

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載
 【部門区分】第 6 部門第 1 区分
 【発行日】平成 29 年 8 月 3 日 (2017.8.3)

【公表番号】特表 2015-504521 (P2015-504521A)
 【公表日】平成 27 年 2 月 12 日 (2015.2.12)
 【年通号数】公開・登録公報 2015-009
 【出願番号】特願 2014-544006 (P2014-544006)
 【国際特許分類】

G 0 1 T 1/20 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

【F I】

G 0 1 T 1/20 F

G 0 1 T 1/20 B

G 0 1 T 1/20 G

A 6 1 B 6/00 3 0 0 Q

【誤訳訂正書】
 【提出日】平成 29 年 6 月 6 日 (2017.6.6)
 【誤訳訂正 1】
 【訂正対象書類名】特許請求の範囲
 【訂正対象項目名】全文
 【訂正方法】変更
 【訂正の内容】
 【特許請求の範囲】
 【請求項 1】

放射線を検出する検出装置であって、
 放射線受け取りユニットと検出値決定ユニットとを有し、
 前記放射線受け取りユニットは、
 前記放射線に応じて、第 1 の時間的挙動を有する第 1 のシンチレーション光を生成する
 第 1 のシンチレータと、
 前記放射線に応じて、前記第 1 の時間的挙動とは異なる第 2 の時間的挙動を有する第 2
 のシンチレーション光を生成する第 2 のシンチレータと、
 前記第 1 のシンチレーション光および前記第 2 のシンチレーション光を検出し、前記第
 1 のシンチレーション光および前記第 2 のシンチレーション光を示す共通光検出信号を生
 成するシンチレーション光検出ユニットと
 を含み、
 前記検出値決定ユニットは、
 第 1 の検出値および第 2 の検出値を決定する検出値決定ユニットであって、
 第 1 の決定プロセスであって、第 1 の周波数フィルタを使用することによって前記共通
 光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 1 のフィルタリングされた共通
 光検出信号を生成し、前記第 1 のフィルタリングされた共通光検出信号に基づいて前記第
 1 の検出値を決定することを含む第 1 の決定プロセスを、前記共通光検出信号に適用する
 ことによって、前記第 1 の検出値を決定し、
 第 2 の決定プロセスであって、前記第 1 の周波数フィルタとは異なる第 2 の周波数フィ
 ルタを使用することによって前記共通光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによ
 って第 2 のフィルタリングされた共通光検出信号を生成し、前記第 2 のフィルタリングさ
 れた共通光検出信号に基づいて前記第 2 の検出値を決定することを含む、第 2 の決定プロ
 セスを、前記共通光検出信号に適用することによって、前記第 2 の検出値を決定するよう
 に適合された、検出装置。

【請求項 2】

前記第 1 の周波数フィルタが高域通過フィルタである、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 3】

前記第 1 の周波数フィルタが帯域通過フィルタである、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 4】

前記検出値決定ユニットは、

前記第 1 の周波数フィルタでフィルタリングされた共通

光検出信号を 2 乗または整流し、

前記 2 乗または整流された第 1 の周波数フィルタでフィルタリングされた共通光検出信号を積分し、それによって第 1 の積分値を生成し、

前記第 1 の積分値に基づいて前記第 1 の検出値を決定することにより、前記第 1 の検出値を決定する、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 5】

前記第 2 の周波数フィルタが低域通過フィルタである、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 6】

前記検出値決定ユニットは、

前記第 2 のフィルタリングされた共通光検出信号を積分し、それによって第 2 の積分値を生成し、

前記第 2 の積分値に基づいて前記第 2 の検出値を決定することにより、前記第 2 の検出値を決定する、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 7】

前記検出値決定ユニットは、

前記共通光検出信号を積分し、それによって第 2 の積分値を生成し、

前記第 2 の積分値に基づいて前記第 2 の検出値を決定することにより、前記第 2 の検出値を決定する、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 8】

前記第 1 のシンチレータの時間的挙動が、第 1 の減衰時定数によって特徴付けることができ、前記第 2 のシンチレータの時間的挙動が、前記第 1 の減衰時定数より小さい第 2 の減衰時定数によって特徴付けることができ、前記第 1 のシンチレータ、前記第 2 のシンチレータ、および前記シンチレーション光検出ユニットが、前記シンチレーション光検出ユニット上に前記第 2 のシンチレータが位置し、前記第 2 のシンチレータ上に前記第 1 のシンチレータが位置するような積層体を形成する、請求項 1 に記載の検出装置。

【請求項 9】

物体を撮像する撮像システムであって、

請求項 1 に記載の、前記物体による影響を受けた放射線を検出する検出装置と、

前記第 1 および第 2 の検出値を異なる成分に対応する成分検出値に分解し、それぞれの成分検出値にコンピュータ断層撮影アルゴリズムを適用することによって、異なる成分に対応する成分画像を再構成することにより、前記物体の画像を再構成する再構成ユニットとを備える撮像システム。

【請求項 10】

前記検出装置によって検出される前記放射線を生成する放射線源をさらに備え、前記放射線源ならびに前記検出装置の前記第 1 のシンチレータおよび第 2 のシンチレータが、前記第 1 のシンチレーション光および前記第 2 のシンチレーション光の強度が大きくとも 10 倍未満しか異ならないように適合される、請求項 9 に記載の撮像システム。

【請求項 11】

放射線を検出する検出方法であって、

第 1 のシンチレータが、前記放射線に応じて、第 1 の時間的挙動を有する第 1 のシンチレーション光を生成するステップと、

第 2 のシンチレータが、前記放射線に応じて、前記第 1 の時間的挙動とは異なる第 2 の時間的挙動を有する第 2 のシンチレーション光を生成するステップと、

シンチレーション光検出ユニットが、前記第 1 のシンチレーション光および前記第 2 のシンチレーション光を検出し、前記第 1 のシンチレーション光および前記第 2 のシンチレーション光を示す共通光検出信号を生成するステップと、

検出値決定ユニットが、第 1 の検出値および第 2 の検出値を決定するステップとを含み、前記検出値決定ユニットが、

第 1 の決定プロセスであって、第 1 の周波数フィルタを使用することによって前記共通光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 1 のフィルタリングされた共通光検出信号を生成し、前記第 1 のフィルタリングされた共通光検出信号に基づいて前記第 1 の検出値を決定することを含む第 1 の決定プロセスを、前記共通光検出信号に適用することによって、前記第 1 の検出値を決定し、

