人体から放出される放射線の例を示す図である。腫瘍に蓄積するベータ核種を用いた放射線薬剤(β線薬剤)を人体に投与することにより、放射性薬剤が腫瘍に蓄積する。放射性薬剤は、β線を放出するため、β線の放出位置が分かれば、腫瘍の位置がわかる。人体内において、β線は、曲がりながら進行するのにもなって、制動X線を放出する。β線の体内飛程は11mm以下である。ここでは、制動X線の放出位置は、β線の放出位置と同じとみなす。よって、人体から放出される制動X線の放出位置を求めることは、β線の放出位置を求めることであり、腫瘍の位置を求めることになる。β線は人体内の飛程が非常に短く、人体の外で検出することは難しい。一方、制動X線は、人体外でも

40

【0016】

量子コリメータを用いた光子線源のイメージングでは、入射光子線のエネルギーは、量子コリメータ(散乱体)での測定値と後段検出器(吸収体)での測定値との合計と仮定する。この場合、後段検出器で光電吸収ではなくコンプトン散乱が生じた場合には入射光子線のエネルギーを過小評価することになる。また、測定イベントの中には、制動X線の発生後、コンプトンカメラへの入射前に、いずれかの場所で散乱した光子も含まれる。これ

50

は、制動 X 線の発生源の位置と異なる位置でのイベント（フェイクイベント）による光子となる。

【 0 0 1 7 】

制動 X 線等の連続エネルギーを持つ光子線の場合、入射する光子のエネルギーが決まっていなため、正規のイベント（制動 X 線の発生源による光子）と上記のフェイクイベントとを測定されたエネルギーによって区別することが難しい。そのため、ガンマ線の様な特定エネルギーを持つ光子線源をイメージングする手法と同様に行うことは困難である。そこで、ここでは、イメージングに使用するエネルギー領域を制限することによって、上記フェイクイベントの割合を最小化し、精度の高いイメージングを行う。

【 0 0 1 8 】

図 3 は、物質内のコバルト 5 7 線源から放出されるガンマ線等のエネルギースペクトルの例を示す図である。図 3 のグラフの横軸はエネルギーで、縦軸は検出されるイベント数である。コバルト 5 7 は、崩壊して 1 2 2 k e V のガンマ線を放出する。図 3 の例では、1 2 2 k e V にガンマ線のピークがある。ここで、上記のコンプトンカメラにおいて、 $E_1 + E_2$ を 1 2 2 k e V とすることで、イメージングを行うことで、線源の位置を正確に求めることができる。

【 0 0 1 9 】

図 4 は、物質内のイットリウム 9 0 線源から放出されるベータ線等のエネルギースペクトルの例を示す図である。図 4 のグラフの横軸はエネルギーで、縦軸は検出されるイベント数である。イットリウム 9 0 は、崩壊して 2 . 2 8 M e V のベータ線を放出する。図 4 の例では、ベータ線のピークが存在しない。ベータ線は物質内で止まるからである。ここでは、ベータ線の進行にともなって制動 X 線が放出されている。制動 X 線のエネルギーは、ベータ線のエネルギーよりも低い。また、制動 X 線が物質内で散乱された放射線も、ベータ線のエネルギーよりも低い。制動 X 線が物質内で散乱された放射線の飛来方向は、ベータ線源の方向と異なることが多い。よって、ベータ線源の方向を求める際、制動 X 線が物質内で散乱された放射線は、ノイズとなる。制動 X 線によって、ベータ線源の方向を精度よく算出するには、ノイズを減らすことが求められる。

【 0 0 2 0 】

（構成例）

図 5 は、本実施形態のシステム構成例を示す図である。本実施形態のシステム 1 0 は、イメージング装置 1 0 0 及び放射線源を含む物質 2 0 0 を備える。イメージング装置 1 0 0 は、コンプトンカメラ 1 1 0 及び情報処理装置 1 2 0 を含む。物質 2 0 0 は、コンプトンカメラ 1 1 0 の近傍に配置される。物質 2 0 0 には、位置を特定する対象の放射線源が含まれるとする。コンプトンカメラ 1 1 0 は、物質 2 0 0 の近傍において、移動できるようにされ、複数の位置から放射線を検出してもよい。情報処理装置 1 2 0 は、コンプトンカメラ 1 1 0 で取得した信号を処理する。物質 2 0 0 は、例えば、腫瘍に蓄積するベータ核種を用いた放射線薬剤を投与された人体である。ここでは、物質 2 0 0 で、ベータ線が放出され、当該ベータ線が物質 2 0 0 内で曲がりながら制動 X 線を放出するとする。

