

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/062308

発行日 令和1年7月11日(2019.7.11)

(43) 国際公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 Z	2 G 0 0 1
G 0 1 N 23/046 (2018.01)	G 0 1 N 23/046	4 C 0 9 3
G 0 1 N 23/18 (2018.01)	G 0 1 N 23/18	
	A 6 1 B 6/03 F	
	A 6 1 B 6/03 3 7 3	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号 特願2018-542666 (P2018-542666)	(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
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/035026	(74) 代理人 110000925 特許業務法人信友国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成29年9月27日(2017.9.27)	(72) 発明者 櫻井 浩 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
(31) 優先権主張番号 特願2016-190218 (P2016-190218)	(72) 発明者 取越 正己 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
(32) 優先日 平成28年9月28日(2016.9.28)	(72) 発明者 砂口 尚輝 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
(33) 優先権主張国 日本国(JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置、電子密度及び実効原子番号の測定方法、CT検査方法、検査方法

(57) 【要約】

光源部のX線光源から照射されて被測定物を透過したX線を検出したデータを処理する処理部を備え、処理部は、2種類以上の校正用治具を複数のエネルギー領域でそれぞれ測定したデータから各校正用治具の各エネルギー領域kにおける吸収係数μ(k)を求め、求めた各校正用治具の吸収係数から、下記数式(3)に基づいて各エネルギー領域kにおける校正係数F(k), G(k)を算出し、測定対象を複数のエネルギー領域でそれぞれ測定したデータから、測定対象の各エネルギー領域kにおける吸収係数μ(k)を求め、測定対象の各エネルギー領域kにおける校正係数F(k), G(k)から、下記数式(4)に基づいて測定対象の電子密度ρ_e及び実効原子番号Zを算出するX線CT装置を構成する。

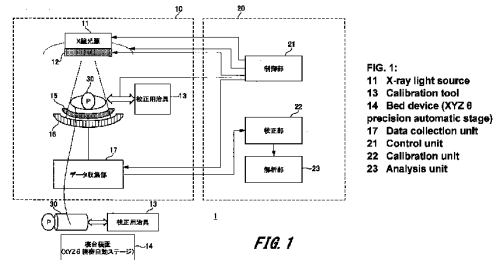


FIG. 1:
11 X-ray light source
13 Calibration tool
14 Bed device (XYZ θ precision automatic stage)
17 Data collection unit
21 Control unit
22 Calibration unit
23 Analysis unit

$$\mu(k) = (\rho_e Z^4 + G(k)) \quad (3)$$

$$\frac{\mu(k)}{G(k)} = \rho_e Z^4 \frac{F(k)}{G(k)} + \rho_e \quad (4)$$

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線光源を有し、複数のエネルギー領域のX線を被測定物に照射することが可能な光源部と、

前記光源部の前記X線光源から照射されて前記被測定物を透過したX線を検出する検出部と、

前記検出部で検出したX線のデータを処理する処理部を備え、

前記処理部は、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された校正用治具を2種類以上使用して、各前記校正用治具を前記複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して検出したデータから、各前記校正用治具のそれぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ を求め、各前記校正用治具のそれぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ から、下記数式(3)に基づいて、それぞれのエネルギー領域kにおける校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を算出し、

$$\frac{\mu(k)}{\rho_e} = (F(k)Z^4 + G(k)) \quad (3)$$

[数式(3)において、 ρ_e は前記校正用治具の電子密度を示し、Zは前記校正用治具の実効原子番号を示す。]

さらに、前記処理部は、測定対象を前記複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して検出したデータから、前記測定対象のそれぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ を求め、前記測定対象のそれぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ と、それぞれのエネルギー領域kにおける前記校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ とから、下記数式(4)に基づいて、前記測定対象の電子密度 ρ_e 及び実効原子番号Zを算出する

$$\frac{\mu(k)}{G(k)} = \rho_e Z^4 \frac{F(k)}{G(k)} + \rho_e \quad (4)$$

[数式(4)において、 ρ_e は前記測定対象の電子密度を示し、Zは前記測定対象の実効原子番号を示す。]

X線CT装置。

【請求項 2】

前記校正用治具と前記測定対象を切り替える、切り替え機構を有する請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項 3】

前記切り替え機構は、前記校正用治具と前記測定対象を自動的に切り替えるように制御される請求項2に記載のX線CT装置。

【請求項 4】

前記光源部の前記X線光源は、前記複数のエネルギー領域にわたるスペクトルを有する連続X線を照射する構成であり、前記検出部は、X線を特定のエネルギー領域ごとに弁別して検出する構成である、請求項1～請求項3のいずれか1項に記載のX線CT装置。

【請求項 5】

X線CT装置を用いて、測定対象の電子密度及び実効原子番号を測定する方法であって、

均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された校正用治具を2種類以上使用して、前記X線CT装置により、各前記校正用治具を、複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して、各前記校正用治具のそれぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ を求め、

各前記校正用治具のそれぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ から、下記数式(3)に基づいて、それぞれのエネルギー領域kにおける校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を算出し、

$$\frac{\mu(k)}{\rho_e} = (F(k)Z^4 + G(k)) \quad (3)$$

[数式(3)において、 ρ_e は前記校正用治具の電子密度を示し、Zは前記校正用治具の

10

20

30

40

50

実効原子番号を示す。]

前記 X 線 CT 装置により、測定対象を、前記複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して、前記測定対象のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ を求め、

前記測定対象のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ と、それぞれのエネルギー領域 k における前記校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ とから、下記数式 (4) に基づいて、前記測定対象の電子密度 ρ_e 及び実効原子番号 Z を算出する

$$\frac{\mu(k)}{G(k)} = \rho_e Z^4 \frac{F(k)}{G(k)} + \rho_e \quad (4)$$

[数式 (4) において、 ρ_e は前記測定対象の電子密度を示し、Z は前記測定対象の実効原子番号を示す。]

10

電子密度及び実効原子番号の測定方法。

【請求項 6】

前記 X 線 CT 装置が、X 線光源から前記複数のエネルギー領域にわたるスペクトルを有する連続 X 線を被測定物に照射し、前記被測定物を透過した X 線を特定のエネルギー領域ごとに弁別して検出する構成である、請求項 5 に記載の電子密度及び実効原子番号の測定方法。

【請求項 7】

前記 X 線 CT 装置が、前記校正用治具を取り出すことが可能な構成である、請求項 5 又は請求項 6 に記載の電子密度及び実効原子番号の測定方法。

【請求項 8】

前記校正用治具に、カーボン、マグネシウム、アルミニウムから選ばれる物質を使用する請求項 5 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項に記載の電子密度及び実効原子番号の測定方法。

20

【請求項 9】

人体の被検体に対して CT 検査を行う CT 検査方法であって、

請求項 5 ~ 請求項 8 のいずれか 1 項に記載の電子密度及び実効原子番号の測定方法において、前記測定対象を前記被検体として、前記被検体の前記電子密度及び前記実効原子番号を測定し、

測定した前記被検体の前記電子密度及び前記実効原子番号に基づいて、前記被検体の内部の電子密度マップを得る

CT 検査方法。

30

【請求項 10】

物体を検査して、前記物体における爆発物の有無を検知する検査方法であって、

請求項 5 ~ 請求項 8 のいずれか 1 項に記載の電子密度及び実効原子番号の測定方法において、前記測定対象を前記物体として、前記物体の前記電子密度及び前記実効原子番号を測定し、

測定した前記物体の前記電子密度及び前記実効原子番号に基づいて、前記物体の内部の物質を特定することにより、前記爆発物の有無を検知する

検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、X 線 CT 装置、並びに、X 線 CT 装置を用いた電子密度及び実効原子番号の測定方法に関する。また、X 線 CT 装置を用いた被検体の CT 検査方法、X 線 CT 装置を用いて物体の内部の爆発物の有無等を検査する検査方法に関する。

【背景技術】

【0002】

がんの診断において、CT 検査は不可欠である。

CT の情報は、画像診断だけでなく、更にがんの放射線治療において、治療の質を左右する治療計画に必要な不可欠な情報を与える。

CT の画像は、被写体の減弱の大きさから得られる CT 値が基本となって構成されてい

50

る。

X線治療計画においては、CT値 - 電子密度変換表を用いてCT値が電子密度に変換され、その電子密度の情報に基づいて、X線または重粒子線の治療計画が立てられる。

【0003】

重粒子線治療においては、治療計画立案にあたり、水等価な部位で±1%以下、肺等の臓器で±2%以下の精度で電子密度分布を求めるよう提案されている (IPEM81)。

また、X線照射治療 (定位放射線治療 (SRT)、強度変調放射線治療 (IMRT)) においては、±3%の精度で電子密度を求めるよう提案されている (日本放射線技術学会、(京都)、2003年)。