第 2 の決定プロセスであって、前記第 1 の周波数フィルタとは異なる第 2 の周波数フィルタを使用することによって前記共通光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 2 のフィルタリングされた共通光検出信号を生成し、前記第 2 のフィルタリングされた共通光検出信号に基づいて前記第 2 の検出値を決定することを含む第 2 の決定プロセスを、前記共通光検出信号に適用することによって、前記第 2 の検出値を決定する、検出方法。

【請求項 1 2】

物体を撮像する撮像方法であって、

請求項 1 1 に記載の、前記物体による影響を受けた放射線を検出するステップと、

再構成ユニットによって、前記第 1 および第 2 の検出値から前記物体の画像を再構成するステップとを含む撮像方法。

【請求項 1 3】

コンピュータを請求項 1 の検出値決定ユニットとして機能させるためのコンピュータ・プログラム。

【請求項 1 4】

コンピュータを請求項 9 の検出値決定ユニット及び再構成ユニットとして機能させるためのコンピュータ・プログラム。

【誤訳訂正 2】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【発明の名称】放射線を検出する検出装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線を検出する検出装置、検出方法、および検出コンピュータ・プログラムに関する。本発明はさらに、物体を撮像する撮像システム、撮像方法、および撮像コンピュータ・プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

S. Kappeler らによる「Comparison of dual - kVp and dual - layer CT in simulations and real CT system measurements」、IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC)、4828 ~ 4831 頁 (2008) という記事では、多色 X 線源および 2 重層検出器を備える 2 重エネルギー・コンピュータ断層撮影システムが開示されている。このコンピュータ断層撮影システムは、X 線源を物体に対して回転させながら、撮像すべき物体を横切る X 線を生成するように適合される。放射線は、物体を横切った後、2 重層検出器によって検出され、2 重層検出器では、放射線が第 1 に当たる第 1 の層内で、第 1 のシンチレ

ータが、検出された放射線に応じて第 1 のシンチレーション光を生成し、放射線が第 2 に当たる第 2 の層内で、第 2 のシンチレータが、その放射線に応じて第 2 のシンチレーション光を生成する。検出された放射線の異なるエネルギーに対応する第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光は、フォトダイオードによって検出され、第 1 のシンチレーション光を検出するフォトダイオードは、第 1 のシンチレータの側面に隣接して配置され、すなわち、たとえば第 1 のシンチレータの底面には配置されない。こうして側面に配置することで、検出器構造が技術的に比較的複雑になる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の目的は、技術的にそれほど複雑でない検出器構造を使用することによって放射線を検出することを可能にする、放射線を検出する検出装置、検出方法、および検出コンピュータ・プログラムを提供することである。本発明のさらなる目的は、技術的にそれほど複雑でない検出器構造を使用できる、物体を撮像する撮像システム、撮像方法、および撮像コンピュータ・プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の第 1 の態様では、放射線を検出する検出装置が提示され、この検出装置は、

- 放射線受取りユニットであって、
- 放射線に応じて、第 1 の時間的挙動を有する第 1 のシンチレーション光を生成する第 1 のシンチレータ、
- 放射線に応じて、第 1 の時間的挙動とは異なる第 2 の時間的挙動を有する第 2 のシンチレーション光を生成する第 2 のシンチレータ、ならびに
- 第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を検出し、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を示す共通の光検出信号を生成するシンチレーション光検出ユニットを含む放射線受取りユニットと、
- 第 1 の検出値および第 2 の検出値を決定する検出値決定ユニットであって、
- 第 1 の周波数フィルタを使用することによって共通の光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成し、第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号に応じて第 1 の検出値を決定することを含む第 1 の決定プロセスを、共通の光検出信号に適用することによって、第 1 の検出値を決定し、
- 第 1 の決定プロセスとは異なる第 2 の決定プロセスを、共通の光検出信号に適用することによって、第 2 の検出値を決定するように適合された検出値決定ユニットとを備える。

【0005】

優先的にはフォトダイオードであるシンチレーション光検出ユニットは、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を検出し、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を示す共通の光検出信号を生成し、検出値決定ユニットは、異なる決定プロセスを共通の光検出信号に適用することによって、第 1 および第 2 の検出値を決定し、これらの決定プロセスのうちの少なくとも 1 つは、周波数フィルタリングを含むため、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光は、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を別個に検出するためにシンチレータの側面に配置された異なるシンチレーション光検出ユニットを必要とすることなく、同じシンチレーション光検出ユニットによって集合的に検出することができ、それでもなお、スペクトル的に異なる検出信号を生成することができ、これらの検出信号を、たとえばエネルギー識別の目的で 사용할ことができる。第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光は、同じシンチレーション光検出ユニットによって検出することができるため、第 1 のシンチレータおよび第 2 のシンチレータを、たとえば互いの上に積層させることができ、その結果得られる積層体を、シンチレーション光検出ユニット上に配置するこ

とができる。したがって、放射線は、技術的にそれほど複雑でない検出器構造で検出することができる。

【0006】

シンチレーション光検出ユニットは、優先的には、第1のシンチレーション光および第2のシンチレーション光の組み合わせ強度を検出し、検出された組み合わせ強度を示す共通の光検出信号を生成するように適合される。

【0007】

第1および第2の決定プロセスは、優先的には、第1の決定プロセスを共通の検出信号に適用することで、第2の決定プロセスを共通の光検出信号に適用することによって生成される第2の信号とはスペクトル的に異なる第1の信号が得られるように適合される。第1および第2の検出値は、優先的には、これらのスペクトル的に異なる第1および第2の信号に基づいて決定される。

【0008】

シンチレータ内では、相互作用する光子が、所与の寿命の励起状態の電子を取り込む。これらの電子が緩和して基底状態になった場合、シンチレーション光が生成される。この緩和プロセスは減衰時定数を有し、この減衰時定数は、それぞれのシンチレーション光が対応する減衰時定数である。単一の減衰時定数に対応する1回の基底状態への遷移、またはいくつかの減衰時定数に対応する複数回の基底状態への遷移が可能である。それに対応して、したがってシンチレーション光の時間的挙動は、1つまたはいくつかの減衰時定数によって画定することができる。