【 0 0 2 1 】

コンプトンカメラ 1 1 0 は、図 1 に示すように、散乱体及び吸収体を含む。コンプトンカメラ 1 1 0 は、放射線が入射される毎に、散乱体において放射線が入射した位置及びエネルギー（電子に与えられたエネルギー）、吸収体において放射線が入射した位置及びエネルギー（吸収されたエネルギー）を検出する。コンプトンカメラ 1 1 0 は、検出した結果を、情報処理装置 1 2 0 に出力する。コンプトンカメラ 1 1 0 として、周知のコンプトンカメラが使用され得る。

【 0 0 2 2 】

図 6 は、イメージング装置の情報処理装置の機能ブロックの例を示す図である。情報処理装置 1 2 0 は、取得部 1 2 1、確率算出部 1 2 2、位置算出部 1 2 3、格納部 1 2 4 を含む。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

50

取得部 1 2 1 は、コンプトンカメラ 1 1 0 から、入射される放射線の、散乱体における位置及びエネルギー、吸収体における位置及びエネルギーを取得する。取得部 1 2 1 は、取得した情報を、格納部 1 2 4 に格納する。

【 0 0 2 4 】

確率算出部 1 2 2 は、物質 2 0 0 から放射されうる放射線のエネルギーの範囲について、エネルギー毎に、入射前に散乱される放射線の割合、コンプトンカメラ 1 1 0 の吸収体で散乱される放射線の割合を算出する。確率算出部 1 2 2 は、算出結果を格納部 1 2 4 に格納する。

【 0 0 2 5 】

位置算出部 1 2 3 は、取得部 1 2 1 で取得された情報、及び、確率算出部 1 2 2 で算出された算出結果に基づいて、放射線源の位置を算出する。

10

【 0 0 2 6 】

格納部 1 2 4 は、情報処理装置 1 2 0 で使用される情報等を格納する。

【 0 0 2 7 】

図 7 は、コンピュータのハードウェア構成例を示す図である。図 7 に示すコンピュータ 9 0 は、一般的なコンピュータの構成を有している。情報処理装置 1 2 0 は、図 7 に示すようなコンピュータ 9 0 を用いることによって、実現される。図 7 のコンピュータ 9 0 は、プロセッサ 9 1、メモリ 9 2、記憶部 9 3、入力部 9 4、出力部 9 5、通信制御部 9 6 を有する。これらは、互いにバスによって接続される。メモリ 9 2 及び記憶部 9 3 は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体である。コンピュータのハードウェア構成は、図 7 に示される例に限らず、適宜構成要素の省略、置換、追加が行われてもよい。

20

【 0 0 2 8 】

コンピュータ 9 0 は、プロセッサ 9 1 が記録媒体に記憶されたプログラムをメモリ 9 2 の作業領域にロードして実行し、プログラムの実行を通じて各構成部等が制御されることによって、所定の目的に合致した機能を実現することができる。

【 0 0 2 9 】

プロセッサ 9 1 は、例えば、C P U (Central Processing Unit) や D S P (Digital Signal Processor) である。

【 0 0 3 0 】

メモリ 9 2 は、例えば、R A M (Random Access Memory) や R O M (Read Only Memory) を含む。メモリ 9 2 は、主記憶装置とも呼ばれる。

30

【 0 0 3 1 】

記憶部 9 3 は、例えば、E P R O M (Erasable Programmable ROM)、ハードディスクドライブ (H D D、Hard Disk Drive) である。また、記憶部 9 3 は、リムーバブルメディア、即ち可搬記録媒体を含むことができる。リムーバブルメディアは、例えば、U S B (Universal Serial Bus) メモリ、あるいは、C D (Compact Disc) や D V D (Digital Versatile Disc) のようなディスク記録媒体である。記憶部 9 3 は、二次記憶装置とも呼ばれる。

【 0 0 3 2 】

記憶部 9 3 は、各種のプログラム、各種のデータ及び各種のテーブルを読み書き自在に記録媒体に格納する。記憶部 9 3 には、オペレーティングシステム (Operating System : O S)、各種プログラム、各種テーブル等が格納される。記憶部 9 3 に格納される情報は、メモリ 9 2 に格納されてもよい。また、メモリ 9 2 に格納される情報は、記憶部 9 3 に格納されてもよい。