しかし、研究調査によれば (非特許文献1を参照)、日本国内の200以上の施設において、CT値 - 電子密度変換表の数値にばらつきが大きく、平均で±6%、平均値からのずれは最大で25%であることが報告されており、現状の技術ではその定量性は必ずしも十分ではない。

【0004】

CT値 - 電子密度変換表の数値のばらつきに対する解決法として、2種類のエネルギーのX線を用いる2色X線CT (Dual Source CT)、あるいは、X線のエネルギー情報を用いてCT画像を撮影するPhoton Counting CTが提案されている。

そして、特許文献1 ~ 特許文献11においては、Photon Counting CTの装置構成とデータの再構成プログラムに関する技術が述べられている。

【0005】

また、特許文献12に記載された装置を用いて、特許文献13に記載された装置及びプログラムを利用することで、CT値から電子密度・実効原子番号を求める手法が述べられている。また、同じ発明者による学術文献 (非特許文献2を参照) には、実施例が掲載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2016 - 32635号公報

【特許文献2】特開2016 - 16130号公報

【特許文献3】特開2015 - 223350号公報

【特許文献4】特開2015 - 180859号公報

【特許文献5】特開2015 - 160135号公報

【特許文献6】特開2015 - 144809号公報

【特許文献7】特開2015 - 144808号公報

【特許文献8】特開2015 - 62657号公報

【特許文献9】特開2015 - 131028号公報

【特許文献10】特開2014 - 140707号公報

【特許文献11】特開2014 - 128456号公報

【特許文献12】特開2007 - 271468号公報

【特許文献13】特開2009 - 53090号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】松田外、日本放射線技術学会誌、63巻、2008年、p.888

【非特許文献2】W. Zou et al, JJAP47, pp. 7317-7323(2008)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1 ~ 特許文献11に開示された、Photon Counting CTの装置構成とデータの再構成プログラムに関する技術では、CT値から高精度に電子密度を取得する方法については解決されていない。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

また、特許文献 1 3 及び非特許文献 2 に開示された手法は、非特許文献 2 に記載された実施例の電子密度の測定誤差は 1 0 % 程度であり、電子密度の測定精度に関しては従来の X 線 CT と比較して進歩性はない。これは、実際の測定におけるバックグラウンド、多重散乱等複数の要因に起因する誤差が含まれているためである。

【 0 0 1 0 】

また、患者の治療目的以外の用途、例えば、荷物検査等の測定対象の材質を識別する用途や、被測定物の亀裂や欠陥等を検査する用途においても、高精度に電子密度を取得することが必要になる場合がある。

【 0 0 1 1 】

上述した課題に対して、本発明は、測定対象（被検体、その他の物体）の内部の電子密度及び実効原子番号を高精度で推定することができる、X 線 CT 装置、並びに、X 線 CT 装置を用いた電子密度及び実効原子番号の測定方法を提供するものである。また、本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法を適用した、CT 検査方法、検査方法を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明の X 線 CT 装置は、X 線光源を有し、複数のエネルギー領域の X 線を被測定物に照射することが可能な光源部と、光源部の X 線光源から照射されて被測定物を透過した X 線を検出する検出部と、検出部で検出した X 線のデータを処理する処理部を備えている。そして、処理部は、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された校正用治具を 2 種類以上使用して、各校正用治具を複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して検出したデータから、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ を求め、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ から、下記数式 (3) に基づいて、それぞれのエネルギー領域 k における校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を算出する。

【 0 0 1 3 】

【数 1】

$$\frac{\mu(k)}{\rho_e} = (F(k)Z^4 + G(k)) \quad (3)$$

[数式 (3) において、 ρ_e は校正用治具の電子密度を示し、 Z は校正用治具の実効原子番号を示す。]

【 0 0 1 4 】

さらに、処理部は、測定対象を複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して検出したデータから、測定対象のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ を求め、測定対象のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ と、それぞれのエネルギー領域 k における校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ とから、下記数式 (4) に基づいて、測定対象の電子密度 ρ_e 及び実効原子番号 Z を算出する。

【 0 0 1 5 】

【数 2】

$$\frac{\mu(k)}{G(k)} = \rho_e Z^4 \frac{F(k)}{G(k)} + \rho_e \quad (4)$$

[数式 (4) において、 ρ_e は測定対象の電子密度を示し、 Z は測定対象の実効原子番号を示す。]

【 0 0 1 6 】

本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法は、X 線 CT 装置を用いて、測定対象の電子密度及び実効原子番号を測定する方法であって、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された校正用治具を 2 種類以上使用して、X 線 CT 装置により、各校正用治具を、複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ を求める。そして

10

20

30

40

50

、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ から、下記数式 (3) に基づいて、それぞれのエネルギー領域 k における校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を算出する。

【0017】

【数3】

$$\frac{\mu(k)}{\rho_e} = (F(k)Z^4 + G(k)) \quad (3)$$

[数式(3)において、 ρ_e は校正用治具の電子密度を示し、 Z は校正用治具の実効原子番号を示す。]

【0018】

さらに、X線CT装置により、測定対象を、複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して測定対象のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ を求め、測定対象のそれぞれのエネルギー領域 k における吸収係数 $\mu(k)$ と、それぞれのエネルギー領域 k における校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ とから、下記数式(4)に基づいて、測定対象の電子密度 ρ_e 及び実効原子番号 Z を算出する。

【0019】

【数4】

$$\frac{\mu(k)}{G(k)} = \rho_e Z^4 \frac{F(k)}{G(k)} + \rho_e \quad (4)$$

[数式(4)において、 ρ_e は測定対象の電子密度を示し、 Z は測定対象の実効原子番号を示す。]

【0020】

本発明のCT検査方法は、人体の被検体に対してCT検査を行うCT検査方法であって、上記本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法において、測定対象を被検体として、被検体の電子密度及び実効原子番号を測定し、測定した被検体の電子密度及び実効原子番号に基づいて、被検体の内部の電子密度マップを得るものである。

【0021】

本発明の検査方法は、物体を検査して、その物体における爆発物の有無を検知する検査方法であって、上記本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法において、測定対象を物体として、物体の電子密度及び実効原子番号を測定し、測定した物体の電子密度及び実効原子番号に基づいて、物体の内部の物質を特定することにより、爆発物の有無を検知するものである。

【発明の効果】

【0022】

上述の本発明によれば、校正用治具を測定して得られる校正係数を用いて、測定対象の実測値に対して校正を行うので、実測値に含まれるバックグラウンド、多重散乱等複数の誤差要因を同時に消去し、測定対象の電子密度および実効原子番号を高精度で算出することができる。

【0023】

本発明のCT検査方法によれば、測定対象である被検体の電子密度および実効原子番号を高精度で算出することができるので、高い精度の人体の電子密度マップを得ることができ、治療計画時に、より高精度な飛程計算を推定することが可能となる。

従って、X線治療や重粒子線治療の際の照射精度の向上を図ることができる。

【0024】

本発明の検査方法によれば、測定対象である物体の実効原子番号と電子密度を高い精度で算出することができるので、測定対象の内部に存在する物質を位置精度良く検出することが可能になり、爆発物の有無を精度良く検知することができる。

従って、本発明の検査方法を、手荷物や貨物の検査に適用すれば、高い精度の検査を行うことが可能になる。

【0025】

10

20

30

40

50

また、本発明の X 線 CT 装置や、本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法を、被検体以外の物体の検査に適用した場合には、測定対象の物体の実効原子番号と電子密度を高い精度で算出することができるので、物体の内部に存在する、物質（例えば、危険物、腐食物）や欠陥等を、位置精度良く検出することが可能になる。

従って、本発明の X 線 CT 装置や本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法を、製品の不良の有無の検査等に適用すれば、高い精度の検査を行うことが可能になる。

【0026】

また、本発明によれば、予め校正用治具の測定によって算出した校正係数を用いて、測定対象の電子密度の算出を行うので、逐次近似を行っていた場合等の従来の手法と比較して、電子密度の算出の際の計算量を大幅に少なくすることができる。これにより、短い時間で電子密度の算出を行うことが可能になり、また大型のコンピュータを使用する必要がなくなり、パーソナルコンピュータ等でも算出を行うことが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の X 線 CT 装置の一実施の形態の概略構成図である。

【図2】図1の X 線 CT 装置における校正係数及び電子密度及び実効原子番号を算出する過程を説明するフローチャートである。

【図3】本発明の X 線 CT 装置の他の実施の形態の概略構成図である。

【図4】実施例の測定に用いた X 線 CT 装置の概略構成図である。

【図5】A～D 実施例の測定結果から校正係数を算出した結果を示す図である。

【図6】A～C 実施例において、電子密度と実効原子番号を算出した結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

