

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*]	(参考)
A61B 6/03	373	A61B 6/03	373	4C093
	320		320	B

審査請求 未請求 請求項の数6 O L (全8頁)

(21)出願番号	特願平11 - 145147	(71)出願人	591146376 科学技術庁放射線医学総合研究所長 千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号
(22)出願日	平成11年5月25日(1999.5.25)	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
		(72)発明者	取越 正己 千葉県千葉市稲毛区園生町1320 2 401
		(72)発明者	遠藤 真広 千葉県千葉市稲毛区宮野木町1722 122
		(74)代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

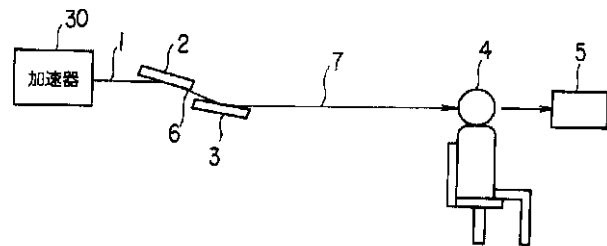
最終頁に続く

(54)【発明の名称】診断用X線CT

(57)【要約】

【課題】加速器から発せられる広い範囲のエネルギーを持つX線からCT撮影に必要な複数のエネルギーを選択し、同じサイズで同じ光軸で被験者の位置までビームを導くことが可能で、かつ高速でエネルギーの切り換えが可能な診断用X線CTを提供する。

【解決手段】加速器30からの広い範囲のエネルギーをもつX線を入射して1次反射光とn次反射光に分光して被検者4に照射するものであって、第1結晶2及び第2結晶3を有する1個の分光器と、被検者4を透過する1次透過光とn次透過光を検出する検出器5を備え、2エネルギーのX線を選択し、被検者4の画像を撮影可能にした診断用X線CT。



- 1...X線
- 2...第1結晶
- 3...第2結晶
- 4...被検者
- 5...検出器
- 6...1次光及びn次光
- 7...拡大光
- 8...フィルター
- 9...フィルター
- 10, 20...回転フィルター
- 11...回転装置
- 13...フィルター素子無し部分
- 14...フィルター素子有り部分
- 30...加速器

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 広い範囲のエネルギーをもつ X 線を入射して 1 次反射光と n 次反射光に分光して被検者に照射するものであって、第 1 及び第 2 の結晶を有する 1 個の分光器と、

前記被検者を透過する 1 次透過光と n 次透過光を検出する検出器と、

を備え、2 エネルギーの X 線を選択し、前記被検者の画像を撮影可能にしたことを特徴とする診断用 X 線 CT。

【請求項 2】 広い範囲のエネルギーをもつ X 線を入射して 1 次反射光と n 次反射光に分光するものであって、第 1 及び第 2 の結晶を有する 1 個の分光器と、

前記分光器から出射される 1 次反射光と n 次反射光のうち一方を選択透過して被検者に照射するものであって、

1 種類のフィルター素子を備えたフィルターと、前記被検者を透過する 1 次透過光と n 次透過光を検出する検出器と、

を備え、前記フィルター素子を切替えながら 2 エネルギーを分光して前記被検者に照射することを特徴とする診断用 X 線 CT。

【請求項 3】 広い範囲のエネルギーをもつ X 線を入射し、この X 線に含まれる 1 次光と n 次光のうち一方を選択透過する 1 種類のフィルター素子を備えたフィルターと、

このフィルターを透過した 1 次光又は n 次光を入射し、1 次反射光と n 次反射光に分光して被検者に照射するものであって、第 1 及び第 2 の結晶を有する 1 個の分光器と、

前記被検者を透過する 1 次透過光と n 次透過反射光を検出する検出器と、

を備え、前記フィルター素子を切替えながら 2 エネルギーを分光して前記被検者に照射することを特徴とする診断用 X 線 CT。

【請求項 4】 広い範囲のエネルギーをもつ X 線を入射して 1 次反射光と n 次反射光に分光するものであって、第 1 及び第 2 の結晶を有する 1 個の分光器と、