40

【 0 0 3 3 】

オペレーティングシステムは、ソフトウェアとハードウェアとの仲介、メモリ空間の管理、ファイル管理、プロセスやタスクの管理等を行うソフトウェアである。オペレーティングシステムは、通信インタフェースを含む。通信インタフェースは、通信制御部 9 6 を介して接続される他の外部装置等とデータのやり取りを行うプログラムである。外部装置等には、例えば、他のコンピュータ、外部記憶装置等が含まれる。

50

【 0 0 3 4 】

入力部 9 4 は、キーボード、ポインティングデバイス、ワイヤレスリモコン、タッチパネル等を含む。また、入力部 9 4 は、カメラのような映像や画像の入力装置や、マイクロフォンのような音声の入力装置を含むことができる。

【 0 0 3 5 】

出力部 9 5 は、LCD (Liquid Crystal Display)、EL (Electroluminescence) パネル、CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイ、PDP (Plasma Display Panel) 等の表示装置、プリンタ等の出力装置を含む。また、出力部 9 5 は、スピーカのような音声の出力装置を含むことができる。

【 0 0 3 6 】

通信制御部 9 6 は、他の装置と接続し、コンピュータ 9 0 と他の装置との間の通信を制御する。通信制御部 9 6 は、例えば、LAN (Local Area Network) インタフェースボード、無線通信のための無線通信回路、有線通信のための通信回路である。LAN インタフェースボードや無線通信回路は、インターネット等のネットワークに接続される。

【 0 0 3 7 】

情報処理装置 1 2 0 を実現するコンピュータは、プロセッサが補助記憶装置に記憶されているプログラムを主記憶装置にロードして実行することによって、取得部 1 2 1、確率算出部 1 2 2、位置算出部 1 2 3 としての機能を実現する。一方、格納部 1 2 4 は、主記憶装置または補助記憶装置の記憶領域に設けられる。

【 0 0 3 8 】

情報処理装置 1 2 0 における一連の処理は、ハードウェアにより実行させることも、ソフトウェアにより実行させることもできる。

【 0 0 3 9 】

プログラムを記述するステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる処理はもちろん、必ずしも時系列的に処理されなくても、並列的または個別に実行される処理を含む。プログラムを記述するステップの一部が省略されてもよい。

【 0 0 4 0 】

(動作例)

図 8 は、イメージング装置の情報処理装置による位置算出の動作フローの例を示す図である。

【 0 0 4 1 】

S 1 0 1 では、情報処理装置 1 2 0 の確率算出部 1 2 2 は、物質 2 0 0 の放射線源とコンプトンカメラ 1 1 0 までの間に存在する物質質量を見積もり、物質 2 0 0 内の線源からのベータ線によって発生する制動 X 線のうち、散乱せずにコンプトンカメラ 1 1 0 に入射する光子線 (直接入射光子) の割合と、いずれかの位置で散乱してコンプトンカメラ 1 1 0 に入射する光子線 (散乱光子) の割合とを算出する。確率算出部 1 2 2 は、例えば、物質 2 0 0 に対する X 線 CT (Computer Tomography) データ及びモンテカルロシミュレーション等により、直接入射光子の割合、散乱光子の割合を算出することができる。一般に、散乱光子の割合は、低エネルギー側で高くなる。直接入射光子の飛来方向は、ベータ線源の方向であるとみなされる。

【 0 0 4 2 】

次に、確率算出部 1 2 2 は、コンプトンカメラ 1 1 0 の吸収体で散乱が起こる割合を見積もる。コンプトンカメラ 1 1 0 の吸収体で散乱が起こる割合は、当該吸収体に入射する光子のエネルギーに依存する。吸収体で散乱が起こる割合は、高エネルギー側で高くなる。確率算出部 1 2 2 は、吸収体に入射されるエネルギー毎に、吸収体で散乱が起こる割合を見積もる。

【 0 0 4 3 】

さらに、確率算出部 1 2 2 は、直接入射光子の割合と、散乱光子の割合と、吸収体で散乱が起こる割合とから、直接入射光子が散乱体で散乱されて吸収体で (散乱されずに) 吸収される放射線の割合を算出する。コンプトンカメラで、直接入射光子が散乱体で散乱さ

10

20

30

40

50

れて吸収体で（散乱されずに）吸収されるイベントを、正しいイベントという。正しいイベントの場合、直接入射光子のエネルギー E_0 は、散乱体で電子に与えられるエネルギー E_1 と吸収体で吸収されるエネルギー E_2 との和である（ $E_0 = E_1 + E_2$ ）。

