

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5920770号
(P5920770)

(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月22日 (2016.4.22)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 S
G 0 1 T 7/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 1 A
	A 6 1 B 6/00 3 3 3
	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
	A 6 1 B 6/00 Z D M
請求項の数 9 (全 16 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2012-10923 (P2012-10923)	(73) 特許権者	505374783
(22) 出願日	平成24年1月23日 (2012.1.23)		国立研究開発法人日本原子力研究開発機構
(65) 公開番号	特開2013-146480 (P2013-146480A)		茨城県那珂郡東海村大字舟石川765番地
(43) 公開日	平成25年8月1日 (2013.8.1)		1
審査請求日	平成26年12月9日 (2014.12.9)	(74) 代理人	100139114
			弁理士 田中 貞嗣
		(74) 代理人	100092495
			弁理士 蛭川 昌信
		(74) 代理人	100139103
			弁理士 小山 卓志
		(74) 代理人	100095980
			弁理士 菅井 英雄
		(74) 代理人	100094787
			弁理士 青木 健二
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 X線コンピュータ断層撮影方法及びX線コンピュータ断層撮影システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を透過して入射したX線により付与されたエネルギーによって電荷を発生する複数のX線検出素子がX線の入射線に入射端からの距離が互いに異なる位置となるように一列に配設され、このX線検出素子の列の検出素子間の複数箇所にX線の一部を吸収して減衰させる吸収体が設置されたX線検出器を用いて被検体のX線透過撮影を行い、X線検出器の複数のX線検出素子の出力電流値の比から厚さ演算によって被検体内の軟組織、造影剤及び骨の厚さを測定することを特徴とするX線コンピュータ断層撮影方法。

【請求項2】

請求項1において、前記吸収体は、原子番号13のAlから原子番号83のBiまでの元素(但し、原子番号43のTc及び原子番号61のPmを除く)を含む材料であることを特徴とするX線コンピュータ断層撮影方法。

【請求項3】

請求項1または2において、前記各X線検出素子は、全て同一材質の検出媒体であり、それらが少なくとも4個、X線の入射線上一列に配列されており、前記吸収体は、前記X線検出素子の列の中間部のX線検出素子及び最後尾のX線検出素子のX線入射端側に配置されていることを特徴とするX線コンピュータ断層撮影方法。

【請求項4】

請求項1～3の何れか1項において、前記被検体内の複数の組成が、人体の軟組織、癌組織及び骨であることを特徴とするX線コンピュータ断層撮影方法。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項において、前記被検体の外形は、レーザーを用いた表面形状測定によって得た表面形状画像データと前記 X 線透過撮影によって得た被検体中の軟組織の画像データに基づいて求め、被検体の外形内に軟組織、造影剤及び骨の形状を合成して表示することを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影方法。

【請求項 6】

被検体を透過して入射した X 線により付与されたエネルギーによって電荷を発生する複数の X 線検出素子が X 線の入射線上に入射端からの距離が互いに異なる位置となるように一列に配設され、この X 線検出素子の列の検出素子間の複数箇所に X 線の一部を吸収して減衰させる吸収体が設置された X 線検出器と、前記 X 線検出器を用いて被検体の X 線透過撮影を行う手段と、前記 X 線検出器の複数個の X 線検出素子の出力電流値の比から演算によって被検体内の軟組織、造影剤及び骨の厚さを測定する演算装置を備えたことを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影システム。

10

【請求項 7】

請求項 6 において、前記被検体の外形は、レーザーを用いて被検体の表面形状を測定した表面形状画像データと前記 X 線透過撮影によって得た被検体中の軟組織の画像データに基づいて求め、被検体の外形内に軟組織、造影剤及び骨の形状を合成して表示することを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影システム。

【請求項 8】

請求項 6 または 7 において、前記吸収体は、原子番号 13 の Al から原子番号 83 の Bi までの元素（但し、原子番号 43 の Tc 及び原子番号 61 の Pm を除く）を含む材料であることを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影システム。

20

【請求項 9】

請求項 6 ~ 7 の何れか 1 項において、前記各 X 線検出素子は、全て同一材質の検出媒体であり、それらが少なくとも 4 個、X 線の入射線上に一列に配列されており、

前記吸収体は、前記 X 線検出素子の列の中間部の X 線検出素子及び最後尾の X 線検出素子の X 線入射端側に配置されていることを特徴とする X 線コンピュータ断層撮影システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、X 線検出器及びこの X 線検出器を使用した X 線コンピュータ断層撮影（X 線 CT）方法及び X 線コンピュータ断層撮影システムに関する。詳しくは、X 線検出器は、入射した X 線により付与されたエネルギーによって電荷を発生して電流を出力する複数個の X 線検出素子を X 線の進行方向に順に一列に配置し、前記 X 線検出素子のうちの最前のものを除く複数の X 線検出素子の X 線入射側に吸収体を配置した構成とし、この X 線検出器を使用して被検体の 2 方向からの X 線透過撮影を行うことで好ましい CT 画像（データ）を取得する X 線コンピュータ断層撮影（X 線 CT）方法及び X 線コンピュータ断層撮影システムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

人体（被検体）内部の病巣、特に癌組織を観察するために、X 線透過撮影方法が利用されている。人体の一つの方向から X 線を入射させ、人体を挟んだ反対側に透過する X 線の多寡を測定する、いわゆるレントゲン撮影によって癌組織を発見することが可能である。このような測定を人体に対して 360 度の方向から行って多数の X 線透過画像データを取得し、それらのデータをコンピュータを用いて処理することにより画像（データ）を再構築するコンピュータ断層撮影（CT）を行うことにより、更に詳細な画像（データ）を得ることができ、より小さい癌組織を発見することができる。この画像処理によれば、人体を輪切りにしたような断層写真を得ることができるため、例えば骨の裏側にある癌組織も観測し易くなる。

50

【 0 0 0 3 】

このX線CTにおいては、X線を測定するために、例えばNaI(Tl)シンチレータでX線を吸収し、このシンチレータで発生した光を光電子増倍管などで電子に変換し、更に増幅して測定する。この際、一つ一つのX線のエネルギー測定は行わず、NaI(Tl)シンチレータに吸収された多数のX線によって生成された光を電流値として測定し、人体を通過したX線の多寡により、そのX線が通過した線上の平均的なX線吸収係数を導き、癌組織の存否を判断するようにしている。