【0009】

第1および第2の決定プロセスは、優先的には、第1および第2の時間的挙動に依存する。具体的には、第1および第2の決定プロセスは、第1および第2の時間的挙動に適合された第1および第2の周波数フィルタリング手順を含むことができる。

【0010】

たとえば、第1の周波数フィルタは、比較的低い周波数を抑制する高域フィルタとすることができ、これらの周波数は、第1および第2のシンチレーション光のうちより遅いシンチレーション光、すなわちより大きい1つまたはいくつかの減衰時定数を有するシンチレーション光の1つまたはいくつかの減衰時定数に対応することができる。これにより、より速いシンチレーション光からのより大きい寄与、すなわちより速い時間的挙動、具体的にはより小さい減衰時定数を有するシンチレーション光のより大きい寄与を有する第1のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成することが可能になる。さらに、より高い周波数を抑制することもでき、その結果、第1の周波数フィルタは帯域フィルタになる。これにより、第1のフィルタリングされた共通の光検出信号内の雑音を低減させることができる。優先的には、帯域フィルタは、より遅い時間的挙動、具体的にはより大きい減衰時定数を有するより遅いシンチレーション光に対応する周波数を抑制し、より速いシンチレーション光、すなわちより速い時間的挙動、具体的にはより速いシンチレーション光のより小さい時定数に対応する周波数より大きい周波数を抑制する。

【0011】

一実施形態では、第1および第2のシンチレーション光の減衰時定数の逆数値の平均値より小さい周波数を抑制する高域フィルタが使用される。具体的には、高域フィルタは、第1のシンチレーション光の第1の減衰時定数の逆数値および第2のシンチレーション光の第2の減衰時定数の逆数値の幾何平均より小さい周波数を抑制するように適合することができる。帯域フィルタは、同じく第1の減衰時定数の逆数値および第2の減衰時定数の逆数値の平均値より小さい周波数を抑制するように適合することができ、帯域フィルタは、逆の第2の減衰時定数の10倍より大きい周波数を抑制するように適合することができ、第2の減衰時定数は、第1の減衰時定数より小さいと仮定する。

【0012】

一実施形態では、第1の決定プロセスは、a) 第1の周波数でフィルタリングされた共通の光検出信号を2乗(squared)または整流するステップと、b) 2乗または整流され

た第 1 の周波数でフィルタリングされた共通の光検出信号を積分し、それによって第 1 の積分値を生成するステップと、c) 第 1 の積分値に応じて第 1 の検出値を決定するステップとを含む。これにより、より速いシンチレーション光がより遅いシンチレーション光より第 1 の検出値に寄与する可能性が高くなるように、第 1 の検出値を比較的簡単に決定することが可能になる。

【0013】

第 2 の決定プロセスは、優先的には、a) 第 2 の周波数フィルタを使用することによって共通の光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 2 のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成するステップと、b) 第 2 のフィルタリングされた共通の光検出信号に応じて第 2 の検出値を決定するステップとを含む。第 2 の周波数フィルタは、優先的には低域フィルタであり、第 2 の決定プロセスは、優先的には、第 2 のフィルタリングされた共通の光検出信号を積分し、それによって第 2 の積分値を生成するステップをさらに含み、第 2 の検出値は、第 2 の積分値に応じて決定される。低域フィルタは、優先的には、第 1 のシンチレーション光の第 1 の減衰時定数の逆数値および第 2 のシンチレーション光の第 2 の減衰時定数の逆数値の平均値より大きい周波数を抑制するように適合される。この平均値は、優先的には幾何平均値である。これにより、より遅いシンチレーション光の増大した寄与、すなわち第 1 の検出値に対するより遅いシンチレーション光の寄与より大きい第 2 の検出値に対するより遅いシンチレーション光の寄与を含む第 2 の検出値を、比較的簡単に決定することが可能になる。

【0014】

別の実施形態では、第 2 の決定プロセスは、第 2 の周波数フィルタを適用することなく、共通の光検出信号を積分し、それによって第 2 の積分値を生成するステップと、第 2 の積分値に応じて第 2 の検出値を決定するステップとを含む。これにより、第 2 の検出値を決定するための演算コストを低減させる。

【0015】

一実施形態では、より速いシンチレーション光の減衰時定数は約 50 ns であり、より遅いシンチレーション光の減衰時定数は約 3 μs である。

【0016】

検出装置は、優先的には、コンピュータ断層撮影システムによって使用されるように適合され、コンピュータ断層撮影システムは、放射線源および検出装置を備える。放射線源および検出装置は、コンピュータ断層撮影装置が、物体に対して放射線源の異なる位置で第 1 および第 2 の検出値を獲得することが可能になるように、撮像すべき物体に対して回転可能である。積分は、優先的には、1 回の投影に対応する特定の角度間隔内に放射線源が入っている時間間隔に対応する時間間隔にわたって実行される。したがって、積分は、優先的には、それぞれの投影に対して第 1 および第 2 の検出値を決定するように、特定の角度間隔内に放射線源が入っている時間間隔によって画定される投影時間にわたって実行される。投影時間、したがって積分時間は、50 ~ 500 μs の範囲内とすることができる。

【0017】

一実施形態では、第 1 の決定プロセスは、第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号が、交流レベルの共通の光検出信号になるように、共通の光検出信号を周波数でフィルタリングするように適合され、第 2 の決定プロセスは、第 2 の決定プロセスを共通の光検出信号に適用することで一定レベルの共通の光検出信号が得られるように適合される。第 1 の決定プロセスは、共通の光検出信号の AC レベルと見なすこともできる交流レベルを 2 乗または整流し、2 乗または整流された交流レベルを積分して第 1 の検出値を決定するように適合することができる。さらに、第 2 の決定プロセスは、共通の光検出信号の DC レベルと見なすこともできる一定レベルを積分して第 2 の検出値を決定するように適合することができる。