【0044】

図9は、正しいイベントの割合の、コンプトンカメラで検出される放射線のエネルギー（ $E_1 + E_2$ ）依存性の例を示す図である。図9のグラフでは、横軸はコンプトンカメラで検出される放射線のエネルギー（ $E_1 + E_2$ ）を示し、縦軸は正しいイベントの割合を示す。図9の例では、250 keV付近で、正しいイベントの割合が最も高くなっている。即ち、イメージング装置100が、250 keV近傍のデータを用いて、ベータ線の線源の方向を求めることで、ベータ線の線源の位置の精度が向上する。正しいイベントの割合が最も高くなるエネルギーは、ベータ線源や物質200の種類、大きさ、物質200までの距離等に依存する。

10

【0045】

S102では、取得部121は、コンプトンカメラ110から、コンプトンカメラ110で検出した、散乱体において放射線が入射した位置及びエネルギー、吸収体において放射線が入射した位置及びエネルギーを取得する。コンプトンカメラ110には、物質200から放射線（光子線）が入射される。取得部121は、取得した情報を、格納部124に格納する。

【0046】

S103では、位置算出部123は、確率算出部122の算出結果に基づいて、取得する放射線のエネルギーの範囲を決定する。位置算出部123は、正しいイベントの割合が最も高くなるエネルギーを含む範囲を取得する放射線のエネルギーの範囲として決定する。エネルギーの範囲の幅は、コンプトンカメラ110で取得された放射線の量によって決定してもよい。例えば、コンプトンカメラ110で取得された放射線の量が少ない場合（例えば、測定時間が短い場合）、エネルギーの幅を大きくする。放射線の量が少ないとベータ線源の位置の精度が低下するおそれがあるからである。また、例えば、コンプトンカメラ110で取得された放射線の量が多い場合、エネルギーの幅を小さくする。エネルギーの幅を小さくすることで、正しいイベントの割合をより多くすることができ、ベータ線源の位置の精度を向上させることができる。ここでは、例えば、正しいイベントの割合が図9のようであるとすると、エネルギーの範囲を、200 keVから300 keVと決定する。

20

30

【0047】

位置算出部123は、コンプトンカメラ110で検出した放射線のエネルギー（ $E_1 + E_2$ ）が、決定したエネルギーの範囲に含まれるものを、格納部124から抽出する。位置算出部123は、抽出した放射線について、それぞれ、放射線の線源を示す円錐の側面を求める。円錐の側面が多く通る点ほど、放射線の線源の位置である可能性が高い。

【0048】

図10は、線源の位置の算出結果の例を示す図である。図10は、コンプトンカメラ110から所定の距離における平面の線源の位置の算出結果を示す。図10の例では、図の中心ほど（色が黒いほど）、円錐の側面が多く通っていることを示す。即ち、図10の例では、中心付近に行くほど、放射線の線源の位置である可能性が高いことを示しており、周囲に行くほど、放射線の線源の位置である可能性が低いことを示している。これにより、イメージング装置100は、放射線の線源の位置を求めることができる。仮に、コンプトンカメラ110から線源までの距離が当該所定の距離であるとすると、図10の中心付近が放射線の線源の位置であると考えられる。位置算出部123は、3次元空間の各点において、円錐の側面が通る数を計数し、最も多く通る点を、放射線の線源の位置としてもよい。実際に、図10の図の中心付近に相当する位置に線源が存在する。

40

【0049】

図11は、線源の位置の算出結果のエネルギー依存性を示す図である。図11は、コンプトンカメラ110から所定の距離における平面の線源の位置の算出結果を示す。図11

50

の例では、位置算出部123が決定するエネルギーの範囲を、仮に、100 - 140 keV、140 - 200 keV、200 - 300 keV、300 - 400 keV、400 - 500 keV、500 - 700 keV、700 - 1300 keVとしたときの線源の位置の算出結果を示す。200 - 300 keVの算出結果は、図10の例と同じである。図11の例では、図10の例と同様に、色が黒いほど、円錐の側面が多く通っていることを示す。200 - 300 keVの例では、放射線の線源の位置である可能性が高い部分が小さいが、200 - 300 keVの範囲からエネルギーの範囲が小さくなるにつれて、放射線の線源の位置である可能性が高い部分が大きくなっている。また、200 - 300 keVの範囲からエネルギーの範囲が大きくなるにつれて、放射線の線源の位置である可能性が高い部分がまだらになっている。即ち、200 - 300 keVの範囲から離れるほど、線源の位置の精度が低下している。よって、例えば、イメージング装置100が、すべてのエネルギーの範囲を用いて算出する場合、算出される放射線の線源の位置の精度は低下する。