前記分光器から出射される 1 次反射光と n 次反射光をそれぞれ入射するものであって、該 1 次反射光と n 次反射光の透過率又は吸収率が異なる光を被検者に照射する 2 種類のフィルター素子からなるフィルターと、

前記被検者を透過する 1 次透過光と n 次透過光を検出する検出器と、

$$\mu(E) = K_a (n_0) \langle Z \rangle E^{-3} + K_b (n_0) f(E) \quad (1)$$

K_a、K_b : 定数、 n₀ : 電子密度 (cm⁻³)、 <Z> : 平均的原子番号

$$T(E) = \exp(-\int \mu(E, x) dx) = \exp(-\mu(E)t) \quad (2)$$

と表せる。x は X 軸方向の距離、 t は被検者の厚さであり、ここで μ (E) は場所に無関係の透過光の強度を S、入射光の強度を I とすると

を備え、前記各フィルター素子の出し入れを繰り返しながら前記被検者に照射することを特徴とする診断用 X 線 CT。

【請求項 5】 広い範囲のエネルギーをもつ X 線を入射し、この X 線に含まれる 1 次光と n 次光の透過率又は吸収率が異なる光を出力する 2 種類のフィルター素子を備えたフィルターと、

前記フィルターからの 1 次光と n 次光を入射して 1 次反射光と n 次反射光に分光するものであって、該 1 次反射光と n 次反射光を被検者に照射する第 1 及び第 2 の結晶を有する 1 個の分光器と、

前記被検者を透過する 1 次透過光と n 次透過光を検出する検出器と、

を備え、前記各フィルター素子の出し入れを繰り返しながら前記被検者に照射することを特徴とする診断用 X 線 CT。

【請求項 6】 前記フィルターの回転切替えを行うフィルター回転装置を備えた請求項 2 ~ 請求項 5 のいずれ一つに記載の診断用 X 線 CT。

20 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、例えば加速器からの広い範囲のエネルギーをもつ X 線を分光器に入射して得られる 1 次反射光と n 次反射光を被検者に照射し、被検者の透過光に基づき被検者の像を撮影する診断用 X 線 CT (Computed Tomography) に関する。

【0002】

30 【従来の技術】従来の診断用 X 線 CT は X 線管球の X 線を用いるため、広い範囲のエネルギーの X 線を含んでいる。X 線はエネルギーが高いほど透過率が良いため、被検者の厚さが変われば、透過後の X 線のエネルギー成分が異なってくる。これをビームハードニングと呼び、これは X 線 CT で得られる CT 値の誤差要因となる。

【0003】これに対して、1 エネルギーだけの単色 X 線を用いると、このビームハードニング現象は生じなく CT 値の精度が向上する。

40 【0004】次に、2 つのエネルギーの単色 X 線を用いると電子密度分布がわかることを説明する。X 線の減弱係数 μ は、C.M.Tasi 等の近似により、光電効果と仁科・クラインの項で表せる。

【0005】

ここで、透過率を T とすると、減弱係数 μ との関係は、

$$S = T I \quad (3)$$

(3) 式で、2 つのエネルギー E₁、E₂ の単色 X 線を用いると連立方程式になり、

$$S_1 = I_1 (E_1) T_1 + I_1 (E_2) T_2$$

$$S_2 = I_2 (E_1) T_1 + I_2 (E_2) T_2$$

略して表示すると次式となる。

【 0 0 0 6 】

$$S_1 = I_{1,1} T_1 + I_{1,2} T_2$$

$$S_2 = I_{2,1} T_1 + I_{2,2} T_2 \quad (4)$$

これで、2つのエネルギーのX線を選択(片方をゼロにする)する、または強度の比を変えて、その強度が既知であると、(4)式は解け、透過率 T_1 、 T_2 が求まる。

【 0 0 0 7 】(1)、(2)式より電子密度分布の情報が得られる。この電子密度分布は粒子線がん治療の治療計画等で必要となる体内での粒子の飛程を求める際に要求されているデータである。