【 0 0 0 4 】

しかし、元来、癌組織も人体組織の一種であり、癌組織のX線吸収係数は正常組織のそれと余り変わらない。このため、X線の吸収の多寡だけでは癌組織と正常組織とを識別することが容易ではない。そこで、一般的には、事前にヨウ素造影剤を人体に注入して識別を容易にするようにしている。すなわち、癌組織は正常組織に比べて血管の割合が大きいことから、血管に注入されたヨウ素造影剤が癌組織に滞留する割合が正常組織に比べ大きい。ヨウ素は33.2 keVにX線の吸収端を持ち吸収が大きいので、ヨウ素含有割合が大きい組織を癌組織として識別することができる。

10

【 0 0 0 5 】

ヨウ素造影剤を用いることでX線の吸収を大きくすることができるが、X線の吸収の多寡のみではその吸収がヨウ素によるものと断定することはできない。すなわち、血管に付着するカルシウムでもX線が吸収され、しばしばヨウ素とカルシウムの区別がつかないことがある。このような物質を識別するために、従来のX線CT装置を使用する場合には、X線管電圧を例えば100 kVpと140 kVpとに変化させ、2回のX線照射を行っている。それぞれの加速電圧におけるX線の実効エネルギーが62 keVと74 keVであり、エネルギーの関数として物質ごとに吸収係数が異なるので、ヨウ素とカルシウムを識別することができるようになる。

20

【 0 0 0 6 】

このような従来の測定方法では、物質を識別するために、加速電圧を変えた2回以上のCT測定が必要であり、かつ、1回につき360度の方向から多数回の撮影を行ってX線透過画像データを取得する必要があることから、被検体の被曝線量が増大する。また、X線を電流として測定すると、X線が被検体を通過中に低いエネルギーのX線が優先的に吸収され、被検体透過後には高いエネルギーのX線の割合が増大する。これをビームハードニング効果と呼ぶ。このビームハードニング効果が起こると、ヨウ素に吸収され易い33.2~40 keV程度のエネルギーのX線の数が少なくなるため、ヨウ素による吸収の効果が観察し難くなるという欠点がある。

30

【 0 0 0 7 】

このような欠点を克服するために、X線を従来通りに電流として測定しつつ、X線のエネルギー情報を得る「transXend検出器」が開発された(非特許文献1)。

【 0 0 0 8 】

このtransXend検出器は、X線の進行方向に並べた複数のX線検出素子を備える。このtransXend検出器によれば、各X線検出素子のX線に対する応答関数を求めておくことで、アンフォールディングによりX線のエネルギー分布を求めることができる。

40

【 0 0 0 9 】

このtransXend検出器におけるX線検出素子の応答関数は、相互に変化することが望ましい。類似の応答関数を持つX線検出素子から成るtransXend検出器は、アンフォールディング結果が初期推定エネルギー分布に大きく影響するため、多数の初期推定エネルギー分布を用意し、これらの中で最も実験値に近いエネルギー分布を選択するという解析法をとることとなる。

【 0 0 1 0 】

一方、X線検出素子として、実効原子番号と密度が異なるシンチレータを用いることで、各X線検出素子の応答関数が変化し、初期推定エネルギー分布に依存しない安定な解が得られること、また、より少ないX線量を用いたCT測定が可能なが提案されている

50

(特許文献4、非特許文献2)。

【0011】

ただ、これらのX線検出器は、同一形態のX線検出素子を配列しているために構成が簡素化され、高い線量のX線の検出とエネルギー情報の収集とを同時に行えるという優れた特徴を有するものの、各々のX線検出素子の入射X線のエネルギーに対する応答特性が類似しているため、エネルギー情報を精度良く求めるには、多大な計算を要するという問題があった。また、解析結果であるX線通過線上のヨウ素の厚さを精度良く求めるためには、多数の初期推定X線エネルギー分布を用意し、アンフォールディングコードに入力する必要があった。更に、X線が被検体を通過した距離に対して求めておいた応答関数を解析に用いる必要があり、このため、測定電流値から再構成したCT画像データを用いて各測定点においてX線が被検体を通過した距離を算出する必要があった。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2005-077152号公報

【特許文献2】特開2004-223158号公報

【特許文献3】特開2007-071602号公報

【特許文献4】特願2011-050851号明細書及び図面

【特許文献5】特願2011-195023号明細書及び図面

【非特許文献】

20

【0013】

【非特許文献1】I. Kanno, R. Imamura, K. Mikami, A. Uesaka, M. Hashimoto, M. Ohtaka, K. Ara, S. Nomiya, and H. Onabe, "A Current Mode Detector for Unfolding X-ray Energy Distribution", J. Nucl. Sci. and Technol., 45, 1165-1170 (2008).

【非特許文献2】I. Kanno, Y. Minami, R. Imamura, H. Shimazaki, K. Fukuda, M. Ohtaka, M. Hashimoto, K. Ara and H. Onabe, "Advantages of Resopnse Function Change in a transXend Detector with Various Scintillators as Substrates of Segment Detectors", J. Nucl. Sci. and Technol., 48, 1377-1384 (2011).

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0014】

本発明の目的は、従来技術の問題点に鑑み、少ない回数のX線透過撮影で、撮影方向も2方向程度で、撮影後の画像解析も簡略化することができるX線コンピュータ断層撮影方法、被検体である人体の被曝線量が少ないX線コンピュータ断層撮影方法、X線コンピュータ断層撮影システム及び放射線検出器を実現することにある。

【0015】

具体的には、本願発明者らが研究し、特許出願した特願2011-050851号(特許文献4)及び特願2011-195023号(特許文献5)で提案した「放射線検出器」を更に改良して採用することで、前記課題を解決するものである。

【課題を解決するための手段】

40

【0016】

本発明のX線コンピュータ断層撮影システムの1つの特徴は、被検体を透過して入射したX線により付与されたエネルギーによって電荷を発生する複数のX線検出素子がX線の入射線上に入射端からの距離が互いに異なる位置となるように一列に配設され、このX線検出素子の列の検出素子間の複数箇所にX線の一部を吸収して減衰させる吸収体が設置されたX線検出器を用いて被検体のX線透過撮影を行い、X線検出器の複数のX線検出素子の出力電流値の比から厚さ演算によって被検体内の軟組織、造影剤及び骨の厚さを測定することを特徴とする。

【0017】

そして、前記吸収体は、原子番号13のAlから原子番号83のBiまでの元素(但し

50

、原子番号43のTc及び原子番号61のPmを除く)を含む材料であることを特徴とする。

【0018】

また、前記各X線検出素子は、全て同一材質の検出媒体で構成され、それらが少なくとも4個、X線の入射線上に一直列に配列されており、前記吸収体は、前記X線検出素子の列の中間部のX線検出素子及び最後尾のX線検出素子のX線入射端側に配置されていることを特徴とする。