10

【0050】

(実施形態の作用、効果)

従来の「発生光子のエネルギーに応じたピーク部分のイベントを使用する」というイメージング手法では連続エネルギーを持つ光子線源を正確に可視化することは困難であった。イメージング装置100によれば、制動X線のような連続エネルギーを持つ光子線源の位置の算出が可能となる。

20

【0051】

物理コリメータ型のイメージング装置では光子線のエネルギーに合わせたコリメータを使用する必要があり、連続エネルギーを持つ光子線源の位置の算出は、難しい。本実施形態の量子コリメータ型のイメージング装置100は、幅広いエネルギーの光子線を用いてイメージングを行うことができる。イメージング装置100により、最適なエネルギー範囲の設定が行えれば、より高い精度で線源の位置の算出が可能となる。

【0052】

イメージング装置100は、直接入射光子の割合と、散乱光子の割合と、吸収体で散乱が起こる割合とを算出する。イメージング装置100は、これらの割合から、直接入射光子が散乱体で散乱されて吸収体で吸収されるイベント(正しいイベント)の起こる割合を、コンプトンカメラ110で検出される放射線のエネルギー($E_1 + E_2$)毎に算出する。コンプトンカメラ110で検出される放射線のエネルギーは、入射される放射線が、コンプトンカメラ110で失うエネルギーである。

30

【0053】

例えば、人体において、ベータ核種であるイットリウム90で標識されたゼヴァリンが悪性リンパ腫の治療に用いられている。しかし純 - 放出核種のイメージングが困難なため、ガンマ核種であるヨウ素111で標識されたゼヴァリンを事前に投与し、擬似的に薬物動態を測定している。しかし、この手法では時間もコストもかかるうえ、標識核種の違いによる動態の違いが懸念される。イメージング装置110によりイットリウム90標識薬のままイメージングが可能となれば、コスト削減を削減しながら正確な薬物動態の把握が行えるようになる。

40

【0054】

以上の実施形態の構成は、可能な限りこれらを組み合わせて実施され得る。

【0055】

コンピュータ読み取り可能な記録媒体

コンピュータその他の機械、装置(以下、コンピュータ等)に上記いずれかの機能を実現させるプログラムをコンピュータ等が読み取り可能な記録媒体に記録することができる。そして、コンピュータ等に、この記録媒体のプログラムを読み込ませて実行させることにより、その機能を提供させることができる。

【0056】

ここで、コンピュータ等が読み取り可能な記録媒体とは、データやプログラム等の情報

50

を電氣的、磁氣的、光學的、機械的、または化學的作用によって蓄積し、コンピュータ等から読み取ることができる記録媒体をいう。このような記録媒体内には、CPU、メモリ等のコンピュータを構成する要素を設け、そのCPUにプログラムを実行させてもよい。

【0057】

また、このような記録媒体のうちコンピュータ等から取り外し可能なものとしては、例えばフレキシブルディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、CD-R/W、DVD、DAT、8mmテープ、メモリカード等がある。