まず、本発明の具体的な実施の形態の説明に先立ち、本発明の概要と原理について説明する。

【0029】

本発明の X 線 CT (Computed Tomography) 装置（以下、「本発明の装置」とも略す）は、X 線光源を有し、複数のエネルギー領域の X 線を被測定物に照射することが可能な光源部と、光源部の X 線光源から照射されて被測定物を透過した X 線を検出する検出部と、検出部で検出した X 線のデータを処理する処理部を備えている。そして、処理部は、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された校正用治具を 2 種類以上使用して、各校正用治具を複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して検出したデータから、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数を求め、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数から、それぞれのエネルギー領域における校正係数を算出し、測定対象を複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して検出したデータから、測定対象のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数を求め、測定対象のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数と、それぞれのエネルギー領域における校正係数とから、測定対象の電子密度及び実効原子番号を算出するものである。

【0030】

本発明の電子密度及び実効原子番号の測定方法（以下、「本発明の測定方法」とも略す）は、X 線 CT 装置を用いて、測定対象の電子密度及び実効原子番号を測定する方法である。そして、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された校正用治具を 2 種類以上使用して、X 線 CT 装置により、各校正用治具を、複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数を求め、各校正用治具のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数から、それぞれのエネルギー領域の校正係数を算出し、X 線 CT 装置により、測定対象を、複数のエネルギー領域でそれぞれ測定して測定対象のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数を求め、測定対象のそれぞれのエネルギー領域における吸収係数と、それぞれのエネルギー領域における校正係数とから、測定対象の電子密度及び実効原子番号を算出

10

20

30

40

50

する。

【0031】

本発明のCT検査方法は、人体の被検体に対してCT検査を行うCT検査方法であって、本発明の測定方法において、測定対象を被検体として、被検体の電子密度及び実効原子番号を測定し、測定した被検体の電子密度及び実効原子番号に基づいて、被検体の内部の電子密度マップを得る。

【0032】

本発明の検査方法は、物体を検査して、その物体における爆発物の有無を検知する検査方法であって、本発明の測定方法において、測定対象を物体として、物体の電子密度及び実効原子番号を測定し、測定した物体の電子密度及び実効原子番号に基づいて、物体の内部の物質を特定することにより、爆発物の有無を検知する。

10

【0033】

本発明の装置においては、基本的に、装置内に処理部を有している。処理部は、コンピュータプログラムにより、X線CT測定の際に検出部で検出されたデータの処理を行う。

そして、例えば、光源部と検出部を含む測定部に対して、測定部内に処理部を内蔵した構成、もしくは、測定部の外に処理部が付随している構成とすることができる。

【0034】

本発明の測定方法は、X線CT(Computed Tomography)装置を使用する。

本発明の測定方法が使用するX線CT装置としては、上述の本発明の装置、即ち、測定対象の電子密度及び実効原子番号の算出を行う処理部を備えたX線CT装置だけでなく、その他の構成のX線CT装置(例えば、従来公知のX線CT装置)を使用することも可能である。

20

そして、本発明の測定方法には、X線CT装置の外部で、測定対象の電子密度及び実効原子番号の算出等のデータの処理を行う場合も含まれる。例えば、X線CT装置が測定したデータを記憶媒体に記憶して、外部で記憶媒体に記憶したデータの処理を行うことや、外部の処理装置に有線又は無線によってデータを送信して処理を行うことや、データの処理をネットワーク上のプログラムによって処理を行うことも、可能である。

【0035】

本発明の装置及び本発明の測定方法において、X線CT装置は、複数(2つ以上)のエネルギー領域のX線を被測定物に照射して、被測定物を透過したX線をエネルギー領域毎に検出する。この条件を満たす限り、X線CT装置における、X線光源からX線を照射する光源部と、被測定物を透過したX線を検出する検出部のそれぞれの構成は、様々な構成を使用することが可能である。

30

【0036】

本発明の装置及び本発明の測定方法における、X線CT装置の光源部と検出部の組合せとしては、例えば、以下の(A)~(C)の構成が挙げられる。

【0037】

(A)光源部が、第1のエネルギーのX線を照射する第1のX線光源と、第1のエネルギーとは異なる第2のエネルギーのX線を照射する第2のX線光源を少なくとも有する構成である。

40

検出部は、光源部の各X線光源に対して、それぞれ検出器を有する。

光源部の構成としては、例えば、特開平10-104175号公報の図3に開示されているように、第1のX線光源から高いエネルギーのX線束を照射し、第2のX線光源から低いエネルギーのX線束を照射する構成を採用することができる。

また、光源部が、互いにエネルギーの異なる3つ以上のX線光源を有していてもよい。

X線光源は、単色X線を照射する構成も、ある程度のエネルギー分布を有する連続X線を照射する構成も、いずれも可能である。X線光源を、ある程度の連続X線を照射する構成とする場合には、上述の「第1のエネルギー」及び「第2のエネルギー」を、「第1のエネルギー領域」及び「第2のエネルギー領域」と読み替える。

なお、(A)の構成では、照射するX線が単色X線のようにエネルギー分布が狭い方が

50

、電子密度等の算出の精度を高くすることができる。

【0038】

(B) 光源部が、X線光源に供給する加速電圧等の変更により、1つのX線光源から照射するX線のエネルギーを変更することが可能な構成である。

検出部は、光源部の1つのX線光源に対して検出器を有する。

1つのX線光源(X線管)に供給する加速電圧等を変更することにより、X線光源から照射するX線のエネルギーを変更する。そして、例えば、第1のエネルギーのX線の照射、第2のエネルギーのX線の照射、第3のエネルギーのX線の照射、という具合に、順次エネルギーの異なるX線の照射を行って、それぞれのエネルギーのX線による測定を行う。

X線光源は、単色X線を照射する構成も、ある程度のエネルギー分布を有する連続X線を照射する構成も、いずれも可能である。X線光源を、ある程度の連続X線を照射する構成とする場合には、上述の「X線のエネルギー」を、「X線のエネルギー領域」と読み替える。

なお、(B)の構成では、照射するX線が単色X線のようにエネルギー分布が狭い方が、電子密度等の算出の精度を高くすることができる。

【0039】

(C) 光源部のX線光源から照射するX線のエネルギー分布のうち、検出部が2つ以上のエネルギー領域をエネルギー領域毎に弁別して検出する構成である(例えば、上記の特許文献13を参照)。

所謂フォトンカウンティングCT装置は、この構成を採用している。

光源部のX線光源は、連続X線を照射する構成とし、比較的広い範囲のエネルギー領域にわたるスペクトル分布を有することが望ましい。

この構成では、1回のX線照射で2つ以上のエネルギー領域の測定を同時に行えるため、被爆線量を少なくすることができる。また、単色X線ではなく、連続X線を使用するので、大がかりな設備を必要としない。

従って、この構成を採用した場合、病院等でも容易に設置することができる。

光源部と検出部を(C)の構成とする場合、光源部のX線光源や、検出部の検出器は、従来公知のフォトンカウンティングCT装置と同様の構成を採用することができる。

【0040】

なお、上述の(A)~(C)の各構成は、基本的な構成である。変形例として、例えば、それぞれの基本的な構成において、同一のエネルギーを照射するX線光源を複数個設けても良い。

【0041】

光源部を複数のX線光源で構成したときには、例えば、特許文献13に記載された構成(図2、図4等)と同様に、複数のX線光源によるX線の照射方向を互いに異ならせることも可能になる。

例えば、上述した(A)の構成において、複数のX線光源によるX線の照射方向を互いに異ならせることができる。

複数のX線光源によるX線の照射方向を互いに異ならせた場合には、複数のX線光源から同時にX線を照射して測定を行うことが可能である。

【0042】

本発明の装置及び本発明の測定方法では、標準物質となる、校正用治具を使用する。

そして、校正用治具としては、均質であり実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された物質を使用する。

校正用治具として使用する物質は、実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e が計算可能である限りにおいて、任意の元素又は化合物で構成された物質を使用することが可能である。

ただし、原子番号が大きくなると、算出される電子密度の誤差が大きくなるため、原子番号が1~30の範囲の元素で構成された物質を使用することが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

いくつかの元素に関しては、その元素の既知の実効原子番号 Z_{eff} 及び電子密度 ρ_e の理論値を使用することができる。

その他の元素や化合物に関しては、文献に記載されている計算式を用いて、実効原子番号 Z_{eff} 及び電子密度 ρ_e を計算することができる。

実効原子番号 Z_{eff} の計算式は、例えば、Khan 's The Physics of Radiation Therapy, Faiz M. Khan, John P. Gibbons(Jr.), Lippincott Williams & Wilkins, 2014 (p.78 の式(6.4))に記載されている。

電子密度 ρ_e の計算式は、例えば、J Med Phys. 2009 Jul-Sep; 34(3):176-179. Doi: 10.4103/0971-6203.54853(Introduction中の最後の式)に記載されている。

例えば、カーボン、マグネシウム、アルミニウムから選ばれる物質を、校正用治具に使用することができる。これらカーボン、マグネシウム、アルミニウムは、従来校正用治具として使用されたことがない物質である。