【0019】

そして、前記被検体内の複数の組成が、人体の軟組織、癌組織及び骨であることを特徴とする。

10

【0020】

そして、前記被検体の外形は、レーザーを用いた表面形状測定によって得た表面形状画像データと前記X線透過撮影によって得た被検体中の軟組織の画像データに基づいて求め、被検体の外形内に軟組織、造影剤及び骨の形状を合成して表示することを特徴とする。

【0021】

また、本発明のX線コンピュータ断層撮影システムの1つの特徴は、被検体を透過して入射したX線により付与されたエネルギーによって電荷を発生する複数のX線検出素子がX線の入射線上に入射端からの距離が互いに異なる位置となるように一直列に配設され、このX線検出素子の列の検出素子間の複数箇所にX線の一部を吸収して減衰させる吸収体が設置されたX線検出器と、前記X線検出器を用いて被検体のX線透過撮影を行う手段と、前記X線検出器の複数個のX線検出素子の出力電流値の比から演算によって被検体内の軟組織、造影剤及び骨の厚さを測定する演算装置を備えた構成とすることにある。

20

【0022】

そして、前記被検体の外形は、レーザーを用いて被検体の表面形状を測定した表面形状画像データと前記X線透過撮影によって得た被検体中の軟組織の画像データに基づいて求め、被検体の外形内に軟組織、造影剤及び骨の形状を合成して表示することを特徴とする。

【0023】

そして、前記吸収体は、原子番号13のAlから原子番号83のBiまでの元素(但し、原子番号43のTc及び原子番号61のPmを除く)を含む材料であることを特徴とする。

30

そして、前記各X線検出素子は、全て同一材質の検出媒体であり、それらが少なくとも4個、X線の入射線上に一直列に配列されており、前記吸収体は、前記X線検出素子の列の中間部のX線検出素子及び最後尾のX線検出素子のX線入射端側に配置されていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、被曝線量の少ないX線透過撮影によってヨウ素造影剤を含有した癌組織の存否を識別することができる。

【0025】

また、撮影方向を変えた2回のX線透過撮影で人体中の癌組織の位置と形状を識別することができる3次元の人体透過撮影画像データを得ることができ、X線透過撮影を短時間に行うことができる。

40

【0026】

このことから、従来のX線CTに比べて、X線透過撮影による被曝線量を低減することができるX線CT測定方法及びシステムを実現することができる。

【0027】

更に、この低被曝線量のX線CTであれば、多数回の受診でも積算被曝線量が低いため、健康診断などを含めた広範囲の医療分野に応用が可能である。

【0028】

50

また、本発明のX線検出器、X線コンピュータ断層撮影方法及びシステムによれば、ヨウ素のみならず、X線吸収端を数10keVに持つ他の物質の検出にも応用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の放射線検出器を用いたX線検査装置の実施例を示す概略構成図である。

【図2】本発明の放射線検出器の実施例を示す概略図である。

【図3】アクリル厚さ - ヨウ素厚さの2次元地図である。

【図4】図3に示した2次元地図を得るために用いるアクリルとヨウ素の階段状ファントムである。

【図5】アクリル厚さ、ヨウ素厚さ検証のための測定に用いるファントムである。

【図6】検証のために図5に示したファントムを測定した結果、得られたアクリル厚さ、ヨウ素厚さの分布である。

【図7】アクリル厚さ、ヨウ素厚さ及びアルミニウム厚さの3次元地図である。

【図8】(a)はアクリル厚さ - ヨウ素厚さの2次元地図、(b)はアクリル厚さ - アルミニウム厚さの2次元地図である。

【図9】アクリル厚さ、ヨウ素厚さ及びアルミニウム厚さ検証のための測定に用いるファントムである。

【図10】検証のために図9に示したファントムを測定した結果、得られたアクリル厚さ - ヨウ素厚さ及びアクリル厚さ - アルミニウム厚さの分布である。

【図11】図10のように得られた結果を解析して求めた、アクリル厚さ、ヨウ素厚さ及びアルミニウム厚さの分布である。

【図12】画像化処理のフローチャートである。

【図13-1】(a)は元素別3次元画像作成処理のフローチャート、(b)は2方向から撮像して得られた元素別厚さデータの関係を概念図として示したものである。

【図13-2】(c)は2方向から撮像して得られた元素別厚さデータの関係を概念図として示したものである。

【発明を実施するための形態】

【0030】

本発明のX線検出器は、被検体を透過して入射したX線により付与されたエネルギーによって電荷を発生する複数のX線検出素子がX線の入射線に入射端からの距離が互いに異なる位置となるように一列に配設され、このX線検出素子の列の検出素子間の複数箇所にX線の一部を吸収して減衰させる吸収体が設置された構成とし、

前記吸収体は、原子番号13のAlから原子番号83のBiまでの元素(但し、原子番号43のTc及び原子番号61のPmを除く)を含む材料から選択してX線進行方向の上流側から下流側に向けて元素番号が大きくなるように配置し、

前記各X線検出素子は、全て同一材質の検出媒体で構成され、それらが少なくとも4個、X線の入射線上一列に配列されており、前記吸収体は、前記X線検出素子の列の中間部のX線検出素子及び最後尾のX線検出素子のX線入射端側に配置された構成とする。

【0031】

本発明のX線コンピュータ断層撮影方法は、前記X線検出器を用いて被検体の2方向からX線透過撮影を行い、X線検出器の複数個のX線検出素子の出力電流値の比から厚さ演算によって被検体内の軟組織、造影剤及び骨(人体の軟組織、癌組織、骨組織)の厚さを測定する構成とする。前記被検体の外形は、レーザーを用いた表面形状測定によって得た表面形状画像データと前記X線透過撮影によって得た被検体中の軟組織の画像データに基づいて求め、被検体の外形内に軟組織、造影剤及び骨の形状を合成して表示する。

【0032】

本発明のX線コンピュータ断層撮影システムは、前記X線検出器を用いて被検体の2方向からX線透過撮影を行う手段と、前記X線検出器の複数個のX線検出素子の出力電流値の比から演算によって被検体内の軟組織、造影剤及び骨の厚さを測定する演算装置を備え

10

20

30

40

50

た構成とし、前記被検体の外形は、レーザーを用いて被検体の表面形状を測定して表面形状画像データと前記X線透過撮影によって得た被検体中の軟組織の画像データに基づいて求め、被検体の外形内に軟組織、造影剤及び骨の形状を合成して表示する構成とする。