【 0 0 0 8 】従来のCT値からの近似では数%の誤差が避けられなかったが、この方式では直接電子密度分布が得られるので、治療計画の精度が向上する。

【 0 0 0 9 】この様に単色X線CT、とりわけ2エネルギーの単色X線CTが有効であることは理解されていたが、これを用いるには、2つの単色X線を高速に切り替えることが必要となる。エネルギー選択は白色光をシリコン、ゲルマニウム等の結晶を用いて分光する。

【 0 0 1 0 】一方ビームサイズに関しては、放射光は広がり角が狭いため伝送距離を長くしないと被験者に照射

$$M = \sin(\theta + \alpha) / (\sin \theta - \alpha) \quad (6)$$

$$= \tan^{-1} [(M - 1) / (M + 1) \times \tan \alpha] \quad (7)$$

以上の関係からエネルギーが異なるとブラッグ角も異なるため、一つの結晶の非対称反射で異なるエネルギーのX線を同じ拡大率にするのは不可能である。

【 0 0 1 7 】次に、分光器への入射光と出射光を同軸にするための条件を説明する。図4(a)、(b)に2結晶モノクロメータモデル図を示す。図中記号は下記の通り。

【 0 0 1 8 】 B_1 : 結晶1のブラッグ角、 B_2 : 結晶2のブラッグ角、 α : 結晶2の非対称反射角、 θ_{IN} : 結晶2へのビーム入射角、 θ_{OUT} : 結晶2からの出射角

$$\theta_{IN} = B_2 - \alpha \quad (8)$$

$$\theta_{OUT} = B_2 + \alpha \quad (9)$$

出射ビームが入射ビームに対して常に水平であるためには、図5の関係より

$$90^\circ - 2 \times (B_1 + \theta_{IN} + \theta_{OUT}) = 90^\circ$$

$$\text{つまり、} \theta_{IN} + \theta_{OUT} = 2 B_1 \quad (10)$$

が成り立てばよい。(8)、(9)式を(10)式へ代入すると、

$$B_1 = B_2 \quad (11)$$

従って、ビームのエネルギーが違って同じ結晶(ブラッグ角が等しい)を用い、2枚の結晶の角度、位置をエネルギー毎に調節してやればビームは常に同軸で出射する。

【 0 0 1 9 】

するサイズまで広がらない。広がり角はそれほど大きな値ではないため相当長い伝送距離を必要とし、ビームライン装置が長くなる。

【 0 0 1 1 】この1例として鉛直方向の広がり角を0.25 mradとすると、50mmまでビームを拡大するためには200m以上の伝送距離を必要とする。そこで結晶の非対称反射を用いてビームを拡大し、距離を短縮して被験者に照射する。

【 0 0 1 2 】ところで、2結晶分光器から出射した光は被験者に照射するため、X線のエネルギーが変わっても同じ光軸で同じビームサイズである必要がある。そこで非対称反射を用いてこの仕様を満たすための従来の手法を次に説明する。

【 0 0 1 3 】白色光から必要なエネルギーのX線を取り出すためには結晶のブラッグ反射を用いている。ブラッグ反射の関係は、(5)式で表される。

$$n \lambda = 2 d \sin \theta \quad (5)$$

λ : 波長、 d : 結晶定数、 θ : ブラッグ角、 n : 次数
従って、反射する光の波長(エネルギー)は結晶、入射角により異なる。

【 0 0 1 5 】またビームを拡大するには結晶の非対称反射を用いる。その時の拡大率Mと非対称反射角 α は式(6)、(7)で表せる。

【 0 0 1 6 】

【発明が解決しようとする課題】以上よりエネルギーが違っても、対称、非対称によらず同じ種類の2結晶を使って角度、位置調整すれば光軸は常に一定かつ2結晶分光器への入射光は平行となるが、さらに照射位置でのビームサイズを等しくすることは(5)、(6)式の関係よりエネルギーが変わると拡大率が変わるため非対称反射を用いた2結晶分光器では不可能である。

【 0 0 2 0 】そこで、エネルギーによらずビームを照射位置へ同じ光軸、所定のサイズに拡大して導くには、従来図7に示すようにそれぞれのエネルギーにあった二組の分光器21、22を用意し、選択するエネルギーに合った分光器21又は22のいずれかに切り換えるように構成したものである。