【0018】

優先的には、第 1 のシンチレータ、第 2 のシンチレータ、およびシンチレーション光検

出ユニットは、第1のシンチレーション光と第2のシンチレーション光の両方をシンチレーション光検出ユニットによって集合的に検出することができるよう光結合される。具体的には、第1のシンチレータ、第2のシンチレータ、およびシンチレーション光検出ユニットは、シンチレーション光検出ユニット上に第1のシンチレータおよび第2のシンチレータのうちの一方が位置し、第1のシンチレータおよび第2のシンチレータのうちの一方の上に第1のシンチレータおよび第2のシンチレータのうちの他方が位置するような積層体を形成する。この積層体は、優先的には、検出すべき放射線が第1に第1のシンチレータおよび第2のシンチレータのうちの一方を横切り、次いで第1のシンチレータおよび第2のシンチレータのうちの他方に入るように配置される。低エネルギーの放射線が、第1に横切られるシンチレータ内で主に吸収され、その結果、対応するシンチレーション光は、低エネルギーの放射線を示す。第1に横切られたシンチレータによって多量の低エネルギーの放射線が吸収されたため、第2に横切られるさらなるシンチレータは、低エネルギーの放射線より高エネルギーの放射線によって多く横切られる。したがって、対応するシンチレーション光は、高エネルギーの放射線を示す。したがって、第1のシンチレーション光および第2のシンチレーション光が異なる形で寄与する第1および第2の検出値は、異なるエネルギーに対応する。したがって、第1および第2の検出値を使用して、検出装置によって検出される放射線のエネルギーに関する情報を得ることができる。

【0019】

優先的には、第1のシンチレータの時間的挙動は、第1の減衰時定数によって特徴付けることができ、第2のシンチレータの時間的挙動は、第1の減衰時定数より小さい第2の減衰時定数によって特徴付けることができ、第1のシンチレータ、第2のシンチレータ、およびシンチレーション光検出ユニットは、シンチレーション光検出ユニット上に第2のシンチレータが位置し、第2のシンチレータ上に第1のシンチレータが位置するような積層体を形成する。上部の第1のシンチレータは、低エネルギーの放射線を主に検出し、複数の比較的小さい第1のシンチレーション光パルスをもたらすため、その結果得られる第1のシンチレーション光は、比較的平滑な光検出信号に対応する。さらに、下部の第2のシンチレータは、より高エネルギーの放射線を検出するため、下部の第2のシンチレータは、第1のシンチレーション光より変動する第2のシンチレーション光を生成する。また、異なる減衰時定数の結果、第1のシンチレーション光は、より変動する第2のシンチレーション光より平滑になるため、比較的平滑な第1のシンチレーション光および比較的変動する第2のシンチレーション光のこの効果により、異なる減衰時定数によって引き起こされる効果が強調される。

【0020】

第1のシンチレータ、第2のシンチレータ、およびシンチレーション光検出ユニットは、光結合材料を使用することによって光結合することができる。光結合材料は、優先的には、光透過性の接着剤であり、この接着剤は、少なくとも第1のシンチレーション光および第2のシンチレーション光に対して透過性である。

【0021】

本発明のさらなる態様では、物体を撮像する撮像システムが提示され、この撮像システムは、

- 請求項1に記載の、物体による影響を受けた放射線を検出する検出装置と、
- 第1および第2の検出値から物体の画像を再構成する再構成ユニットとを備える。

【0022】

撮像システムは、優先的には、放射線を生成する放射線源をさらに備え、撮像システムは、放射線が物体を横切ってから検出装置によって検出されるように放射線を提供するように適合される。放射線源は、優先的には、多色X線を生成する多色X線源であり、検出装置は、物体を横切った後の多色X線を検出し、検出された多色X線に応じて第1および第2の検出値を生成するように適合することができる。

【0023】

再構成ユニットは、第1および第2の検出値を、たとえば異なる物理的效果および/ま

たは異なる材料である異なる成分に対応する成分検出値に分解するように適合することができる。たとえば、異なる成分は、コンプトン効果および光電効果に対応することができる。また異なる成分は、柔組織および骨に対応することができる。再構成ユニットは、それぞれの成分検出値にコンピュータ断層撮影アルゴリズムを適用することによって、異なる成分に対応する成分画像を再構成するように適合することができる。別の実施形態では、検出値を成分検出値に分解する前に、再構成ユニットは、第1および第2の検出値を、それぞれ第1および第2のシンチレーション光の強度に対応する第1および第2の中間検出値に変換することができる。したがって、第1および第2のシンチレーション光の強度を定量化する変換は、第1および第2の検出値に提供および適用することができる。この変換は、較正測定によって決定することができ、優先的には線形変換である。次いで、再構成ユニットは、生成された中間検出値に基づいて成分検出値を生成する分解手順を実行するように適合することができる。

【0024】

一実施形態では、第1および第2の検出値を、第1および第2のシンチレーション光の強度に対応する検出値に変換する変換を実行することもでき、これらの検出値に基づいて後の再構成を行う必要はない。この場合、変換は、たとえば検出値決定ユニットによって実行することができ、検出装置は、これらの検出値を提供するように適合することができる。

【0025】

一実施形態では、放射線源ならびに検出装置の第1および第2のシンチレータは、第1のシンチレータ光および第2のシンチレーション光の強度が類似するように、または1.0倍未満しか異なるように適合される。これは、たとえば、それに応じてシンチレータ材料、それらのドーピング、それらの厚さなどを選ぶことによって実現することができる。これによって確実に、両方のシンチレータが両方の検出値に大幅に寄与し、たとえば検出値が単一のシンチレータのみによって左右されず、他方のシンチレータの寄与が雑音レベルを下回らないようにすることができ、それによって第1および第2の検出値の品質を増大させることができる。

【0026】

本発明のさらなる態様では、放射線を検出する検出方法が提示され、この検出方法は、

- 第1のシンチレータによって、放射線に応じて、第1の時間的挙動を有する第1のシンチレーション光を生成するステップと、
- 第2のシンチレータによって、放射線に応じて、第1の時間的挙動とは異なる第2の時間的挙動を有する第2のシンチレーション光を生成するステップと、
- シンチレーション光検出ユニットによって、第1のシンチレーション光および第2のシンチレーション光を検出し、第1のシンチレーション光および第2のシンチレーション光を示す共通の光検出信号を生成するステップと、
- 検出値決定ユニットによって、第1の検出値および第2の検出値を決定するステップとを含み、検出値決定ユニットは、
 - 第1の周波数フィルタを使用することによって共通の光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第1のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成し、第1のフィルタリングされた共通の光検出信号に応じて第1の検出値を決定することを含む第1の決定プロセスを、共通の光検出信号に適用することによって、第1の検出値を決定し、
 - 第1の決定プロセスとは異なる第2の決定プロセスを、共通の光検出信号に適用することによって、第2の検出値を決定する。