また、校正用治具としては、液体等も可能ではあるが、なるべく常温で安定して固体の状態を保持することができる物質を使用することが望ましい。

【 0 0 4 4 】

校正用治具の形状は、取り扱いや測定が容易である形状とすることが望ましい。例えば、四角柱状や円柱状等が挙げられる。

校正用治具の大きさについては、測定対象の物体の種類や、要求される電子密度の精度に対応して、適切な大きさを選定する。例えば、X線が透過する部分の厚さが数mm程度～数cm程度となるような大きさとする。

【 0 0 4 5 】

続いて、本発明の原理について説明する。

【 0 0 4 6 】

2種類以上のエネルギー k のX線を照射して、被測定物のX線の吸収係数を求めるとき、吸収係数 $\mu(k)$ は、次式(1)で求められる(例えば、M. Torikoshi et al., Phys. Med. Boil, 48, 673, (2003)を参照)。

【 数 5 】

$$\mu(k) = \rho_e [Z^4 F(k, Z) + G(k, Z)] \quad (1)$$

$$F = \sigma_{el} = 4\sqrt{2}\alpha^4 \left(\frac{mc^2}{k}\right)^{3.5} \Phi_0$$

$$G = \sigma_{sc} = \sigma_{sc}^{coh} + \sigma_{sc}^{incoh} = \Phi_{KN}(k) + (Z - Z^{0.5}) \frac{\Phi_{coh}(Z', k)}{Z^{1/2}}$$

【 0 0 4 7 】

従来は、例えば、上記式(1)から、2つのエネルギーの単色X線で吸収係数 μ を測定して、吸収係数 μ の測定値と、原子番号 Z の理論値を用いて、電子密度 ρ_e を求めていた。また、例えば、原子番号 Z として適当な値を入れることにより、逐次的に近似を行って、実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e を求めていた。

吸収係数 μ の測定値は、誤差やバックグラウンドを含んでいるため、吸収係数 μ の測定値と、原子番号 Z の理論値とからでは、電子密度 ρ_e を精度良く求めることが難しい。

また、逐次的に近似を行うと、計算量が膨大になることから、計算に時間がかかり、パソコン等では計算処理が難しくなる。

【 0 0 4 8 】

これに対して、本発明では、逐次的な近似等の従来の手法とは異なる手法により、測定対象の実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e を求める。

以下、本発明の手法を説明する。

【 0 0 4 9 】

上記式(1)において、係数 F , G は原子番号依存性が小さいので、原子番号依存性がないと仮定する。

10

20

30

40

50

式(1)は、原子番号依存性がないと仮定すると、次の式(2)のように表される。

【数6】

$$\mu(k) = \rho_e [F(k)Z^4 + G(k)] \quad (2)$$

【0050】

さらに、式(2)を変形すると、下記の式(3)となる。

【数7】

$$\frac{\mu(k)}{\rho_e} = (F(k)Z^4 + G(k)) \quad (3)$$

【0051】

ここで、均質で実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された物質を、2種類以上用いて、それぞれの物質について、複数(2つ以上)のエネルギーにおける吸収係数 μ を測定する。そして、式(3)が Z^4 に対して線形であることを利用すれば、あるエネルギー k において、それぞれの物質の吸収係数 μ の測定値と原子番号 Z 及び電子密度 ρ_e の値(既知の理論値又は計算値)から、当該エネルギー k における、 $F(k)$ と $G(k)$ が求められる。

10

【0052】

さらに、式(2)は、下記の式(4)のように変形できる。

【数8】

$$\frac{\mu(k)}{G(k)} = \rho_e Z^4 \frac{F(k)}{G(k)} + \rho_e \quad (4)$$

20

【0053】

複数(2つ以上)のエネルギー k で測定対象の吸収係数 $\mu(k)$ を測定し、同じエネルギー k に対応する $F(k)$ 、 $G(k)$ が予め求めてあれば、式(4)式が $F(k)/G(k)$ に対して線形であることを利用して、測定対象の電子密度 ρ_e が求められる。

【0054】

本発明では、上述した原理に基づいて、前述したように、均質であり実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e が計算可能である、単一元素又は化合物により構成された物質を校正用治具として用い、この校正用治具を元素が異なる2種類以上用意する。

そして、予め、校正用治具の測定を行って、校正係数を求めておく。

30

その後、測定対象(被検体やその他の物体)の測定を行い、測定対象の測定値に対して、求めておいた校正係数を使用した校正を行って、測定対象の実効原子番号 Z_{eff} 及び電子密度を求める。

以下、これらの手順をさらに詳しく説明する。

【0055】

まず、それぞれの校正用治具について、複数(2つ以上)のエネルギー k のそれぞれのエネルギー k において、吸収係数 $\mu(k)$ を測定して、それぞれのエネルギー k に対応する $F(k)$ 及び $G(k)$ を求め、求めた $F(k)$ 及び $G(k)$ を各エネルギー k の校正係数とする。

具体的には、式(3)が Z^4 に対して線形であるので、それぞれのエネルギー k において、 Z^4 を横軸にして、 μ/ρ_e を縦軸にして、2種類以上の校正用治具の値をプロットする。プロットにより得られる直線の傾きと直線の切片から、当該エネルギー k における校正係数 $F(k)$ と $G(k)$ を求めることができる。

40

このとき、直線を得るためには、2点以上のプロットが必要であるため、2種類以上の校正用治具を使用する。

【0056】

次に、複数(2つ以上)のエネルギー k のそれぞれのエネルギー k において、測定対象(被検体やその他の物体)の吸収係数 $\mu(k)$ を測定する。

そして、それぞれのエネルギー k における、測定対象の吸収係数 $\mu(k)$ の測定値と、上述のようにして予め求めた校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を用いて、測定対象の電子密度

50

を算出する。

具体的には、式(4)が $F(k)/G(k)$ に対して線形であるので、 $F(k)/G(k)$ を横軸にして、 $\mu(k)/G(k)$ を縦軸にして、2つ以上のエネルギー k の各エネルギー k の値をプロットする。プロットにより得られる直線の傾きから Z^4 を求め、直線の切片から ρ_e を求める。そして、これらの値から、測定対象の電子密度 ρ_e と実効原子番号 Z_{eff} を求めることができる。

このとき、直線を得るためには、2点以上のプロットが必要であるため、複数(2つ以上)のエネルギー k で測定及び校正係数の算出を行う。

【0057】

本発明によれば、上述した手法を採用していることにより、測定対象の実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e を、高い精度で算出することが可能になる。

10

【0058】

本発明のCT検査方法によれば、測定対象である被検体の電子密度および実効原子番号を高精度で算出することができるので、高い精度の人体の電子密度マップを得ることができ、治療計画時に、より高精度な飛程計算を推定することが可能となる。

従って、X線治療や重粒子線治療の際の照射精度の向上を図ることができる。

【0059】

本発明の検査方法によれば、測定対象である物体の実効原子番号と電子密度を高い精度で算出することができるので、測定対象の内部に存在する物質を位置精度良く検出することが可能になり、爆発物の有無を精度良く検知することができる。

20

従って、本発明の検査方法を、手荷物や貨物の検査に適用すれば、高い精度の検査を行うことが可能になる。

【0060】

また、本発明の装置や本発明の測定方法を、被検体以外の物体の検査に適用した場合、測定対象の物体の実効原子番号と電子密度を高い精度で算出することが可能になるため、非破壊で、物体の内部に存在する、物質(例えば、危険物、腐食物)や欠陥等を、位置精度良く検出することが可能になる。

従って、本発明の装置や本発明の測定方法を、製品の不良の有無の検査等に適用すれば、高い精度の検査を行うことが可能になる。

【0061】

測定対象の吸収係数 μ を測定した場合、実測値には、バックグラウンドや多重散乱等の要因が含まれる。

30

従来のように、測定対象の測定値と原子番号の値から直接電子密度を求めると、バックグラウンドや多重散乱等の要因を十分に消去できず、電子密度の精度が悪化してしまう。

これに対して、本発明の手法を採用して、校正用治具を測定して得られる校正係数を用いて校正を行うことにより、実測値に含まれるバックグラウンド、多重散乱等複数の誤差要因を同時に消去し、電子密度および実効原子番号を高精度で算出することができる。

【0062】

また、本発明によれば、予め校正用治具の測定データから算出した校正係数を用いて、測定対象の電子密度の算出を行うので、逐次近似を行っていた場合等の従来手法と比較して、電子密度の算出の際の計算量を大幅に少なくすることができる。これにより、短い時間で電子密度の算出を行うことが可能になり、また大型のコンピュータを使用する必要がなくなり、パーソナルコンピュータ等でも算出を行うことが可能になる。

40

【0063】

校正用治具の測定の頻度は、測定対象の1回の測定毎ではなくても良く、必要とされる精度にもよるが、X線管球の劣化やスペクトル状態のゆらぎなどを考慮して、高めの頻度(例えば、1日複数回~数日に1回程度)とすることが望ましい。