【0033】

前記X線コンピュータ断層撮影方法及びシステムにおいて、被検体を通過したX線によってX線検出器のX線検出素子から出力される電流値 $I_1 \sim I_3$ の比 I_2 / I_1 及び I_3 / I_1 を演算して用いることで、1度の透過撮影により、X線が通過した線上の人体の軟組織の厚さ及びヨウ素の厚さを推定し、癌組織の存否を識別することができる。ここで、 I_1 はX線進行方向の最前位置のX線検出素子から得られる出力電流値、 I_2 は前記最前位置のX線検出素子の後方に位置するX線検出素子から得られる出力電流値、 I_3 は前記後方に位置するX線検出素子の更に後方に位置するX線検出素子から得られる出力電流値である。そして、吸収体は、前記電流値比 I_2 / I_1 及び I_3 / I_1 の値を大きくして厚さ演算を容易にするように機能する。

10

【0034】

また、X線透過撮影を人体に対して正面方向と側面方向の2方向から行うことで、人体中の癌組織の位置及びその形状を立体的に識別することができる少ない被曝線量でX線透過撮影を実現するものである。

【0035】

人体中には、軟組織、癌組織の他に、骨も存在するが、本X線透過撮影によれば軟組織、癌組織（ヨウ素）及び骨の識別も可能である。このときには、更に後方に位置するX線検出素子から出力される出力電流値 I_4 をも使用し、更に I_4 / I_1 または I_4 / I_3 を演算して使用する。

20

【実施例1】

【0036】

以下、図面を参照して、本発明のX線コンピュータ断層撮影方法、X線コンピュータ断層撮影システム及びX線検出器の実施例を詳細に説明する。

【0037】

図1は、X線検出器を用いたX線検査装置の実施例を示す概略構成図であり、図2はX線検出器の実施例を示す概略図である。

【0038】

30

この実施例1のX線検査装置1は、図1に示すように、X線管2、X線検出器3を縦横に配置してなるX線検出器アレイ4、前置増幅器5、主増幅器6、2～3種の除算器7、8、軟組織厚さ-造影剤厚さ及び骨厚さ演算装置9、厚さ演算支援手段10、画像化装置11等から構成されている。

< X線検出器 >

本実施例のX線検出器3について詳細に説明する。以下の説明では、図2を参照して、X線検出素子の材料（媒体）としてSi（Li含有）半導体を用いる態様について説明するが、CdTeなど他種の半導体を用いることも可能である。また、各種シンチレータなど、一般的なX線検出器の母材を利用することもできる。

【0039】

40

また、X線の進行方向に並べるX線検出素子の数は、数が多いほどエネルギー情報を精度よく得ることができるため、3個以上とすることが好ましい。しかし、数が過剰に多いとX線検出器の製作にかかるコストが高くなるため、6個以下とすることが好ましい。軟組織とヨウ素（癌組織）の厚さを求めるためには3個で十分であり、更に骨の厚さを求めるようにしても4個で十分である。

【0040】

本実施例のX線検出器3は、図2に示すように、Si（Li含有）半導体で構成した4つのX線検出素子3a, 3b, 3c, 3dを備える。この4つのX線検出素子3a, 3b, 3c, 3dは、X線の入射（進行）方向に沿って順に並ぶかたちで設置されている。4つのX線検出素子3a, 3b, 3c, 3dのそれぞれから出力される電流 $I_1 \sim I_4$ は前述

50

した前置増幅器 5 (5 a ~ 5 d) に入力する。X 線進行方向における 3 番目と 4 番目の X 線検出素子 3 c , 3 d の前には、通過する X 線の低エネルギー成分を吸収して減衰させる厚さ 60 μm の錫吸収体 3 e と厚さ 75 μm のガドリニウム吸収体 3 f を設置している。この吸収体 3 e , 3 f の厚さは 60 μm , 75 μm に限るものではなく、一例として示している。吸収体 3 f の物質は、ガドリニウムに限るものではないが、基本的に原子番号がガドリニウムに近い物質が好適である。吸収体 3 e , 3 f の材料は、錫とガドリニウムに限定されるものではなく、他の物質を使用することも可能であるが、元素番号が大きい物質をより後方に位置する吸収体の材料とすることが望ましい。

【 0 0 4 1 】

この X 線検査装置 1 において、X 線管 2 から被検体 S に X 線が照射されると、被検体 S を透過した X 線が X 線検出器アレイ 4 内の X 線検出器 3 に入射する。なお、X 線管 2 から照射される X 線は、特に限定されないが、例えば 120 kV に加速した電子をタングステンターゲットに衝突させることにより放出された白色 X 線からアルミニウムフィルタによって低エネルギー X 線を除去した X 線等が好適に用いられる。

【 0 0 4 2 】

X 線検出器 3 に X 線が入射すると、各 X 線検出素子 3 a , 3 b , 3 c , 3 d は、入射した X 線により付与されたエネルギーに応じてそれぞれ電流 $I_1 \sim I_4$ を出力する。電流 $I_1 \sim I_4$ は、前置増幅器 5 と主増幅器 6 により増幅する。除算器 7、8 によって、それぞれ I_2 / I_1 及び I_3 / I_1 を計算する。軟組織厚さ - 造影剤厚さ及び骨厚さ演算装置 9 では、両除算器 7、8 の計算結果に基づき、厚さ演算支援手段 10 に予め設定された換算参照テーブルを参照して被検体 S 内の軟組織厚さ、ヨウ素造影剤の厚さを演算する。そして、画像化装置 11 は、その演算結果に基づいて X 線透過画像 (画像データ) を生成する。

【 0 0 4 3 】

軟組織厚さ - 造影剤厚さ及び骨厚さ演算装置 9 で軟組織厚さ及び造影剤厚さを求めるために、図 3 に示すような軟組織 (アクリル相当) 厚さ - ヨウ素 (癌組織相当) 厚さの 2 次元地図 (換算参照テーブル) を予め作成して厚さ演算支援手段 10 に記憶させておく。この換算参照テーブルを作成するために、アクリル及びヨウ素からなる階段状のファントムを用いる。このファントムは、例えば図 4 に示すようなものである。