【 0 0 2 1 】これは、具体的には分光器21は種類の異なる結晶23、24を有し、また分光器22は種類の異なる結晶25、26を有しており、これらの分光器21、22は図示しない電動機を利用したピストン運動を行う切替え機構により切り替えるように構成したものである。加速器30からの広い範囲のエネルギーを持つX線1例えば白色光を、分光器21又は22により拡大し、この拡大光7を被検者4に照射して被検者4を透過する透過光を検出器5で検出し、これにより被検者4の画像を撮影可能にしたものである。

【 0 0 2 2 】しかし、図7に示すX線CTにあっては、

検査時間の短縮、被験者 5 が撮影中に動いてしまう、といった問題解決のため、エネルギーの切替えを高速で行う必要がある。

【0023】また、画像を得るためにビームサイズをある程度大きくする必要があり、そのため結晶が大きくなることにより、切り換え装置に多大な加速度がかかり、装置として成り立たなくなる問題がある。

【0024】具体的には25Hzでエネルギー切り換えをし、ミラーサイズを300mm（振幅方向のサイズ）、片振幅150mmとすると378Gもの加速度がかかり、X線エネルギー切替え機構が成り立たない。

【0025】そこで、本発明は、広い範囲のエネルギーをもつX線から複数の単色のエネルギーのX線を高速に選択でき、エネルギーが違って被験者の位置まで同じ光軸でX線を伝送し、等しいサイズのX線を被験者に照射するX線CT装置を提供することを目的とする。

【0026】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため、請求項1に対応する発明は、広い範囲のエネルギーをもつX線を入射して1次反射光とn次反射光に分光して被検者に照射するものであって、第1及び第2の結晶を有する1個の分光器と、前記被検者を透過する1次透過光とn次透過光を検出する検出器と、を備えた2エネルギーのX線を選択し、前記被検者の画像を撮影可能にしたことを特徴とする診断用X線CTである。

【0027】請求項1に対応する発明によれば、広い範囲をもつX線が2結晶分光器に入射し、1次光とn次光を同軸上に選択して反射し、その反射光を検出器で1次光とn次光を選択し、CT画像を得ることができる。

【0028】前記目的を達成するため、請求項2に対応する発明は、広い範囲のエネルギーをもつX線を入射して1次反射光とn次反射光に分光するものであって、第1及び第2の結晶を有する1個の分光器と、前記分光器から出射される1次反射光とn次反射光のうち一方を選択透過して被検者に照射するものであって、1種類のフィルター素子を備えたフィルターと、前記被検者を透過する1次透過光とn次透過光を検出する検出器と、を備え、前記フィルター素子を切替えながら2エネルギーを分光して前記被検者に照射することを特徴とする診断用X線CTである。

【0029】請求項2に対応する発明によれば、広い範囲をもつX線が2結晶分光器に入射し、1次光とn次光を同軸上に選択して反射し、その反射光を選択的に遮断するフィルターを切りかえることにより、1次光とn次光を高速に選択しながらCT画像を得ることができる。

【0030】前記目的を達成するため、請求項3に対応する発明は、広い範囲のエネルギーをもつX線を入射し、このX線に含まれる1次光とn次光のうち一方を選択透過する1種類のフィルター素子を備えたフィルターと、このフィルターを透過した1次光又はn次光を入射

し、1次反射光とn次反射光に分光して被検者に照射するものであって、第1及び第2の結晶を有する1個の分光器と、前記被検者を透過する1次透過光とn次透過光を検出する検出器と、を備え、前記フィルター素子を切替えながら2エネルギーを分光して前記被検者に照射することを特徴とする診断用X線CTである。

【0031】請求項3に対応する発明によれば、広い範囲をもつX線を選択的に遮断するフィルターを切りかえることにより、1次光とn次光を高速に選択し、これを2結晶分光器に入射し、1次光とn次光を同軸上に選択して反射し、その反射光を被検者に照射することでCT画像を得ることができる。