例えば、1日1回程度とすることができる。この場合、例えば、毎日の始業時に校正用治具の測定を行うことが考えられる。

【0064】

50

校正用治具の測定においては、測定対象を測定する位置と、同一の位置で測定を行うことが望ましい。同一の位置で測定することにより、光源からの距離による吸収係数の測定値への影響を排除することができる。

校正用治具の測定位置の精度は、要求される電子密度の精度にもよる。被検体を測定対象とする場合、例えば、20cm程度の被検体の患部に対して±1%（2mm程度）以内とすることが考えられる。

【0065】

本発明の装置及び本発明の測定方法において、操作者の手や装置外の機械等により、校正用治具の測定位置への設置と測定位置からの除去を行う構成も考えられるが、この構成では、校正用治具の測定が煩雑になる。

そこで、校正用治具の測定を容易に行うために、X線CT装置が、校正用治具の測定と被検体等の測定対象の測定とを切り替えるための、切り替え機構を有していることが望ましい。例えば、アームやスライダ等の切り替え機構によって校正用治具を出し入れして、校正用治具の測定と、測定対象の測定とを、切り替えて行うことができるようにする。

切り替え機構は、手でスライダ等を動かして切り替えを行う構成や、ボタンを押すことにより切り替えが行われる構成も考えられるが、より好ましくは、コンピュータプログラム等の制御により、自動的に切り替えを行う構成とする。

例えば、前述した始業時に校正用の治具の測定を行う場合に、電源投入後、自動的に、校正用治具の測定位置への設置と、校正用治具の測定の測定と、校正用治具の収納が、順次行われるように、自動的に制御する構成とすれば良い。

校正用治具と測定対象とを切り替える切り替え機構を有する構成は、測定対象の電子密度及び実効原子番号の算出を行う処理部を備えた本発明のX線CT装置にも、当該処理部を備えていない、その他のX線CT装置（例えば、従来公知のX線CT装置）にも、適用することが可能である。

また、X線CT装置を、校正用治具を取り出すことが可能な構成とすることができ。

【0066】

続いて、本発明の具体的な実施の形態について説明する。

【0067】

本発明のX線CT装置の一実施の形態の概略構成図を、図1に示す。

本実施の形態は、測定対象を被検体としたX線CT装置に適用した場合である。

【0068】

図1に示すX線CT装置1は、X線透過強度測定部10と、電子密度及び実効原子番号校正システム部20の2つの部分から構成されている。X線透過強度測定部10は、本発明の装置の光源部と検出部を含む。電子密度及び実効原子番号校正システム部20は、本発明の装置の処理部を含む。

【0069】

X線透過強度測定部10は、X線光源11、スリット又はコリメータ12、寝台装置14、スリット又はコリメータ15、エネルギー弁別X線強度検出器16、データ収集部17を有する。

X線光源11の下に、スリット又はコリメータ12が配置され、X線光源11から下方にX線が照射される。

測定対象である被検体（患者P）30の下方に、スリット又はコリメータ15を介して、エネルギー弁別X線強度検出器16が配置されている。

データ収集部17は、エネルギー弁別X線強度検出器16に接続され、エネルギー弁別X線強度検出器16で検出したデータを収集する。

図1の下方に示すように、寝台装置14は、XYZ精密自動ステージを有し、さらに図示しない切り替え機構が設けられている。切り替え機構により、図中矢印で示すように、校正用治具13と、被検体（患者P）30とを切り替えて、それぞれの測定を行うことができる。

校正用治具13は、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、標準物質と

10

20

30

40

50

なる単一元素又は化合物により構成された物質であり、異なる２種類以上用意されている。それぞれの校正用治具 13 を、切り替え機構で切り替えて、校正用治具 13 の測定が順次行われる。

【 0 0 7 0 】

電子密度及び実効原子番号校正システム部 20 は、制御部 21、校正部 22、解析部 23 を有している。電子密度及び実効原子番号校正システム部 20 は、パーソナルコンピュータ等で構成され、コンピュータプログラムで動作する構成とする。校正部 22 及び解析部 23 は、本発明の装置の処理部に含まれる。

制御部 21 は、X 線透過強度測定部 10 の、X 線光源 11、スリット又はコリメータ 12、校正用治具 13 と被検体 30 の切り替え機構、データ収集部 17 の制御を行う。

校正部 22 は、X 線透過強度測定部 10 のデータ収集部 17 で収集したデータから、校正係数の算出等を行う。

解析部 23 は、校正部 22 で算出した校正係数を適用して、電子密度及び実効原子番号の解析を行う。

【 0 0 7 1 】

続いて、図 1 の X 線 CT 装置 1 の動作を説明する。

図 1 の X 線 CT 装置 1 における校正係数及び電子密度及び実効原子番号を算出する過程のフローチャートを、図 2 に示す。

【 0 0 7 2 】

図 2 のフローチャートに示すように、ステップ S 1 において、校正部 22 を用いた校正測定を開始する。

次に、ステップ S 2 において、校正用治具 13 を、寝台装置 14 の被検体 30 の該当部（測定位置）に設置する。即ち、切り替え機構の動作により、校正用治具 13 を測定位置に設置する。

【 0 0 7 3 】

次に、ステップ S 3 において、校正用治具 13 の CT 撮影を行う。即ち、X 線光源 11 から X 線を照射して、校正用治具 13 を透過した X 線をエネルギー弁別 X 線検出器 16 で検出し、検出したデータをデータ収集部 17 で収集する。校正用治具 13 の CT 撮影が終了したら、切り替え機構により校正用治具 13 を測定位置から除去して、所定の場所に收容する。

【 0 0 7 4 】

なお、校正用治具 13 は 2 種類以上あるので、それぞれの校正用治具 13 について、校正用治具 13 の測定位置への設置、校正用治具 13 の CT 撮影、撮影した校正用治具 13 の測定位置からの除去を繰り返す。

【 0 0 7 5 】

次に、ステップ S 4 において、吸収係数の取得を行う。即ち、データ収集部 17 で収集した、校正用治具 13 のデータから、校正部 22 において、吸収係数 $\mu(k)$ を取得する。

【 0 0 7 6 】

次に、ステップ S 5 において、校正係数の算出を行う。即ち、校正部 22 において、吸収係数 $\mu(k)$ と、各校正用治具 13 の実効原子番号 Z_{eff} 及び電子密度 ρ_e の値（理論値又は計算値）とから、校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を算出する。

【 0 0 7 7 】

次に、ステップ S 6 において、解析部 23 を用いた被検体 30 の測定を開始する。

そして、ステップ S 7 において、被検体（患者 P）30 を寝台装置 14 に設置する。

【 0 0 7 8 】

次に、ステップ S 8 において、被検体 30 の CT 撮影を行う。即ち、X 線光源 11 から X 線を照射して、被検体 30 を透過した X 線をエネルギー弁別 X 線検出器 16 で検出し、検出したデータをデータ収集部 17 で収集する。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

次に、ステップ S 9 において、吸収係数の取得を行う。即ち、データ収集部 17 で収集した、被検体 30 のデータから、解析部 23 において、被検体 30 の吸収係数 $\mu(k)$ を取得する。

【0080】

次に、ステップ S 10 において、校正係数の適用を行う。即ち、被検体 30 の吸収係数 $\mu(k)$ に、予めステップ S 5 で算出した校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を適用する。

【0081】

次に、ステップ S 11 において、電子密度・実効原子番号の解析を行う。即ち、解析部 22 において、被検体 30 の吸収係数 $\mu(k)$ と校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ とから、被検体 30 の電子密度 ρ_e と実効原子番号 Z_{eff} を解析する。

10

【0082】

その後、ステップ S 12 において、他の被検体 30 を測定するか判断する。

他の被検体 30 を測定する場合には、ステップ S 6 に戻って、他の被検体 30 の測定を行う。

他の被検体 30 を測定しない場合には、測定を終了する。

【0083】

このようにして、校正用治具 13 を用いて算出した校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ によって、被検体 30 の測定値を校正することにより、被検体 30 の電子密度及び実効原子番号を高い精度で算出することができる。

【0084】

20

上述の本実施の形態によれば、校正用治具 13 の測定により取得された吸収係数から校正係数を算出し、被検体 30 の測定により取得された吸収係数に、校正係数を適用することにより、被検体 30 の実効原子番号及び電子密度を算出している。そのため、実測値に含まれるバックグラウンド、多重散乱等複数の誤差要因を同時に消去することができ、被検体 30 の実効原子番号 Z_{eff} と電子密度 ρ_e を、高い精度で算出することが可能になる。

これにより、高い精度の人体の電子密度マップを得ることができることから、治療計画時に、より高精度な飛程計算を推定することが可能となる。

従って、X線治療や重粒子線治療の際の照射精度の向上を図ることができる。

【0085】

30

また、予め校正用治具 13 の測定データから算出した校正係数を用いて、被検体 30 の電子密度の算出を行うので、逐次近似を行っていた場合等の従来の手法と比較して、電子密度の算出の際の計算量を大幅に少なくすることができる。これにより、短い時間で電子密度の算出を行うことが可能になり、また大型のコンピュータを使用する必要がなくなり、パーソナルコンピュータ等でも算出を行うことが可能になる。