【 0 0 4 4 】

検証するために、図 5 に示すようなアクリル (人体の軟組織部分相当) の中にヨウ素 (癌組織部分相当) を含むファントムの X 線透過撮影を行い、この X 線透過撮影結果からアクリルとヨウ素の 2 種類の物質の厚さを測定する場合には、各測定点における測定電流値 I_1 、 I_2 及び I_3 を用いて図 3 の 2 次元地図に各測定点における I_2 / I_1 と I_3 / I_1 の 2 次元データ (換算参照テーブル) を参照することにより、それぞれの厚さを得ることができる。得られた例を図 6 に示す。このような測定を被検体 S に対して、正面方向と側面方向とから行うことで、被検体 S 中のヨウ素 (癌組織相当) 部分の位置及び形状を決定することができる。

【 0 0 4 5 】

ただし、上記方法によって得られるのは、X 線が通過した線上にあるアクリルとヨウ素の厚さであり、被検体 S の形状は決定することができない。従来の X 線 CT においては、360 度に渡って X 線透過撮影を行っているため、被検体 S の外郭形状を決定することができる。しかし、本実施例の方法では、被曝線量が少ない 2 回の透過撮影から癌組織の位置と形状を決定する (画像データを得る) ことを目的としているので、被検体 S の外郭形状を決定するための補助的な測定として、X 線を使用せずにレーザーを用いた表面形状の測定を行う。この表面形状測定方法は、下着メーカーなどで人体の凹凸を計測するために使用されているレーザースキャン技術であるので、図示説明は省略する。X 線 CT と前後して、被検体 S の例えば正面から見える半身部分をレーザースキャンすることで、正面形状を決定することができ、その正面形状データに X 線透過撮影によって測定された軟組織厚さを付加することで、被検体 S の背面形状データを得ることができる。このことから、

10

20

30

40

50

レーザーสแกนによって得た被検体 S の正面形状データと 2 回の異なる方向からの X 線透過撮影によって得た画像データに基づいて被検体 S 中の癌組織の位置と形状を決定することが可能となる。

【 0 0 4 6 】

次に、被検体 S の中に軟組織、ヨウ素（癌組織）及び骨がある場合について記述する。骨の相当物としてアルミニウムを用いることが一般的であるので、アルミニウムの厚さ測定について述べる。厚さを測定したい物質が 3 種類あるので、前記 X 線検出器 3 における X 線検出素子 3 a ~ 3 d の 4 個の出力電流 $I_1 \sim I_4$ を使用する。

【 0 0 4 7 】

3 種類の物質の厚さを測定するために、それぞれの物質が被検体 S の中に存在する可能性がある厚さを包括する厚さまで、アクリル（軟組織相当） - ヨウ素（癌組織相当） - アルミニウム（骨組織相当）を使用して図 4 に示すような階段状でヨウ素の階段の前にアルミニウムの階段を付加した形状のファントムを構成し、このファントムの 3 次元地図データを求めて換算参照テーブルとして厚さ演算支援手段 10 に記憶させておくことが望ましい。図 7 は、このときに作成される 3 次元地図データ（換算参照テーブル）を示している。

【 0 0 4 8 】

しかし、この方法は複雑であるので、代替として、図 4 に示すようなアクリルとヨウ素から成る階段状ファントムと、アクリルとアルミニウムからなる階段状ファントムを使用して、アクリル厚さ - ヨウ素厚さの 2 次元地図データと、アクリル厚さ - アルミニウム厚さの 2 次元地図データの 2 種の 2 次元地図データを予め求め、これを 2 つの換算参照テーブルとして厚さ演算支援手段 10 に記憶しておくようにしても良い。ただし、X 線検出素子 3 d により測定される電流値 I_4 が小さい場合には、縦軸に I_4 / I_1 に代わり I_4 / I_3 を用いるのが好適である。また、この場合、横軸を I_2 / I_1 に代わり I_3 / I_1 としても良い。この例を図 8 (a) 及び (b) に示す。

【 0 0 4 9 】

検証するために、図 9 に示す直径 30 mm のアクリル円柱（軟組織相当）に、直径 5 mm のヨウ素層（癌組織相当）と直径 2 mm のアルミニウム棒（骨組織相当）が入ったファントムを測定した。その結果から推定したアクリル厚さ - ヨウ素厚さ、及びアクリル厚さ - アルミニウム厚さを図 10 の (a) 及び (b) に示す。2 つの 2 次元地図データ（換算参照テーブル）から推測したそれぞれの物質の厚さは、アクリル厚さ - ヨウ素厚さにおいてはアルミニウムがある場所においてアクリル厚さが過大評価され、また、アクリル厚さ - アルミニウム厚さでは、ヨウ素がある場所においてアクリル厚さ及びアルミニウム厚さが過大評価されている。

【 0 0 5 0 】

この評価結果について、アクリル厚さ - ヨウ素厚さにおけるアクリル厚さを $P_1(x)$ 、ヨウ素厚さを $P_2(x)$ とおき、また、アクリル厚さ - アルミニウム厚さにおいてアクリル厚さを $Q_1(x)$ 、アルミニウム厚さを $Q_2(x)$ とおく。また、各位置 x におけるアクリル厚さを $A(x)$ 、ヨウ素厚さを $B(x)$ 、及びアルミニウム厚さを $C(x)$ とおくと、以下の関係式が得られる。

【 0 0 5 1 】

【 数 1 】

$$P_1(x) = A(x) + \frac{50000}{30} C(x) \quad \dots\dots \text{(数 1)}$$

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

【数 2】

$$P_2(x) = B(x) - \frac{13.9}{30} C(x) \quad \dots\dots (\text{数 } 2)$$

【0053】

【数 3】

$$Q_1(x) = A(x) + \frac{15000}{15} B(x) \quad \dots\dots (\text{数 } 3)$$

10

【0054】

【数 4】

$$Q_2(x) = \frac{6.54}{15} B(x) + C(x) \quad \dots\dots (\text{数 } 4)$$

これらを用いることにより、アクリル厚さ、ヨウ素厚さ、及びアルミニウム厚さは図 1 のように得られる。

【0055】

20

以上により、被検体中に軟組織、ヨウ素(癌組織)及び骨がある場合にも、本実施例の方法を適用することができることを検証できる。

【0056】

上記の数式は、X線エネルギースペクトルに応じたものであり、また、測定する場合の X線管 2、被検体 S、X線検出器 3 の配置に依存する。その測定配置について、式を求めておくことで、様々な被検体に適用することができる。また、アクリル厚さ - ヨウ素厚さ及びアクリル厚さ - アルミニウム厚さの 2 つの 2 次元地図(換算参照テーブル)を用いるのではなく、図 7 に示したようなアクリル厚さ - ヨウ素厚さ - アルミニウム厚さの 3 次元地図(換算参照テーブル)を予め求めておくことにより、このような数式を用いずとも、図 11 に示すアクリル厚さ、ヨウ素厚さ、及びアルミニウム厚さを得ることができる。