【0032】前記目的を達成するため、請求項4に対応する発明は、広い範囲のエネルギーをもつX線を入射して1次反射光とn次反射光に分光するものであって、第1及び第2の結晶を有する1個の分光器と、前記分光器から出射される1次反射光とn次反射光をそれぞれ入射するものであって、該1次反射光とn次反射光の透過率又は吸収率が異なる光を被検者に照射する2種類のフィルター素子からなるフィルターと、前記被検者を透過する1次透過光とn次透過光を検出する検出器と、を備え、前記各フィルター素子の出し入れを繰り返しながら前記被検者に照射することを特徴とする診断用X線CTである。

【0033】請求項4に対応する発明によれば、広い範囲をもつX線が2結晶分光器に入射し、1次光とn次光を同軸上に選択して反射し、フィルターを出し入れすることで、1次光とn次光の強度比が異なる光を照射しながらCT画像を得ることができる。

【0034】前記目的を達成するため、請求項5に対応する発明は、広い範囲のエネルギーをもつX線を入射し、このX線に含まれる1次光とn次光の透過率又は吸収率が異なる光を出力する2種類のフィルター素子を備えたフィルターと、前記フィルターからの1次光とn次光を入射して1次反射光とn次反射光に分光するものであって、該1次反射光とn次反射光を被検者に照射する第1及び第2の結晶を有する1個の分光器と、前記被検者を透過する1次透過光とn次透過光を検出する検出器と、を備え、前記各フィルター素子の出し入れを繰り返しながら前記被検者に照射することを特徴とする診断用X線CTである。

【0035】請求項5に対応する発明によれば、広い範囲をもつX線を入射するフィルターを出し入れすることで、得られる1次光とn次光の強度比が異なる光を、被検者に照射しながらCT画像を得ることができる。

【0036】前記目的を達成するため、請求項6に対応する発明は、前記フィルターの回転切替えを行うフィルター回転装置を備えた請求項2～請求項5のいずれ一つに記載の診断用X線CTである。

【0037】請求項6に対応する発明によれば、請求項

2 ~ 請求項 5 において、フィルターを回転させることで、エネルギーを高速に切り替え CT 画像を得ることができる。

【 0038 】

【 発明の実施の形態 】 以下、本発明の実施の形態につき図面を参照して説明する。

【 0039 】 < 実施形態 1 (請求項 1 に対応) >

(構成) 本実施形態は、図 1 に示すように、加速器 30 からの広い範囲のエネルギーをもつ X 線 1 を入射して 1 次反射光及び n 次反射光 6 に分光して被検者 4 に照射するものであって、第 1 結晶 2 及び第 2 結晶 3 を有する 1 個の分光器 2 を備えている。そして、被検者 4 を透過する 1 次透過光及び n 次透過光を検出する例えば CdTe (カドニウムテルル) からなる検出器 5 を備えている。

【 0040 】 本実施形態では、第 1 結晶 2 で必要なエネルギーが選択され、第 2 結晶 3 の非対称反射によりビームが拡大される。被検者 4 を透過し、検出器 5 で検出される。

【 0041 】 (作用、効果) 次に、以上のように構成された実施形態 1 の作用、効果について説明する。加速器 30 から発せられた X 線 1 から第 1 結晶 2 のブラッグ反射により必要なエネルギー (放射光) すなわち 1 次光及び n 次光 6 が選択される。第 1 結晶 2 で反射された光は第 2 結晶 3 の非対称反射で必要なサイズに拡大される。

【 0042 】 第 1 結晶 2 と第 2 結晶 3 の反射光は、(5) 式に従うため、1 次光は (1) 式で、 $n = 1$ と n 次光が反射する。1 次光も n 次光もブラッグ角と非対称反射角は等しくなるため、非対称反射では同じサイズに拡大される。(6) 式、(7) 式において 1 次光と n 次光の光軸すなわち拡大光 7 は重なり、被検者 4 を透過し、検出器 5 まで導く。検出器 5 は X 線のエネルギーにより、分別して強度を検出し、CT 画像を得る。(1) 式、(2) 式、(3) 式により電子密度分布が得られる。

【 0043 】 本実施形態によれば、X 線 1 から必要な複数のエネルギーの光を選択し、必要なビームサイズに拡大して同じ光軸で被検者 4 に照射でき、電子密度分布を得ることが可能である。