【0086】

本発明の X 線 CT 装置の他の実施の形態の概略構成図を、図 3 に示す。

本実施の形態は、測定対象を被検体以外の物体とした X 線 CT 装置に適用した場合である。

【0087】

40

図 3 に示す X 線 CT 装置 40 は、X 線透過強度測定部 50 と、電子密度及び実効原子番号校正システム部 60 の 2 つの部分から構成されている。X 線透過強度測定部 50 は、本発明の装置の光源部と検出部を含む。電子密度及び実効原子番号校正システム部 60 は、本発明の装置の処理部を含む。

【0088】

X 線透過強度測定部 50 は、X 線光源 51、XYZ 精密自動ステージ 52、スリット又はコリメータ 53、XYZ 精密自動ステージ 56、スリット又はコリメータ 57、エネルギー弁別 X 線強度検出器 58、XYZ 精密自動ステージ 59 を有する。

X 線光源 51 の前方に、スリット又はコリメータ 53 が配置され、X 線光源 51 から前方に X 線が照射される。X 線光源 51 は、XYZ 精密自動ステージ 52 により、位置を変

50

更することが可能になっている。

X Y Z 精密自動ステージ 5 6 には、図示しない切り替え機構が設けられている。切り替え機構により、図中矢印で示すように、校正用治具 5 4 と測定対象（物体）5 5 とを切り替えて、それぞれの測定を行うことができる。また、X Y Z 精密自動ステージ 5 6 は、その上に設置された、校正用治具 5 4 又は測定対象 5 5 の位置や向きを変更することが可能になっている。

校正用治具 5 4 又は測定対象 5 5 の前方に、スリット又はコリメータ 5 7 を介して、エネルギー弁別 X 線強度検出器 5 8 が配置されている。エネルギー弁別 X 線検出器 5 8 は、X Y Z 精密自動ステージ 5 9 により、位置を変更することが可能になっている。

校正用治具 5 4 は、均質であり実効原子番号と電子密度が計算可能である、標準物質となる単一元素又は化合物により構成された物質であり、異なる 2 種類以上用意されている。それぞれの校正用治具 5 4 を、切り替え機構で切り替えて、校正用治具 5 4 の測定が順次行われる。

【0089】

電子密度及び実効原子番号校正システム部 6 0 は、制御部 6 1、校正部 6 2、解析部 6 3 を有している。電子密度及び実効原子番号校正システム部 6 0 は、パーソナルコンピュータ等で構成され、コンピュータプログラムで動作する構成とする。校正部 6 2 及び解析部 6 3 は、本発明の装置の処理部に含まれる。

制御部 6 1、校正部 6 2、解析部 6 3 の機能や動作は、図 1 の X 線 CT 装置 1 の電子密度及び実効原子番号校正システム部 2 0 の制御部 2 1、校正部 2 2、解析部 2 3 とほぼ同様である。

制御部 6 1 は、X 線透過強度測定部 5 0 の、X 線光源 5 1、X Y Z 精密自動ステージ 5 2、X Y Z 精密自動ステージ 5 6、エネルギー弁別 X 線強度検出器 5 8、X Y Z 精密自動ステージ 5 9 の各部や、校正用治具 5 4 と測定対象 5 5 を切り替える切り替え機構に対して、制御を行う。

校正部 6 2 は、X 線透過強度測定部 5 0 で収集したデータから、校正係数の算出等を行う。

解析部 6 3 は、校正部 6 2 で算出した校正係数を適用して、電子密度及び実効原子番号の解析を行う。

【0090】

そして、この X 線 CT 装置 4 0 では、先の実施の形態の X 線 CT 装置 1 の図 2 に示したフローチャートと同様の手順により、校正用治具 5 4 の測定、校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ の算出、測定対象 5 5 の測定、測定対象 5 5 の電子密度 ρ_e 及び実効原子番号 Z_{ef} の解析、の各過程を行う。

校正用治具 5 4 を用いて算出した校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ によって、測定対象 5 5 の測定値を校正することにより、測定対象 5 5 の電子密度及び実効原子番号を高い精度で算出することができる。

【0091】

上述の本実施の形態によれば、校正用治具 5 4 の測定により取得された吸収係数から校正係数を算出し、測定対象 5 5 の測定により取得された吸収係数に、校正係数を適用することにより、測定対象の実効現地番号及び電子密度を算出している。そのため、実測値に含まれるバックグラウンド、多重散乱等複数の誤差要因を同時に消去することができ、測定対象 5 5 の実効原子番号 Z_{ef} と電子密度 ρ_e を、高い精度で算出することが可能になる。

これにより、非破壊で、測定対象 5 5 の内部に存在する、物質（例えば、危険物、腐食物）や欠陥等を、位置精度良く検出することが可能になる。

【0092】

また、予め校正用治具 5 4 の測定データから算出した校正係数を用いて、測定対象 5 5 の電子密度の算出を行うので、逐次近似を行っていた場合等の従来手法と比較して、電子密度の算出の際の計算量を大幅に少なくすることができる。これにより、短い時間で電

10

20

30

40

50

子密度の算出を行うことが可能になり、また大型のコンピュータを使用する必要がなくなり、パーソナルコンピュータ等でも算出を行うことが可能になる。

【0093】

上述の各実施の形態のX線CT装置1, 40は、いずれも、従来のフォトンカウンティングCT装置と同様に、連続X線を照射するX線光源とエネルギー弁別検出器を有する構成であった。即ち、光源部と検出部の組合せが、前述した(C)の構成であった。

本発明の装置及び方法は、(C)の構成に限定されるものではなく、前述した(A)の構成や(B)の構成にも、適用することができる。

【0094】

本発明を(A)の構成に適用する場合には、例えば、校正用治具の測定及び測定対象の測定の際に、各X線光源からのエネルギー(もしくはエネルギー領域)が異なるX線の照射を、順次或いは同時に行う。これにより、校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ と測定対象の電子密度を算出するために必要なデータが得られる。

【0095】

本発明を(B)の構成に適用する場合には、例えば、校正用治具の測定及び測定対象の測定の際に、X線の照射、照射するX線のエネルギー(もしくはエネルギー領域)の変更、X線の照射、を繰り返して、複数のエネルギー(もしくはエネルギー領域)のX線による測定を行う。これにより、校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ と測定対象の電子密度を算出するために必要なデータが得られる。

【実施例】

【0096】

実際に、校正用治具を用いて校正係数を算出し、校正係数を適用して測定対象の解析を行った。

【0097】

校正用治具として、炭素C、マグネシウムMg、アルミニウムAlの3種類を用意した。

具体的には、それぞれの元素単体から成る、直径5mmの円柱形の校正用治具を用意した。

また、この実施例では、3種類の校正用治具そのものを測定対象とした。

【0098】

実施例の測定に用いたX線CT装置の概略構成図を、図4に示す。

図4に示すX線CT装置70は、定盤71上に、X線光源72、XYZ精密自動ステージ73、スリット74、XYZ精密自動ステージ76、エネルギー弁別X線強度検出器77、XYZ精密自動ステージ78を有する。また、定盤71の外に、CT撮影用制御PC(パーソナルコンピュータ)79が設けられている。

【0099】

X線光源72の前方にスリット74が配置され、X線光源72から前方にX線が照射される。X線光源72は、XYZ精密自動ステージ73上に配置され、XYZ精密自動ステージ73により、位置を変更することが可能になっている。

XYZ精密自動ステージ76に、校正用治具と測定対象を兼ねる、試料75が配置されている。XYZ精密自動ステージ76は、その上に配置された試料75の位置や向きを変更することが可能になっている。

試料75の前方の、XYZ精密自動ステージ78上に、エネルギー弁別X線強度検出器77が配置されている。エネルギー弁別X線検出器77は、XYZ精密自動ステージ78により、位置を変更することが可能になっている。

そして、X線光源72として、WアノードのX線光源を使用した。また、エネルギー弁別X線強度検出器77として、フォトンカウンティングライン検出器を用いた。

定盤71は、縦1m×横2mの広さである。

【0100】

CT撮影用制御PC79は、図4では詳細な図示を省略しているが、X線光源72及び

10

20

30

40

50

X Y Z精密自動ステージ73、試料75用のX Y Z 精密自動ステージ76、エネルギー弁別X線強度検出器77及びX Y Z精密自動ステージ78とそれぞれ接続されている。

【0101】

まず、炭素C、マグネシウムMg、アルミニウムAlの各校正用治具を試料75として、それぞれCT撮影を行った。

X線光源72から、広い範囲のエネルギー領域に連続するスペクトルのX線を発生させて、試料75に照射した。

そして、試料75を透過したX線を、エネルギー弁別X線検出器77において、50～60KeV、60～70keV、70～80keV、80～90keVの各エネルギー領域に弁別して検出した。そして、検出した各エネルギー領域の測定値から、それぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ を算出した。