30

【0057】

前述した測定例などは、1 cm x 1 cm x 1 mm 寸法を持つ Si (Li 含有) 半導体で構成した 4 個の X線検出素子 3a ~ 3d を X線の進行方向に並べた transXend 検出器 3 を使用して行った。X線検出器 3 の前には、2 mm 幅のみ X線が通過するようにコリメータを置き、被検体 S を移動させて測定した。

【0058】

Si (Li 含有) 半導体の面積を更に小さくし、これを図示説明したように平面上に配置した 2 次元配列の transXend 検出器とすることにより、より迅速な測定が可能となる。

【0059】

また、イメージングプレートなどの位置分解能が高い 2 次元検出器を X線の進行方向に並べることにより、位置分解能が 100 μm 以下の測定が可能となる。イメージングプレートは、レントゲン撮影に用いられている検出器であり、これを用いた transXend 検出器を利用することで、レントゲン写真と同様の解像度で、癌の有無を確認できる。

40

【0060】

ここで、画像化処理について、図 12, 図 13 - 1、図 13 - 2 を参照して説明する。

【0061】

画像化処理は、基本的には、図 12 に示すステップより行う。

【0062】

ステップ S - 1 X線検査装置 1 の個々の X線検出素子 3a ~ 3d によって得られた撮像データを、軟組織厚さ - 造影剤厚さ及び骨厚さ演算装置 9 及び厚さ演算支援手段 10 に

50

よって演算された軟組織厚さ、造影剤厚さ及び骨厚さのデータを、元素別で、かつ、異なる2方向から撮像したデータ(以下、厚さデータと略す。)をまとめて、画像化装置11に読み込む。

【0063】

ステップS-2 読み込んだ厚さデータを元素別に3次元に展開し、元素別3次元画像データとする。

【0064】

ステップS-3 ステップS-2で作成した元素別3次元画像データを、全ての元素分を合成して3次元合成画像データを作成する。

【0065】

ステップS-4 3次元合成画像データ及び元素別3次元画像データについて、表示する画像の形態を画像表示装置11の入力手段から選択して入力する。選択入力する内容は、例えば、「元素別に表示、あるいはすべての元素を表示」等また、「どの部分を切断して表示するか切断面指示入力」等である。

【0066】

ステップS-5 ステップS-4にて指定された元素別、切断面の角度等を判断し、元素別3次元画像データ及び3次元合成画像データを座標変換し、画像表示を行う。ここで、切断面の角度に応じて行う座標変換は、一般的な座標変換プログラムによって行うことができる。

【0067】

これらのステップS-1～S-5に関する処理は、画像表示装置11の入力手段からの指示によって、画像表示装置に内蔵された対応する個々には既知の各処理プログラムを起動させて行う。

【0068】

画像化の基本となるステップS-2の元素別3次元画像作成の処理内容は、図13-1の(a)に示すように行う。ここで、(b)及び(c)は、軟組織厚さ、造影剤厚さ及び骨厚さのデータ、いわゆる、2方向から撮像して得られた元素別厚さデータの関係を概念図として示したものである。一方向から測定した厚さデータ群をRとし、他方向から測定した厚さデータ群をTとして表示している。R(i,m)の厚さデータと、T(i,n)の厚さデータを交錯させ、R(i,m)とT(i,n)の両厚さデータが存在するときに、元素が存在する部分として特定し、そのときの厚さデータをZ(i,m,n)の値として合成し元素別3次元画像を作成する。(図13-2の(c)の「1」に相当する。)

また、R(i,m)の厚さデータと、T(i,n)の厚さデータを交錯させ、R(i,m)とT(i,n)の両厚さデータが存在するが、両厚さデータが等しくなかった場合にはR(i,m)がT(i,n)より大きいとき、あるいは、R(i,m)よりT(i,n)が大きいときの2通りの処理を行う。

【0069】

R(i,m)がT(i,n)より大きいときは、小さい方の厚さデータ値を元素が存在する部分として特定して、そのときの厚さデータをZ(i,m,n)の値とする。R(i,m)とT(i,n)との厚さデータ値の差分を、他のT(i,n')と比較するという次の処理を行う。(図13-2の(c)の「2」に相当し、同図中の一点鎖線で示す部分が他のT(i,n')との比較を表す。)

一方、R(i,m)よりT(i,n)が大きいときも、小さい方の厚さデータ値を元素が存在する部分として特定して、そのときの厚さデータをZ(i,m,n)の値とする。R(i,m)とT(i,n)との厚さデータ値の差分を、他のR(i,m')と比較するという次の処理を行う。(図13-2の(c)の「3」に相当し、同図中の一点鎖線で示す部分が他のR(i,n')との比較を表す。)

ここで、i,mは、一方向から撮影したときの放射線検出器の2次元の配列番号であり、m,nは、他方向から撮影したときの放射線検出器の2次元の配列番号である。また、n',m'は、n,m以外の配列番号を表す。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

具体的には (a) に示す手順に沿って行う。この処理は便宜上、 $R(i, m) > T(i, n)$ の優先度で作成しているが、適宜変更してもよい。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2、S 3、S 4 は、最大値 N_{max} 、 M_{max} 、 I_{max} に対するコントロールキーの処理である。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 5、S 6 は、 $R(i, m)$ の値が “ 0 ”、及び、 $R(i, m)$ の値が “ 0 ” ではないが交錯する T データがないためスキップする処理である。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 7 は、厚さデータ値が “ 0 ” ではない $R(i, m)$ と $T(i, n)$ とを比較し、 $Z(i, m, n)$ を特定する処理を選択する処理である。 $R(i, m) = T(i, n)$ の場合は、ステップ S 8 へ移行し、 $R(i, m) > T(i, n)$ の場合は、ステップ S 10 へ移行する。更に、 $R(i, m) < T(i, n)$ の場合は、ステップ S 12 へ移行して処理を行う。

10

【 0 0 7 4 】

ステップ S 8、S 9 は、 $R(i, m)$ と交錯する T データが存在し、かつ、 $R(i, m)$ と T データとが一致したときに、 $Z(i, m, n)$ を特定する処理である。(図 13 - 2 の (c) の 「 1 」 に相当する。)

ステップ S 10、S 11 は、 $R(i, m)$ と交錯する T データが存在し、かつ、 $R(i, m) > T$ データであったときに、小さい方の値である $T(i, n)$ を $Z(i, m, n)$ として特定し、超える値の部分を $R(i, m)$ として残して、別の T データに割り付けるための準備処理である。(図 13 - 2 の (c) の 「 2 」 に相当する。)