【0058】

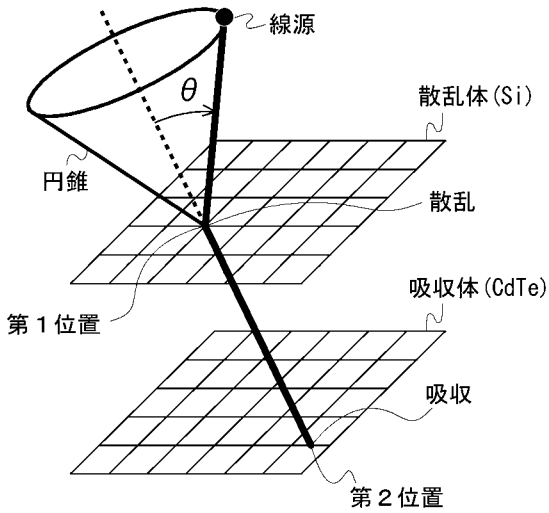
また、コンピュータ等に固定された記録媒体としてハードディスクやROM等がある。

【符号の説明】

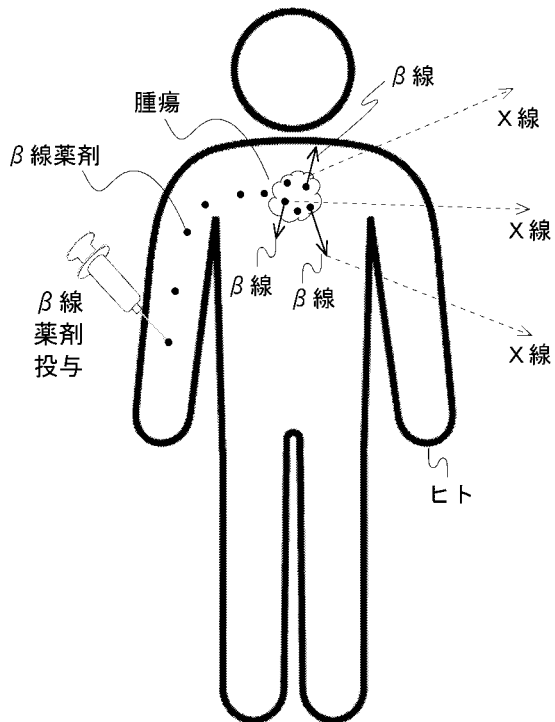
【0059】

- 10 システム
- 100 イメージング装置
- 110 コンプトンカメラ
- 120 情報処理装置
- 121 取得部
- 122 確率算出部
- 123 位置算出部
- 124 格納部