10

【0102】

算出した吸収係数 $\mu(k)$ と、各校正用治具(C, Mg, Al)の原子番号Z及び電子密度 ρ_e の理論値から、 μ/ρ_e と Z^4 を算出して、各エネルギー領域において、それぞれ3つの校正用治具の μ/ρ_e と Z^4 の値をプロットして、3点の近似直線を求めた。

それぞれのエネルギー領域の結果を、図5A～図5Dに示す。エネルギー領域50～60keVの結果を図5Aに示し、エネルギー領域60～70keVの結果を図5Bに示し、エネルギー領域70～80keVの結果を図5Cに示し、エネルギー領域80～90keVの結果を図5Dに示す。

20

【0103】

図5A～図5Dより、いずれのエネルギー領域においても、3点がほぼ直線に並び、近似直線が精度良く得られている。近似直線を、 $\mu/\rho_e = F(k) \times Z^4 + G(k)$ として、近似直線の傾きと切片から、各エネルギー領域kの校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ を求めた。

図5Aに示すエネルギー領域50～60keVでは、 $F(k) = 2.0976 \times 10^{-29}$ 、 $G(k) = 6.0186 \times 10^{-25}$ となった。

図5Bに示すエネルギー領域60～70keVでは、 $F(k) = 1.3244 \times 10^{-29}$ 、 $G(k) = 5.943 \times 10^{-25}$ となった。

図5Cに示すエネルギー領域70～80keVでは、 $F(k) = 9.5685 \times 10^{-30}$ 、 $G(k) = 5.587 \times 10^{-25}$ となった。

30

図5Dに示すエネルギー領域80～90keVでは、 $F(k) = 6.5554 \times 10^{-30}$ 、 $G(k) = 5.4434 \times 10^{-25}$ となった。

【0104】

次に、測定対象として、各校正用治具(C, Mg, Al)を試料75に用いて、再度CT撮影を行った。

X線光源72から、広い範囲のエネルギー領域に連続するスペクトルのX線を発生させて、試料75に照射した。

そして、試料75を透過したX線を、エネルギー弁別X線検出器77において、50～60KeV、60～70keV、70～80keV、80～90keVの各エネルギー領域に弁別して検出した。そして、検出した各エネルギー領域の測定値から、それぞれのエネルギー領域kにおける吸収係数 $\mu(k)$ を算出した。

40

【0105】

算出した吸収係数 $\mu(k)$ と、先に求めた、各エネルギー領域kの校正係数 $F(k)$ 、 $G(k)$ から、 $\mu(k)/G(k)$ 及び $F(k)/G(k)$ を算出して、3つの試料75の各試料において、それぞれ4つのエネルギー領域の $\mu(k)/G(k)$ 及び $F(k)/G(k)$ をプロットして、4点の近似直線を求めた。

それぞれの試料の結果を、図6A～図6Cに示す。炭素Cの結果を図6Aに示し、マグネシウムMgの結果を図6Bに示し、アルミニウムAlの結果を図6Cに示す。

【0106】

図6A～図6Dより、いずれの試料においても、4点がほぼ直線に並び、近似直線が精

50

度良く得られている。近似直線を、 $\mu(k) / G(k) = \rho_e Z^4 \{ F(k) / G(k) \} + \rho_e$ として、近似直線の傾きと切片から、各試料の $\rho_e Z^4$ と ρ_e を求めた。

図6Aに示す炭素Cの試料では、 $\rho_e Z^4 = 5.7328 \times 10^{26}$ 、 $\rho_e = 5.6629 \times 10^{23}$ となった。

図6Bに示すマグネシウムMgの試料では、 $\rho_e Z^4 = 1.1265 \times 10^{28}$ 、 $\rho_e = 5.2196 \times 10^{23}$ となった。

図6Cに示すアルミニウムAlの試料では、 $\rho_e Z^4 = 2.1417 \times 10^{28}$ 、 $\rho_e = 7.6542 \times 10^{23}$ となった。

【0107】

そして、求めた $\rho_e Z^4$ と ρ_e とから、実効原子番号 Z_{eff} を算出した。また、各元素の電子密度 ρ_e 及び実効原子番号 Z_{eff} の理論値と、算出した電子密度及び実効原子番号の解析結果とから、誤差の割合を求めた。各試料の結果をまとめて表1に示す。

なお、表1において、理論値が小数点以下3桁であるため、先に示した解析結果の値も小数点以下第4桁を四捨五入して桁を合わせている。そして、誤差の割合は、有効数字2桁としている。

【0108】

【表1】

	Carbon	Magnesium	Aluminium
電子密度 ρ_e (理論値)	5.674E+23	5.185E+23	7.690E+23
電子密度 ρ_e (解析結果)	5.663E+23	5.220E+23	7.654E+23
電子密度 ρ_e (誤差)	-0.19%	+0.68%	-0.47%
実効原子番号 Z_{eff} (理論値)	6.000	12.000	13.000
実効原子番号 Z_{eff} (解析結果)	5.641	12.121	12.934
実効原子番号 Z_{eff} (誤差)	-6.0%	+1.0%	-0.51%

【0109】

表1より、相対誤差は、電子密度 $\rho_e < 0.7\%$ 、実効原子番号 $Z_{eff} < 6.0\%$ であり、それぞれ精度良く算出できていることがわかる。

【0110】

なお、上述の実施例では、単一元素からなる校正用治具をそのまま測定対象として用いたが、これらの元素の2種類以上を有する化合物又は合金や、これらの元素のいずれかを含む物体を測定対象としても、同様に電子密度及び実効原子番号を精度良く算出することができる。

また、上述の実施例では、単一元素からなる校正用治具を使用した。均質で実効原子番号及び電子密度の計算が可能な化合物により構成された物質を校正用治具に使用しても、同様に測定対象の電子密度及び実効原子番号を精度良く算出することができる。

【0111】

本発明は、上述した実施の形態や実施例の構成に限定されるものではなく、本発明の範囲内であれば、その他の様々な構成を採用することが可能である。

【符号の説明】

【0112】

10

20

30

40

50

1, 40, 70 X線CT装置、10, 50 X線透過強度測定部、11, 51, 72 X線光源、12, 15, 53, 57 スリット又はコリメータ、13, 54 校正用治具、14 寝台装置、16, 58, 77 エネルギー弁別X線強度検出器、17 データ収集部、20, 60 電子密度及び実効原子番号校正システム部、21, 61 制御部、22, 62 校正部、23, 63 解析部、30 被検体、52, 59, 73, 78 XYZ精密自動ステージ、55 測定対象、56, 76 XYZ精密自動ステージ、71 定盤、74 スリット、75 試料、79 CT撮影用制御PC