20

ステップ S 12、S 13 は、 $R(i, m)$ と交錯する T データが存在するが、逆に、 $R(i, m) < T$ データであったときに、小さい方の値である $R(i, m)$ を $Z(i, m, n)$ として特定し、超える値の部分を T データとして残して、別の $R(i, m)$ に割り付けるための準備処理である。(図 13 - 2 の (c) の 「 3 」 に相当する。)

この一連の処理を元素単位に行うことで、元素別 3 次元画像データを作成することができる。

【 0 0 7 5 】

また、図 12 におけるステップ S - 3 の元素別 3 次元画像データの合成は、この図 13 - 1、図 13 - 2 の処理にて作成した元素別 3 次元画像データである $Z(i, m, n)$ を、 i, m, n の位置に合わせて合成する処理である。

30

【 0 0 7 6 】

次に、図 13 - 1、図 13 - 2 を基に説明した元素別 3 次元画像作成の応用例について説明する。

【 0 0 7 7 】

被検体 S である人体に癌組織があるか否か、また、人体のどの部位に癌組織が存在するかを検査する場合には、ヨウ素に注目することで X 線透過撮影の目的を達成することができる。すなわち、ヨウ素についての一方向から測定した厚さデータ群の $R(i, m)$ と、他方向から測定した厚さデータ群の $T(i, n)$ を基に、図 13 - 1 (a) のステップ S - 5 ~ S - 13 の処理を、次の一連の処理に変更することで人体に癌組織があるか否か、また、人体のどの部位に癌組織が存在するかを 3 次元画像に表すことができる。

40

【 0 0 7 8 】

具体的には、

(1) $R(i, m) \times T(i, n)$ の演算を行う。

【 0 0 7 9 】

(2) 演算結果が “ 0 ” の場合には、ヨウ素 (癌組織) が存在しないとする。

【 0 0 8 0 】

(3) 演算結果が “ 0 ” ではない場合には、演算結果と閾値とを比較する。

50

【 0 0 8 1 】

(4) 演算結果が閾値より低い場合には、演算結果を “ 0 ” とみなし、ヨウ素 (癌組織) が存在しないとする。

【 0 0 8 2 】

(5) 演算結果が閾値より高い場合には、ヨウ素 (癌組織) が存在するとして、 $Z (i , m , n)$ に、例えば、 $R (i , m) \times T (i , n)$ の平方根を厚みデータとして特定する。

【 0 0 8 3 】

(6) 上記 (1) ~ (5) を繰り返すことによって、ヨウ素 (癌組織) の 3 次元画像を作成する。

10

【 0 0 8 4 】

(7) また、この閾値を、適宜変更することによって、正常組織の血管中にあるヨウ素と癌組織中にあるヨウ素の識別の精度を高めることができる。

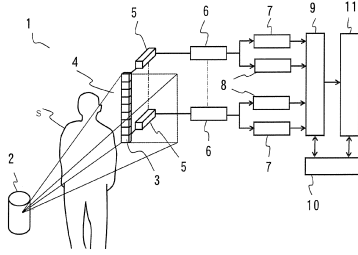
【 符号の説明 】

【 0 0 8 5 】

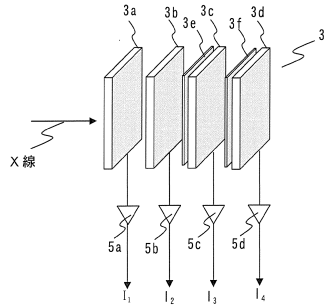
- 1 X線検査装置
- 2 X線管
- 3 X線検出器
- 3 a ~ 3 d X線検出素子
- 3 e , 3 f 吸収体
- 4 X線検出器アレイ
- 5 前置増幅器
- 6 主増幅器
- 7 除算器
- 8 除算器
- 9 軟組織厚さ - 造影剤厚さ及び骨厚さ演算装置
- 1 0 厚さ演算支援手段
- 1 1 画像化装置

20

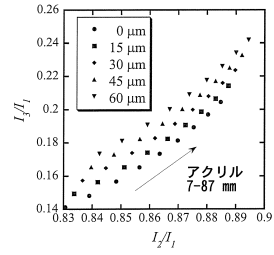
【図1】



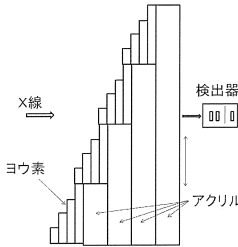
【図2】



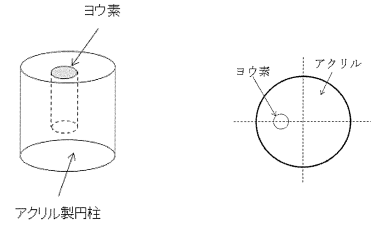
【図3】



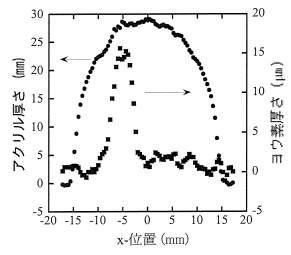
【図4】



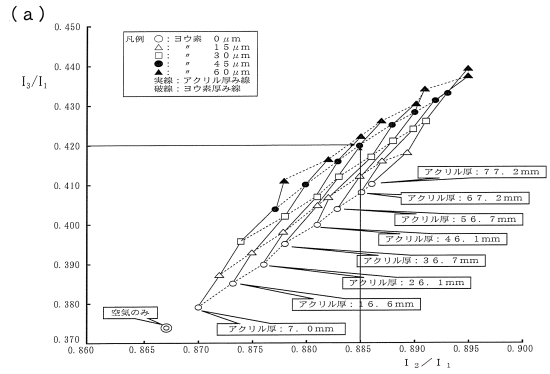
【図5】



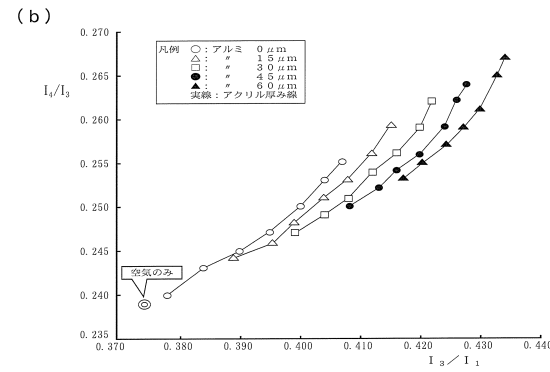
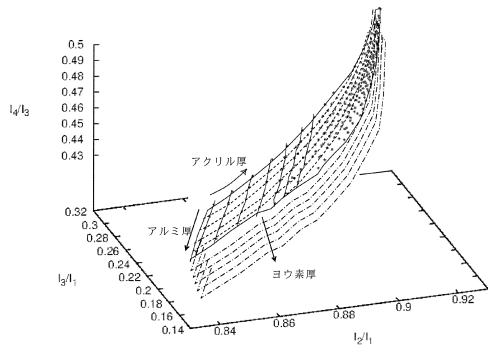
【図6】