【 0044 】 < 実施形態 2 (請求項 2、請求項 6 に対応) >

(構成) 図 2 に示すように、加速器 30 からの広い範囲のエネルギーをもつ X 線 1 を、入射して 1 次反射光と n 次反射光に分光するものであって、第 1 結晶 2 及び第 2 結晶 3 を有する 1 個の分光器を備えている。

【 0045 】 また、分光器から出射される 1 次反射光及び n 次反射光 6 のうち一方を選択透過して被検者に照射するものであって、後述する 1 種類のフィルター素子が有る部分 1 4 とフィルター素子が無い部分 1 3 を組合せてなるフィルター 10 を備えている。

【 0046 】 フィルター 10 のフィルター素子が有る部

分 1 4 には、1 次光を 2 次光に対して透過率の異なるフィルター素子、例えば 1 次光に 33 keV を用いて、フィルター素子にヨウ素を用いる。

【 0047 】 フィルター 10 は、回転装置 11 に回転可能に連結されている。また、被検者 4 を透過する 1 次透過光と n 次透過光を検出する検出器 5 を備えている。

【 0048 】 (作用、効果) 次に、以上のように構成された実施形態 2 の作用、効果について説明する。加速器 30 から発せられた X 線 1 から第 1 結晶 2 のブラッグ反射により必要なエネルギーが選択される (1 次光及び 2 次光 6)。第 1 結晶 2 で反射された光は第 2 結晶 3 の非対称反射で必要なサイズに拡大される。第 1 結晶 2 と第 2 結晶 3 の反射光は、(5) 式に従うため 1 次光 [(5) 式で $n = 1$] と 2 次光が反射する。1 次光も 2 次光もブラッグ角と非対称反射角は等しくなるため、非対称反射では同じサイズに拡大される。[(2) 式、(3) 式] の 1 次光と 2 次光の拡大光 7 は重なっている。

【 0049 】 フィルター素子の有り部分 1 4 には、33 keV に対する吸収率は高く、2 次の 66 keV に対する吸収率は小さいヨウ素を用いる。その透過光は、1 次光と 2 次光が混在しているが、その強度の比はフィルター無し部分 1 3 に対して大きく変えることができる。すなわち (4) 式で

I_{11} : フィルター素子無し部分 1 3 の 1 次光 (33 keV) の被検者前面の強度

I_{12} : フィルター素子無し部分 1 3 の 2 次光 (66 keV) の被検者前面の強度

I_{21} : フィルター素子有り部分 1 4 の 1 次光 (33 keV) の被検者前面の強度

I_{22} : フィルター素子有り部分 1 4 の 2 次光 (66 keV) の被検者前面の強度

となり、連立方程式が解け、透過率 T_1 、 T_2 が求まり、(1) 式、(2) 式より電子密度分布が得られる。

【 0050 】 < 実施形態 3 (請求項 4、請求項 6 に対応) >

(構成) 本実施形態は、図 3 に示すように、加速器 30 からの広い範囲のエネルギーをもつ X 線 1 を入射して 1 次反射光と n 次反射光に分光するものであって、第 1 結晶 2 及び第 2 結晶 3 を有する 1 個の分光器を備えている。

【 0051 】 また、分光器から出射される 1 次反射光と n 次反射光をそれぞれ入射するものであって、該 1 次反射光と n 次反射光の透過率又は吸収率が異なる光を被検者 4 に照射する 2 種類のフィルター素子 8、9 からなるフィルター 20 を備えている。フィルター素子 8 は、n 次光を遮断する物質でできた半円形の半透過材から構成されている。また、フィルター素子 9 は、フィルター素子 8 の逆の n 次光のみを透過し、1 次光を遮断する物質でできた半円形の半透過材から構成されている。