【図1】

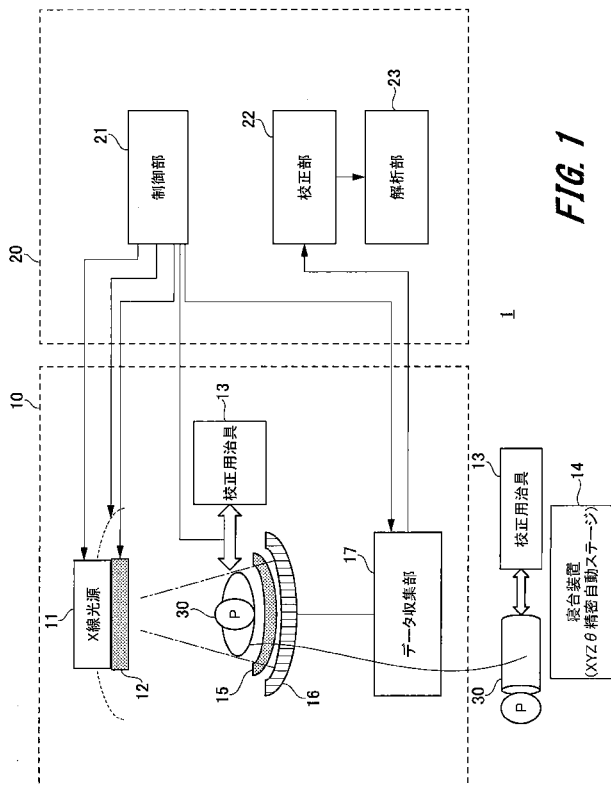


FIG. 1

【図2】

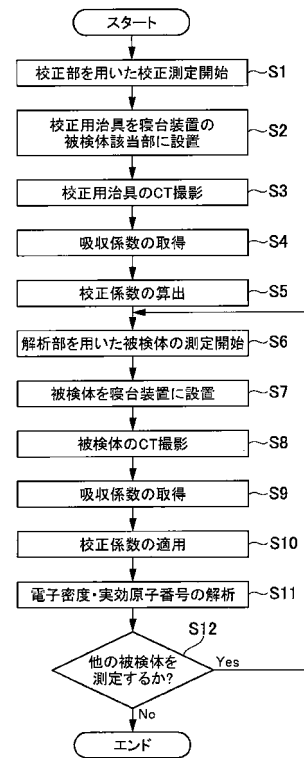


FIG. 2

【 図 3 】

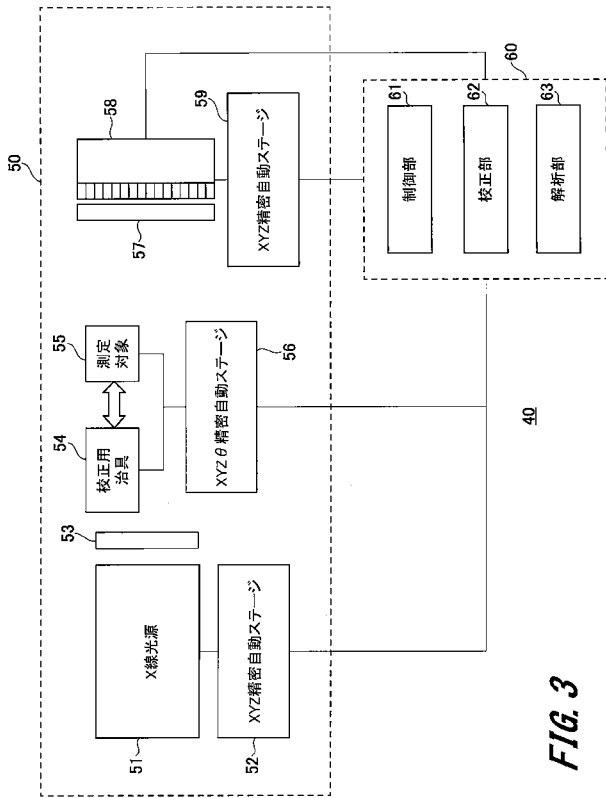


FIG. 3

【 図 4 】

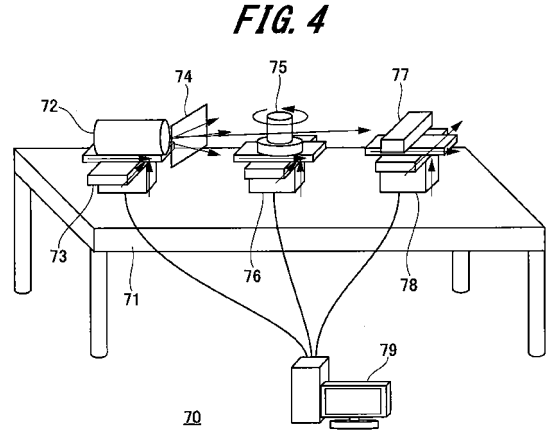


FIG. 4

【 図 5 】

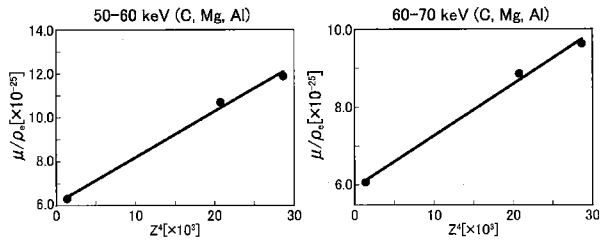


FIG. 5A

FIG. 5B

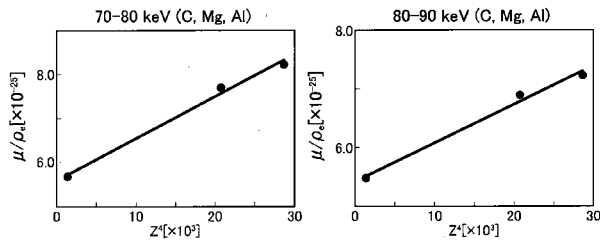


FIG. 5C

FIG. 5D

【 図 6 】

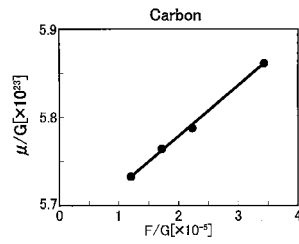


FIG. 6A

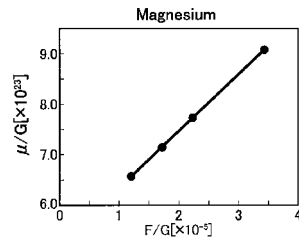


FIG. 6B

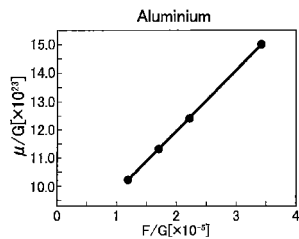


FIG. 6C

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/035026
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B6/03 (2006.01) i, G01N23/04 (2006.01) i, G01N23/087 (2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61B6/00-6/14, G01N23/00-23/227 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2017 Registered utility model specifications of Japan 1996-2017 Published registered utility model applications of Japan 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2011-217805 A (SUMITOMO HEAVY INDUSTRIES) 04 November 2011, paragraphs [0005], [0031]-[0034], [0044]-[0067], [0106], fig. 1, 2, 4 (Family: none)	1, 4-7, 9 8, 10
Y	JP 2016-7546 A (TSINGHUA UNIVERSITY) 18 January 2016, paragraphs [0002], [0044] & US 2015/0379745 A1, paragraphs [0002], [0081] & WO 2015/196852 A1 & EP 2959836 A1 & CN 104091329 A RU 2602750 C	8, 10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 06 December 2017		Date of mailing of the international search report 19 December 2017
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/035026

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2004-347328 A (HITACHI, LTD.) 09 December 2004, paragraphs [0041]-[0043] (Family: none)	8, 10
A	JP 2009-42134 A (IHI CORPORATION) 26 February 2009, (Family: none)	1-10
A	JP 2005-501684 A (SIEMENS AG) 20 January 2005 & US 2004/0223585 A1 & WO 2003/024331 A2 & DE 10143131 A & CN 1551745 A	1-10
A	US 2015/0030225 A1 (TSINGHUA UNIVERSITY) 29 January 2015 & WO 2015/010632 A1 & EP 2843623 A2 & CN 104346820 A & HK 1204124 A	1-10
A	大野由美子、外 6 名、"2 色 X 線 CT を用いた物質同定への基礎実験", 第 9 回応用加速器・関連技術研究シンポジウム論文集, 21 June 2007, pp. 53, 54 (OHNO, Yumiko and 6 other, Feasibility study for material identification using dual-energy x-ray CT), non-official translation (The 9th Applied Accelerator, Proceedings of the Related Technology Research Symposium)	1-10
A	中島拓也、外, 原子番号認識型 X 線 CT, 画像センシングシンポジウム講演論文集, 06 June 2007, P. IN4-19 (NAKASHIMA, Takuya et al.), non-official translation (Atomic number distinguished-type X-ray CT, Presentation Proceedings of Image Sensing Symposium)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 5 0 2 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i, G01N23/04(2006.01)i, G01N23/087(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B6/00-6/14, G01N23/00-23/227											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X Y	JP 2011-217805 A (住友重機械工業株式会社) 2011. 11. 04, 段落[0005], [0031]-[0034], [0044]-[0067], [0106], 図 1-2, 図 4 (ファミリーなし)	1, 4-7, 9 8, 10									
Y	JP 2016-7546 A (清華大學) 2016. 01. 18, 段落[0002], [0044] & US 2015/0379745 A1, 段落[0002], [0081] & WO 2015/196852 A1 & EP 2959836 A1 & CN 104091329 A	8, 10									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 06. 12. 2017		国際調査報告の発送日 19. 12. 2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 越柴 洋哉	2W 4462								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3258								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 5 0 2 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
	& RU 2602750 C	
Y	JP 2004-347328 A (株式会社日立製作所) 2004.12.09, 段落[0041]-[0043] (ファミリーなし)	8, 10
A	JP 2009-42134 A (株式会社 I H I) 2009.02.26, (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2005-501684 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2005.01.20, & US 2004/0223585 A1 & WO 2003/024331 A2 & DE 10143131 A & CN 1551745 A	1-10
A	US 2015/0030225 A1 (TSINGHUA UNIVERSITY) 2015.01.29, & WO 2015/010632 A1 & EP 2843623 A2 & CN 104346820 A & HK 1204124 A	1-10
A	大野由美子、外6名, ” 2色X線CTを用いた物質同定への基礎実 験”, 第9回応用加速器・関連技術研究シンポジウム論文集, 2007.06.21, p. 53-54	1-10
A	中島拓也, 外, 原子番号認識型X線CT, 画像センシングシンポジ ウム講演論文集, 2007.06.06, P. 1N4-19	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 金井 達明

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 長尾 明恵

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 イ ソン ヒョン

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

Fターム(参考) 2G001 AA01 BA11 CA01 FA18 KA01 LA01

4C093 AA22 CA50 EA07 EA12 EB22 FA15 FA59 GA02

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。