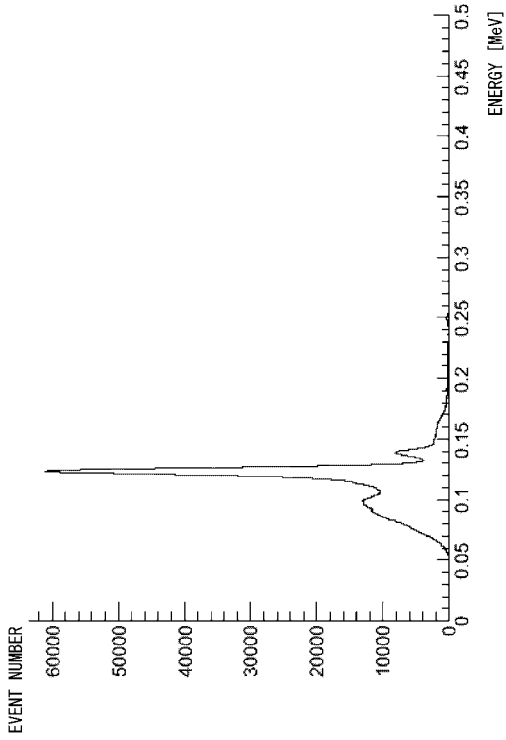
【図1】



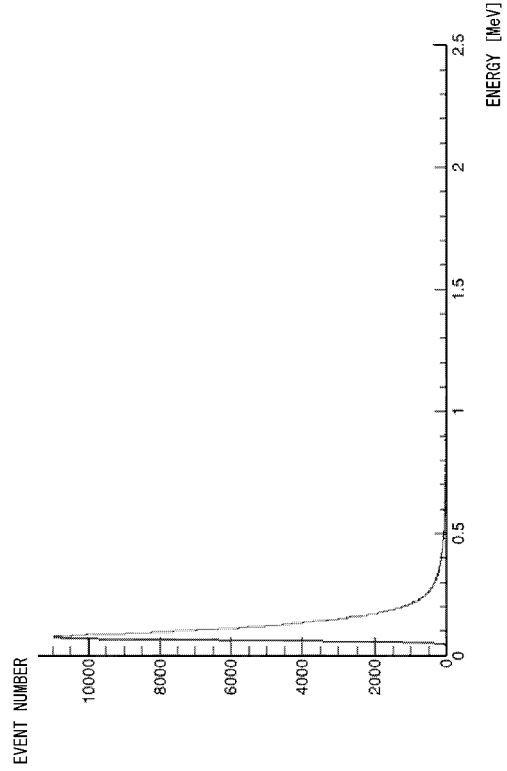
【図2】



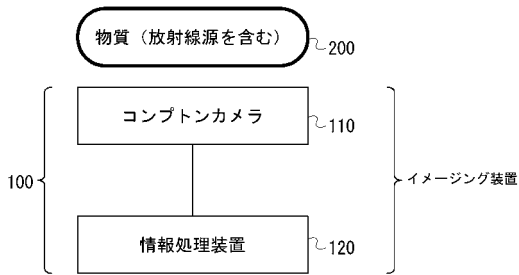
【 図 3 】



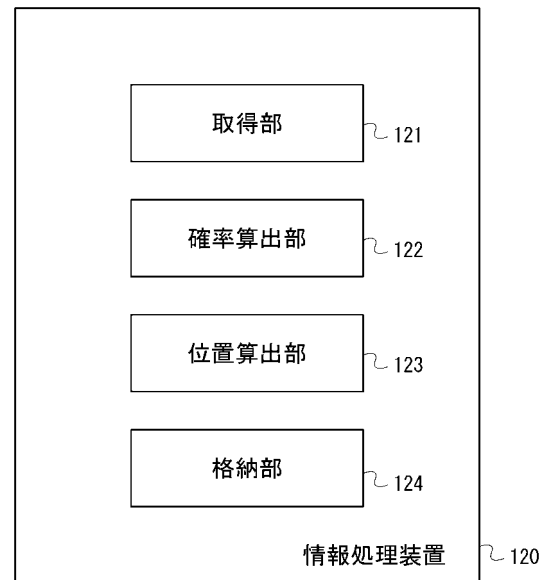
【 図 4 】



【 図 5 】

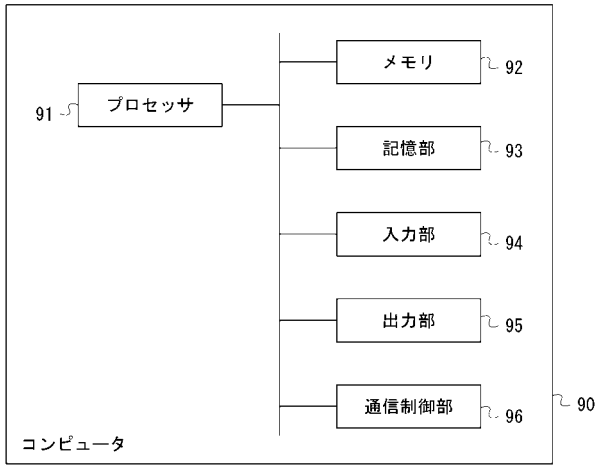


【 図 6 】

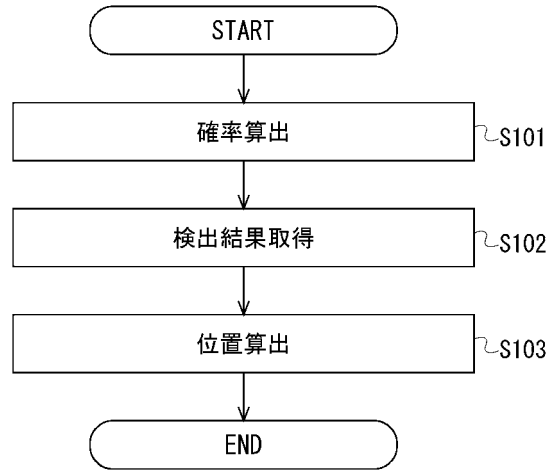


10

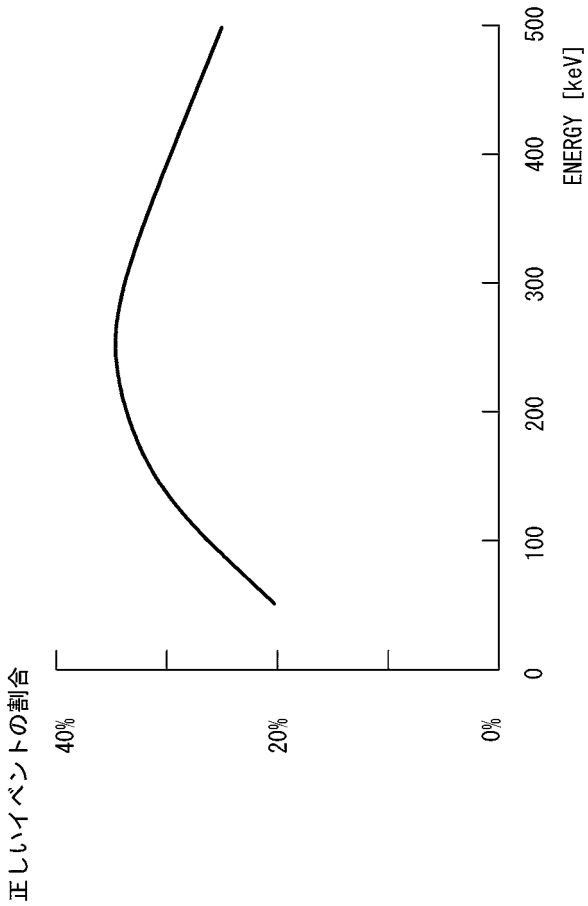
【 図 7 】



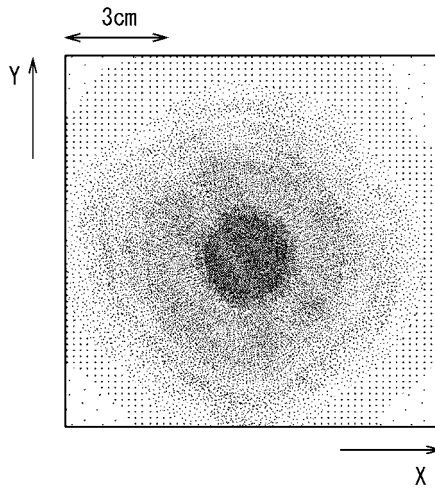
【 図 8 】



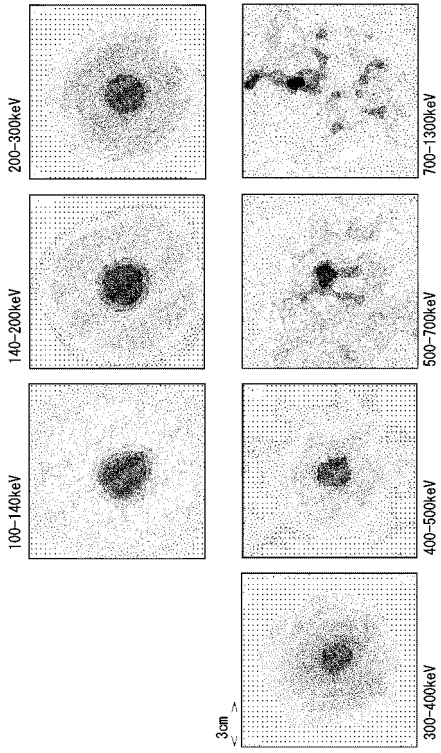
【 図 9 】



【 図 10 】



【 1 1 】



フロントページの続き

特許法第30条第2項適用申請有り ・発行日：平成28年3月3日 ・刊行物：第63回応用物理学会春季学術講演会 講演予稿集 20p-W9-1 ・開催日：平成28年3月20日 集会名：第63回応用物理学会春季学術講演会 開催場所：東京工業大学（東京都目黒区大岡山2-12-1） ・発行日：平成28年4月1日 ・刊行物：第111回日本医学物理学会学術大会報文集 医学物理 第36巻 Sup.1 p.189 ・開催日：平成28年4月14日 ・集会名：第111回日本医学物理学会学術大会（電子ポスター発表） ・開催場所：パシフィコ横浜（神奈川県横浜市西区みなとみらい1-1-1） ・開催日：平成28年4月16日 ・集会名：第111回日本医学物理学会学術大会（口頭発表） ・開催場所：パシフィコ横浜（神奈川県横浜市西区みなとみらい1-1-1） ・発行日：平成28年8月24日 ・刊行物：応用物理学会放射線分科会放射線 第41巻第4号 2016年7月 p.187-p.190

- (72)発明者 荒川 和夫
群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地 国立大学法人群馬大学内
- (72)発明者 酒井 真理
群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地 国立大学法人群馬大学内
- (72)発明者 菅井 裕之
群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地 国立大学法人群馬大学内
- (72)発明者 菊地 美貴子
群馬県前橋市荒牧町四丁目2番地 国立大学法人群馬大学内
- (72)発明者 山口 充孝
群馬県高崎市綿貫町1233番地 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 高崎量子応用研究所内
- (72)発明者 長尾 悠人
群馬県高崎市綿貫町1233番地 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 高崎量子応用研究所内
- (72)発明者 河地 有木
群馬県高崎市綿貫町1233番地 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 高崎量子応用研究所内
- (72)発明者 神谷 富裕
群馬県高崎市綿貫町1233番地 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 高崎量子応用研究所内

Fターム(参考) 2G188 AA03 AA25 BB02 BB04 BB05 BB18 CC28 CC29 DD05 EE10
EE29 EE39
4C188 EE03 EE27 FF02 FF04 FF05 FF18 GG21 JJ05 KK09 KK29
KK35