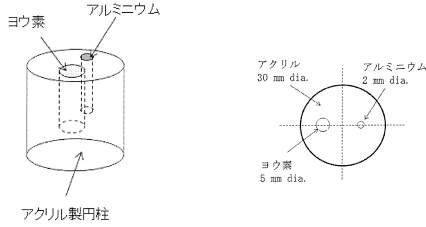
【図8】



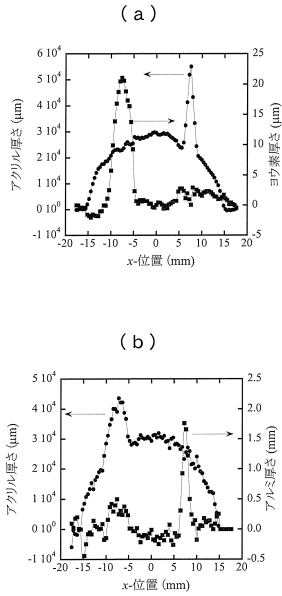
【図7】



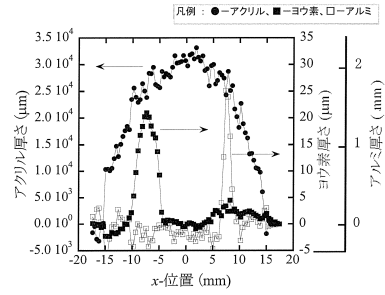
【図9】



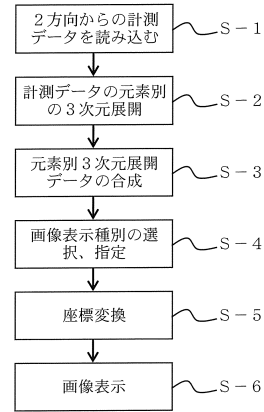
【図10】



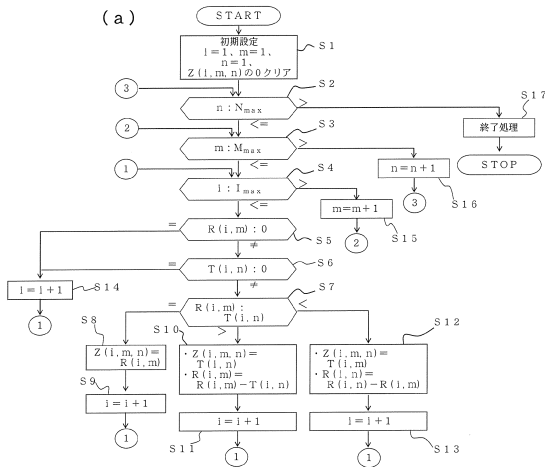
【図11】



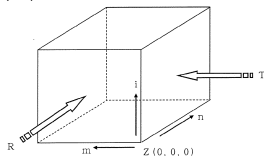
【図12】



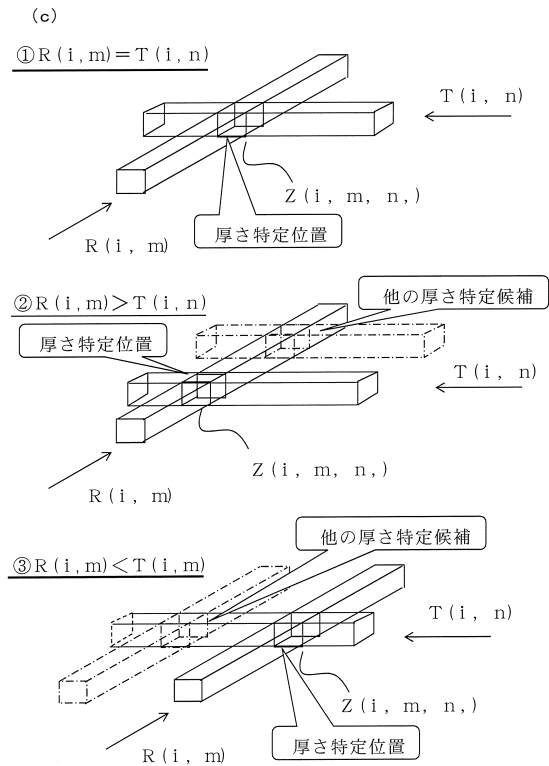
【図13-1】



(b)



【図13-2】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 T 7/00 C

(74)代理人 100097777

弁理士 蕪澤 弘

(74)代理人 100091971

弁理士 米澤 明

(74)代理人 100157118

弁理士 南 義明

(74)代理人 100119220

弁理士 片寄 武彦

(72)発明者 神野 郁夫

京都府京都市左京区吉田本町 国立大学法人京都大学内

(72)発明者 荒 邦章

茨城県東茨城郡大洗町成田町4002番

独立行政法人日本原子力研究開発

機構 大洗研究開発センター内

審査官 野田 洋平

(56)参考文献 特開2001-133554(JP,A)

特開2012-007888(JP,A)

特表2011-526521(JP,A)

特開2009-061253(JP,A)

国際公開第2011/133662(WO,A1)

I. Kanno, R. Imamura, K. Mikami, A. Uesaka, M. Hashimoto, M. Ohtaka, K. Ara, S. Nomiya, and H. Onabe, A Current Mode Detector for Unfolding X-ray Energy Distribution, Journal of Nuclear Science and Technology, 2008年, vol. 45, No. 11, 第1165-1170頁

I. Kanno, Y. Minami, R. Imamura, H. Shimazaki, K. Fukuda, M. Ohtaka, M. Hashimoto, K. Ara, and H. Onabe, Advantages of Resopnse Function Change in a transXend Detector with Various Scintillators as Substrates of Segment Detectors, Journal of Nuclear Science and Technology, 2011年11月 1日, Vol. 48, No. 11, 第1377-1384頁

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4

G 0 1 T 7 / 0 0