【0027】

本発明のさらなる態様では、物体を撮像する撮像方法が提示され、この撮像方法は、

- 請求項12に記載の、物体による影響を受けた放射線を検出するステップと、
- 再構成ユニットによって、第1および第2の検出値から物体の画像を再構成するステップとを含む。

【 0 0 2 8 】

本発明のさらなる態様では、放射線を検出する検出コンピュータ・プログラムが提示され、検出コンピュータ・プログラムは、コンピュータ・プログラムが、検出装置を制御するコンピュータ上で動作するとき、請求項 1 に記載の検出装置に、請求項 1 2 に記載の検出方法のステップを実施させるプログラム・コード手段を備える。

【 0 0 2 9 】

本発明のさらなる態様では、物体を撮像する撮像コンピュータ・プログラムが提示され、撮像コンピュータ・プログラムは、コンピュータ・プログラムが、撮像システムを制御するコンピュータ上で動作するとき、請求項 1 1 に記載の撮像システムに、請求項 1 3 に記載の撮像方法のステップを実施させるプログラム・コード手段を備える。

【 0 0 3 0 】

請求項 1 の検出装置、請求項 1 0 の撮像システム、請求項 1 2 の検出方法、請求項 1 3 の撮像方法、請求項 1 4 の検出コンピュータ・プログラム、および請求項 1 5 の撮像コンピュータ・プログラムは、従属請求項に具体的に記載されている類似および / または同一の好ましい実施形態を有することが理解されるものとする。

【 0 0 3 1 】

本発明の好ましい実施形態はまた、従属請求項とそれぞれの独立請求項との任意の組合せとすることができることが理解されるものとする。

【 0 0 3 2 】

本発明の上記その他の態様は、本明細書で以下に記載する実施形態から明らかになり、これらの実施形態を参照すれば解明されよう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 3 】

【 図 1 】 物体を撮像する撮像システムの一実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 2 】 撮像システムの放射線受取りユニットの放射線受取り画素の一実施形態を概略的かつ例示的に示す図である。

【 図 3 】 物体を撮像する撮像方法の一実施形態を例示的に示す流れ図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 4 】

図 1 は、コンピュータ断層撮影システム 1 9 である当該領域を撮像する撮像システムを概略的かつ例示的に示す。コンピュータ断層撮影システムは、 z 方向に対して平行に延びる回転軸 R の周りで回転が可能なガントリ 1 を含む。ガントリ 1 上には、この実施形態では X 線管である放射線源 2 が取り付けられる。多色放射線を生成する放射線源 2 は、コリメータ 3 を備え、コリメータ 3 は、この実施形態では、放射線源 2 によって生成される放射線から円錐形の放射線ビーム 4 を形成する。放射線は、この実施形態では円筒形である検査区間 5 内で、患者などの物体を横切る。検査区間 5 を横切った後、放射線ビーム 4 は、2 次元検出面を含む放射線受取りユニット 6 上に入射する。放射線受取りユニット 6 は、ガントリ 1 上に取り付けられる。

【 0 0 3 5 】

コンピュータ断層撮影システム 1 9 は、2 つのモータ 7、8 を備える。ガントリ 1 は、好ましくは一定であるが調整可能な角速度で、モータ 7 によって駆動される。モータ 8 は、物体、たとえば患者を移動させるために提供され、患者は、検査区間 5 内の患者台上で、回転軸 R または z 軸の方向に対して平行に配置される。これらのモータ 7、8 は、たとえば放射線源 2 および検査区間 5、具体的には検査区間 5 内の物体が、螺旋状の軌道に沿って互いに対して動かされるように、制御ユニット 9 によって制御される。しかし、物体は動かさず、放射線源 2 のみを回転させることも可能であり、すなわち放射線源 2 は、検査区間 5、具体的には物体に対して円形の軌道に沿って動くことも可能である。さらに、別の実施形態では、コリメータ 3 は、別のビーム形状、具体的には扇形ビームを形成するように適合することができ、放射線受取りユニット 6 は、他のビーム形状、具体的には扇形ビームに対応する形状の検出面を含むことができる。

【 0 0 3 6 】

放射線受取りユニット 6 は、いくつかの放射線受取り画素 1 7 を備え、図 2 には、そのうちの 1 つを概略的かつ例示的に示す。放射線受取り画素 1 7 は、検出された放射線に応じて第 1 のシンチレーション光を生成する第 1 のシンチレータ 1 4 と、検出された放射線に応じて第 2 のシンチレーション光を生成する第 2 のシンチレータ 1 5 とを備え、第 1 のシンチレーション光は、第 2 のシンチレーション光が対応する第 2 の減衰時間より大きい第 1 の減衰時間に対応し、すなわち第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレータ光は、異なる減衰時定数によって特徴付けられる異なる時間的挙動を有する。放射線受取り画素 1 7 は、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を検出し、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を示す共通の光検出信号を生成するシンチレーション光検出ユニット 1 6 をさらに備える。第 1 のシンチレータ 1 4、第 2 のシンチレータ 1 5、およびシンチレーション光検出ユニット 1 6 は、第 1 のシンチレーション光と第 2 のシンチレーション光の両方をシンチレーション光検出ユニット 1 6 によって集合的に検出できるように光結合される。シンチレーション光検出ユニット 1 6 は、優先的には、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を検出するように適合されたフォトダイオードである。フォトダイオードは、比較的短い第 2 のシンチレータ光のパルスを時間的に分解するのに十分な速さである。

【 0 0 3 7 】

第 1 のシンチレータ 1 4、第 2 のシンチレータ 1 5、および第 2 の光検出ユニット 1 6 は、シンチレーション光検出ユニット 1 6 上に第 2 のシンチレータ 1 5 が位置し、第 2 のシンチレータ 1 5 上に第 1 のシンチレータ 1 4 が位置するような積層体を形成し、第 1 のシンチレータ 1 4、第 2 のシンチレータ 1 5、およびシンチレーション光検出ユニット 1 6 は、光結合材料 1 8 を使用することによって光結合され、この実施形態では、光結合材料 1 8 は、光透過性の接着剤であり、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光に対して透過性である。