【 0052 】 フィルター 20 はこれを回転駆動するため

の回転装置 11 が連結されている。

【0053】さらに、被検者 4 を透過する 1 次透過光と n 次透過光を検出する検出器 5 を備えている。

【0054】(作用、効果)次に、以上のように構成された実施形態 3 の作用、効果について説明する。加速器 30 から発せられた X 線 1 は、第 1 結晶 2 のブラッグ反射により必要なエネルギーが選択される (1 次光及び n 次光 6)。第 1 結晶 2 で反射された光は第 2 結晶 3 の非対称反射で必要なサイズに拡大される。第 1 結晶 2 と第 2 結晶 3 の反射光は (5) 式に従うため 1 次光 [(5) 式で $n = 1$] と n 次光が反射する。1 次光も n 次光もブラッグ角と非対称反射角は等しくなるため、非対称反射では同じサイズに拡大される。[(2) 式、(3) 式] 1 次光と n 次光の拡大光 7 は重なっている。フィルター 20 は、1 次光のみを透過し n 次光を遮断するフィルター素子 8 と、n 次光のみを透過し 1 次光を遮断するフィルター素子 9 を合わせて構成されており、これを撮影に必要なエネルギー切り換えに合わせて回転装置 11 により一定速度で回転させ、撮影に必要な 2 エネルギーのうち

の 1 エネルギーの X 線 1 を一定間隔で交互に被検者 4 に照射し、検出器 5 で各エネルギーの X 線の強度を測定する。

【0055】本実施形態によれば白色光から必要な 2 エネルギーの光を選択し、必要なビームサイズに拡大して同じ光軸で必要な X 線エネルギーを高速で交互に被検者に照射する事が可能でフィルター 20 を回転させるだけで 2 エネルギーのうち必要なエネルギー光を選択するため、X 線のエネルギー切り換えを高速で行うことが可能となる。

【0056】<実施形態 4 (請求項 3、請求項 6 に対応)>本実施形態は、図 5 に示すように、図 2 の実施形態と異なる点は、フィルター 10 と分光器の位置を逆にした点、具体的にはフィルター 10 を加速器 30 側に配置し、フィルター 10 を透過した光を、結晶 2、3 を有する分光器に入力させ、分光器で得られる反射光を被検者 4 に照射させるようにしたものである。これ以外の点は図 2 の実施形態と同一である。本実施形態の作用、効果も実施形態 2 と同一である。

【0057】<実施形態 5 (請求項 5、請求項 6 に対応)>本実施形態は、図 6 に示すように、図 3 の実施形態と異なる点は、フィルター 20 と分光器の位置を逆にした点で、具体的にはフィルター 20 を加速器 30 側に

配置し、フィルター 20 を透過した光を、結晶 2、3 を有する分光器に入力させ、分光器で得られる反射光を被検者 4 に照射させるようにしたものである。これ以外の点は図 3 の実施形態と同一である。本実施形態の作用、効果も実施形態 3 と同一である。

【0058】

【発明の効果】以上詳述したように本発明によれば、加速器から発せられる広い範囲のエネルギーを持つ X 線から CT 撮影に必要な複数のエネルギーを選択し、同じサイズで同じ光軸で被験者の位置までビームを導くことが可能で、かつ高速でエネルギーの切り換えが可能な診断用 X 線 CT を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態 1 を説明するための概略構成図。