【 0 0 3 8 】

第 1 のシンチレータ 1 4 および第 2 のシンチレータ 1 5 は、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光の強度が類似するように、または 1 0 倍未満しか異ならないように適合される。具体的には、シンチレーション材料、それらのドーピング、およびそれらの厚さは、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光の強度に関するこの類似性条件が満たされるように、具体的にはたとえば $40 \sim 140 \text{ keV}$ という X 線の典型的なエネルギー範囲内に入るように適合される。

【 0 0 3 9 】

検査区間 5 内で放射線源 2 および物体が相対的に動く間、放射線受取りユニット 6 は、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を集合的に検出し、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を示す共通の光検出信号を生成する。

【 0 0 4 0 】

生成された共通の光検出信号は、第 1 の検出値および第 2 の検出値を 決定 する検出値 決定 ユニット 1 2 へ提供される。検出値 決定 ユニット 1 2 は、第 1 の 決定 プロセスを共通の光検出信号に適用することによって、第 1 の検出値を決定するように適合され、第 1 の 決定 プロセスは、第 1 の周波数フィルタを使用することによって共通の光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成し、第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号に応じて第 1 の検出値を 決定 することを含む。検出値 決定 ユニットは、第 2 の 決定 プロセスを共通の光検出信号に適用することによって、第 2 の検出値を 決定 するようにさらに適合され、第 2 の 決定 プロセスは、第 1 の 決定 プロセスとは異なる。この実施形態では、第 1 の周波数フィルタは、高域フィルタまたは帯域フィルタであり、第 1 の 決定 プロセスは、a) 第 1 の周波数でフィルタリングされた共通の光検出信号を 2 乗または整流するステップと、b) 2 乗または整流された第 1 の周波数でフィルタリングされた共通の光検出信号を積分し、それによって第 1 の積分値を生成するステップと、c) 第 1 の積分値に応じて第 1 の検出値を 決定 するステップと

を含む。第2の決定プロセスは、a)第2の周波数フィルタを使用することによって共通の光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第2のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成するステップと、b)第2のフィルタリングされた共通の光検出信号に応じて第2の検出値を決定するステップとを含み、第2の周波数フィルタは低域フィルタである。

【0041】

優先的には、第1および第2のシンチレーション光の減衰時定数の逆数値の平均値より小さい周波数を抑制する高域フィルタが使用される。具体的には、高域フィルタは、第1のシンチレーション光の第1の減衰時定数の逆数値および第2のシンチレーション光の第2の減衰時定数の逆数値の幾何平均より小さい周波数を抑制するように適合することができる。帯域フィルタは、同じく第1の減衰時定数の逆数値および第2の減衰時定数の逆数値の平均値より小さい周波数を抑制するように適合することができ、帯域フィルタは、逆の第2の減衰時定数の10倍より大きい周波数を抑制するように適合することができ、第2の減衰時定数は、第1の減衰時定数より小さいと仮定する。低域フィルタは、優先的には、第1のシンチレーション光の第1の減衰時定数の逆数値および第2のシンチレーション光の第2の減衰時定数の逆数値の平均値より大きい周波数を抑制するように適合される。この平均値は、優先的には幾何平均値である。

【0042】

優先的には、検査区間5内の物体に対する放射線源2の各位置に対して、また各放射線受取り画素17に対して、検出値決定ユニットは、それぞれ第1の検出値および第2の検出値を決定する。

【0043】

検査区間5内の物体に対する放射線源2の各位置に対して、また各放射線受取り画素17に対して決定された第1および第2の検出値は、第1および第2の検出値に基づいて物体の画像を再構成する再構成ユニット10へ提供される。再構成ユニット10によって再構成された画像は、再構成された画像を表示する表示ユニット11へ提供される。

【0044】

制御ユニット9はまた、優先的には、放射線源2、放射線受取りユニット6、検出値決定ユニット12、および再構成ユニット10を制御するように適合される。放射線受取りユニット6および検出値決定ユニット12は、放射線受取りユニットの検出面上に入射する放射線に基づいて第1および第2の検出値を生成するため、放射線受取りユニットおよび検出値決定ユニットを、放射線を検出する検出装置と見なすことができる。

【0045】

再構成ユニット10は、優先的には、第1および第2の検出値を、物体の異なる成分に対応する異なる成分検出値に分解するように適合される。これらの異なる成分は、たとえば、コンプトン効果および光電効果のような異なる物理的効果に関係し、ならびに/またはこれらの異なる成分は、人間の骨、柔組織などのような異なる材料に関係する可能性がある。この実施形態では、第1および第2の検出値は、第1および第2のシンチレーション光の強度に対応する中間検出値に変換される。変換は、優先的には、較正測定によって決定できる線形変換である。たとえば、知られているシンチレーション光強度を生じさせる放射線は、検出装置によって検出することができ、変換は、知られているシンチレーション光強度、ならびに検出装置によって生成される第1および第2の検出値に基づいて、決定することができる。再構成ユニット10は、参照により本明細書に組み込まれている、R. E. Alvarezらによる「Energy - selective reconstructions in X-ray computerized tomography」、Physics in Medicine and Biology、volume 21、number 5、733~744頁(1976)という記事に開示されている分解技法を、中間検出値に適用するように適合することができる。

【0046】

一実施形態では、中間検出値の分解は、測定プロセスを説明する物理モデルの逆変換に

基づく以下の等式に従って実行される。

【 0 0 4 7 】

【 数 1 】

$$C_i = \int B_i(E) F(E) e^{-\sum_{j=1}^M A_j \mu_j(E)} dE \quad (1)$$

【 0 0 4 8 】

上式で、 C_i 、 $i = 1, 2$ は、第 1 および第 2 の中間検出値を表し、 $B_i(E)$ は、それぞれ第 1 または第 2 の中間検出値に対応する第 i の測定のスペクトル感度を表し、 $F(E)$ は、放射線源のスペクトルを表し、 $j = 1, \dots, M$ 、通常 $M = 2$ は、 M 個の異なる成分に対する指数であり、 A_j は、第 j の成分の濃度値の線積分を表し、 $\mu_j(E)$ は、第 j の成分の分光吸収係数を表す。

【 0 0 4 9 】

スペクトル的に異なる測定の数成分の数に少なくとも等しい場合、この 1 組の等式は、知られている数値的方法で解くことができ、数量 $B_i(E)$ 、 $F(E)$ 、および $\mu_j(E)$ は知られており、この 1 組の等式を解いた結果は、線積分 A_j となる。放射線スペクトル $F(E)$ およびスペクトル感度 $B_i(E)$ は、撮像システムの特徴および読出しの性質であり、たとえば対応する測定から知られている。これらの成分の分光吸収 $\mu_j(E)$ 、たとえば骨および柔組織の分光吸収もまた、測定および / または文献から知られている。

【 0 0 5 0 】

分解された検出値は、この実施形態では、分解された投影データ、すなわち線積分 A_j であり、各投影データは、たとえば各成分に対する物体の成分画像を再構成できるように、物体のコンピュータ断層撮影画像を再構成するために使用することができる。たとえば、コンプトン成分画像および光電成分画像を再構成することができる。投影データに基づいて画像を再構成するには、フィルタバック投影、ラドン逆変換などのような、知られている再構成技法を使用することができる。

【 0 0 5 1 】

別の実施形態では、再構成ユニットは、中間検出値を決定するための変換を実行することなく、第 1 および第 2 の検出値を直接分解するように適合することができる。この場合、分解は、以下の等式に従って実行することができる。

【 0 0 5 2 】

【 数 2 】

$$N_k = \sum_{l=1}^2 \int P_{kl}(E) S_l(E) F(E) e^{-\sum_{j=1}^M A_j \mu_j(E)} dE \quad (2)$$

【 0 0 5 3 】

上式で、 N_k 、 $k = 1, 2$ は、それぞれ第 1 または第 2 の検出値を表し、 $S_l(E)$ は、第 l のシンチレータのスペクトル感度を表し、 $P_{kl}(E)$ は、以下の等式によって定義することができる。

$P_{11} = E^2 c_{11}$ 、 $P_{12} = E^2 c_{12}$ (3)、および

$P_{21} = E c_{21}$ 、 $P_{22} = E c_{22}$ (4)。

【 0 0 5 4 】

第 1 および第 2 のシンチレータの異なる時間的挙動は、係数 c_{kl} に影響を与える。これらの係数は、校正測定、シミュレーション、または分析によって決定することができる。

【 0 0 5 5 】

数量 $P_{kl}(E)$ 、 $S_l(E)$ 、 $F(E)$ 、および $\mu_j(E)$ は知られているため、ス

ベクトル的に異なる測定の数成分の数に少なくとも等しい場合、この１組の等式は、知られている数値的方法で解くことができる。この１組の等式を解いた結果は、線積分 A_j となり、上記の物体の各成分に対するコンピュータ断層撮影画像を再構成するために使用することができる。

【 0 0 5 6 】

以下、物体を撮像する撮像方法の一実施形態について、図 3 に示す流れ図を参照しながら例示的に説明する。

【 0 0 5 7 】

ステップ 101 で、放射線が物体を異なる方向に横切ることが可能になるように、放射線源 2 および物体が互いに対して動かされる間に、放射線源 2 は、異なるエネルギーを有する光子を生成する。具体的には、放射線源 2 は、物体の周りを円形または螺旋状の軌道に沿って動かされ、第 1 のシンチレータは、放射線に応じて第 1 のシンチレーション光を生成し、第 2 のシンチレータは、放射線に応じて第 2 のシンチレーション光を生成する。第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光は検出され、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光を示す共通の光検出信号が、シンチレーション光検出ユニットによって生成される。さらに、第 1 の決定プロセスを共通の光検出信号に適用することによって、第 1 の検出値が決定され、第 1 の決定プロセスは、第 1 の周波数フィルタを使用することによって共通の光検出信号を周波数でフィルタリングし、それによって第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号を生成し、第 1 のフィルタリングされた共通の光検出信号に応じて第 1 の検出値を決定することを含む。第 2 の決定プロセスを共通の光検出信号に適用することによって、第 2 の検出値が決定され、第 2 の決定プロセスは、第 1 の決定プロセスとは異なる。

【 0 0 5 8 】

ステップ 102 で、物体に対する放射線源の各空間位置および各放射線受取り画素に対して決定された第 1 および第 2 の検出値は、再構成ユニットへ提供され、物体の画像は、たとえばフィルタバック投影アルゴリズムのようなコンピュータ断層撮影再構成アルゴリズムを使用することによって、第 1 および第 2 の検出値に基づいて再構成される。ステップ 103 で、再構成された画像が表示ユニット上に示される。

【 0 0 5 9 】

ステップ 101 で実行した、第 1 および第 2 のシンチレーション光の生成、第 1 のシンチレーション光および第 2 のシンチレーション光の検出、共通の光検出信号の生成、ならびに共通の光検出信号に基づく第 1 の検出値および第 2 の検出値の決定は、放射線を検出する検出方法のステップであると思なすことができる。

【 0 0 6 0 】

前述の検出装置は、2重層検出器システムであり、単一の従来のフォトダイオードとともに動作し、前面のシンチレータからくる信号と裏面のシンチレータからくる信号とを分離することを可能にするように適合することができる。

【 0 0 6 1 】

第 1 のシンチレータは、たとえば約 $3 \mu s$ の第 1 の減衰時間を有する比較的遅いシンチレータであり、第 2 のシンチレータは、たとえば約 $50 ns$ 以下の減衰時間を有する比較的速いシンチレータである。第 1 のシンチレータは、たとえばガドリニウム・オキシサルファイド (GOS) のシンチレータであり、第 2 のシンチレータは、たとえばガーネットのシンチレータである。第 1 のシンチレータおよび第 2 のシンチレータは、光結合された頂部および底部シンチレータ層を形成すると見なすことができ、頂部および底部シンチレータ層によって生成される光信号は、優先的には高速フォトダイオードであるシンチレーション光検出ユニットによって、集合的に読み出すことができる。遅いシンチレータの減衰時定数は、 $200 ns \sim 3 \mu s$ の範囲内とすることができ、速いシンチレータの減衰時定数は、 $5 \sim 100 ns$ の範囲内とすることができ、

【 0 0 6 2 】

図 1 および図 2 を参照して上述した検出装置は、前面および裏面シンチレータの必要な

光減結合の問題および側視フォトダイオードの必要を克服する。どちらの態様も、検出器製造プロセスを大幅に簡略化することによって、検出器コストを低減させることが可能である。