【図 2】本発明の実施形態 2 を説明するための概略構成図。

【図 3】本発明の実施形態 3 を説明するための概略構成図。

【図 4】本発明の診断用 X 線 CT の原理を説明するための図。

【図 5】本発明の実施形態 4 を説明するための概略構成図。

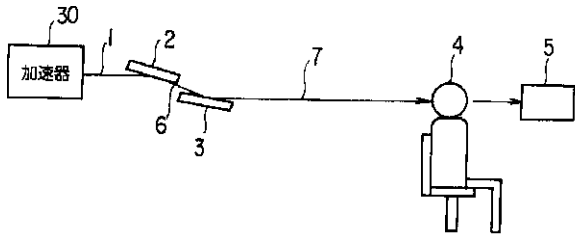
【図 6】本発明の実施形態 5 を説明するための概略構成図。

【図 7】従来の診断用 X 線 CT の課題を説明するための概略構成図。

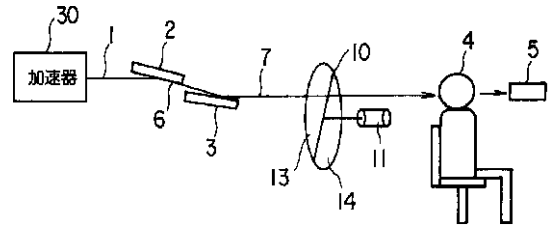
【符号の説明】

- 1... X 線
- 2... 第 1 結晶
- 3... 第 2 結晶
- 4... 被験者
- 5... 検出器
- 6... 1 次光及び n 次光
- 7... 拡大光
- 8... フィルター素子
- 9... フィルター素子
- 10、20... 回転フィルター
- 11... 回転装置
- 13... フィルター無し部分
- 14... フィルター有り部分
- 30... 加速器

【 図 1 】

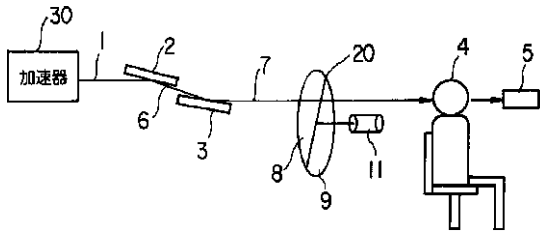


【 図 2 】

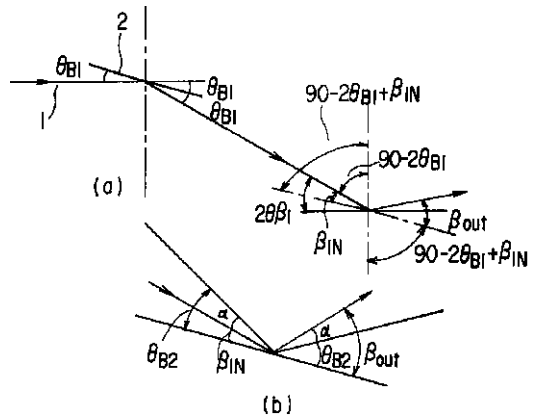


- 1...X線 2...第1結晶 3...第2結晶
- 4...被検者 5...検出器 6...1次光及びn次光
- 7...拡大光 8...フィルター 9...フィルター
- 10, 20...回転フィルター 11...回転装置
- 13...フィルター素子無し部分 14...フィルター素子有り部分
- 30...加速器

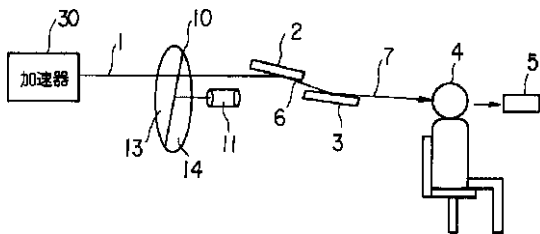
【 図 3 】



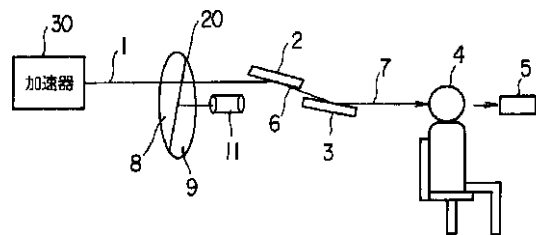
【 図 4 】



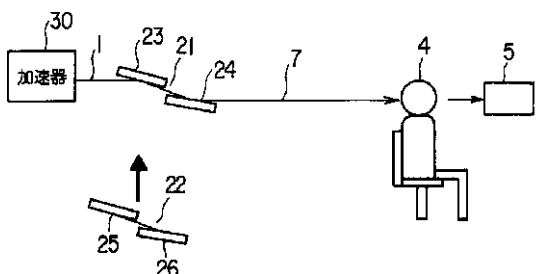
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 森井 保次
東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社
東芝本社事務所内

(72)発明者 片山 雅弘
神奈川県川崎市川崎区浮島町 2 番 1 号 株
式会社東芝浜川崎工場内
Fターム(参考) 4C093 AA22 CA31 CA32 CA39 EA07
EA11 FA15 FA27