【0063】

フォトダイオード内の光電流は、優先的には、速いシンチレータからの短いパルスおよびより遅いシンチレータからのより長いパルスによって駆動される。検出装置は、優先的には、2つの信号寄与のパワーが、十分に独立した周波数領域内に位置し、その結果、減衰時定数に適合された異なる帯域フィルタが2つの検出器層から生じるシンチレーション光の量の定量化を可能にするように適合される。検出値決定ユニットは、優先的には、具体的には時間周波数領域内のフィルタによる信号分離を実現するように適合され、これらのフィルタは、信号内、すなわち共通の光検出信号内で複製後に速いまたは遅い成分を選択し、したがって、単一のフォトダイオード内の検出にかかわらず、頂部および底部層から別個に出力される光の全体的なパワーの定量化を可能にする。シンチレーション光検出ユニットは、優先的には、低域でフィルタリングされた信号および高域でフィルタリングされた信号をそれぞれ積分する積分器をさらに備える。

【0064】

シンチレーション光検出ユニット、具体的にはフォトダイオードは、両方のシンチレータの変動を分解しなければならず、したがって十分な速さでなければならない。フォトダイオードは、たとえば、シリコンPINフォトダイオードである。フォトダイオードは、優先的には、最高たとえば1GHzの帯域幅で動作するように適合される。

【0065】

一実施形態では、第1の決定プロセスは、第1のフィルタリングされた共通の光検出信号が交流レベルの共通の光検出信号になるように、共通の光検出信号を周波数でフィルタリングするように適合され、第2の決定プロセスは、第2の決定プロセスを共通の光検出信号に適用することで、一定レベルの共通の光検出信号が得られるように適合される。第1の決定プロセスは、共通の光検出信号のACレベルと見なすこともできる交流レベルを2乗または整流し、2乗または整流された交流レベルを積分して第1の検出値を決定するように適合することができる。さらに、第2の決定プロセスは、共通の光検出信号のDCレベルと見なすこともできる一定レベルを積分して第2の検出値を決定するように適合することができる。

【0066】

検出値決定ユニットは、最初からアナログの共通の光検出信号を処理するように、または共通の光検出信号をデジタル化してデジタル化された共通の光検出信号を処理するように適合することができる。

【0067】

前述の実施形態では、たとえば低域フィルタおよび高域フィルタならびに積分器を備える検出値決定ユニットは、ガントリ1上に配置されていなかったが、他の実施形態では、この検出値決定ユニット、具体的にはフィルタおよび積分器は、ガントリ1上で放射線受取りユニット付近に、具体的には放射線受取りユニットに隣接して位置することもできる。

【0068】

前述の実施形態では、検出装置について、コンピュータ断層撮影システム内で使用されるように適合されると説明したが、他の実施形態では、この検出装置は、核撮像システム、たとえば単一光子放出コンピュータ断層撮影もしくは陽電子放出断層撮影システムの撮像システムまたはX線Cアーム撮像システムのような他の撮像システム内で使用されるように適合することもできる。

【0069】

前述の実施形態では、放射線受取りユニットは、異なる減衰時定数を有する2つのシンチレータを備えたが、他の実施形態では、放射線受取りユニットはまた、異なる減衰時定数を有する3つ以上のシンチレータを備えることもでき、検出値決定ユニットは、3つ以

上の異なる決定プロセスを共通の光検出信号に適用することによって、いくつかの検出値を決定するように適合することができる。たとえば、各シンチレータに対して、それぞれの減衰時定数に対応する帯域フィルタを使用して、共通の光検出信号をフィルタリングすることができ、各シンチレータに対して、フィルタリングされた信号を生成し、任意選択で2乗または整流し、優先的には積分して、それらのシンチレータに対応する検出値を生成する。次いで、いくつかのシンチレータに対応するいくつかの検出値を使用して、3つ以上の成分に対応する成分検出値を決定することができる。たとえば、これらの成分は、コンポント (Component) 効果、光電効果、およびKエッジ効果のような3つ以上の物理的效果に対応することができる。

【0070】

開示する実施形態に対する他の変形形態は、請求する本発明を実施する際、図面、本開示、および添付の特許請求の範囲を読めば、当業者には理解および実行することができる。

【0071】

特許請求の範囲では、「備える、含む (comprising)」という語句は、他の要素またはステップを除外するものではなく、「a」または「an」という不定冠詞は、複数を除外するものではない。

【0072】

単一のユニットまたはデバイスが、特許請求の範囲に記載のいくつかの項目の機能を満たすことができる。相互に異なる従属請求項で特定の測定について記載することだけで、これらの測定の組合せを有利に使用できないことを意味するものではない。

【0073】

1つまたはいくつかのユニットまたはデバイスによって実行されるフィルタリング動作および積分動作などの動作は、任意の他の数のユニットまたはデバイスによって実行することができる。これらの動作ならびに/または撮像方法による撮像システムの制御および/もしくは検出方法による検出装置の制御は、コンピュータ・プログラムのプログラム・コード手段として、および/または専用のハードウェアとして実施することができる。

【0074】

コンピュータ・プログラムは、光記憶媒体または固体媒体などの適した媒体上で記憶/配布することができ、他のハードウェアとともに、または他のハードウェアの一部として供給することができるが、インターネットまたは他の有線もしくは無線の電気通信システムなどを介して、他の形態で配布することもできる。

【0075】

特許請求の範囲内のあらゆる参照符号は、範囲を限定すると解釈されるべきではない。

【0076】

本発明は、放射線を検出する検出装置に関する。検出装置は、異なる時間的挙動を有する少なくとも2つのシンチレータを備え、各シンチレータは、放射線を受け取るとシンチレーション光を生成し、生成されたシンチレーション光は、シンチレーション光検出ユニットによって共通して検出され、それによって共通の光検出信号を生成する。検出値決定ユニットは、第1の決定プロセスを検出信号に適用することによって、第1の検出値を決定し、第1の決定プロセスとは異なる第2の決定プロセスを検出信号に適用することによって、第2の検出値を決定する。第1の決定プロセスは、検出信号を周波数でフィルタリングすることを含む。異なるシンチレータのシンチレーション光は、同じシンチレーション光検出ユニットによって集合的に検出されるため、たとえば異なるシンチレータの異なるシンチレーション光を別個に検出するための側視フォトダイオードを有する検出配置は、必ずしも必要ではなくなり、それによって検出装置の技術的な複雑さを低減させる。