

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-363109

(P2004-363109A)

(43) 公開日 平成16年12月24日(2004.12.24)

(51) Int. Cl.⁷

HO1J 35/06
A61B 6/03
GO1T 1/20
GO1T 1/24
G21K 3/00

F I

HO1J 35/06 L
HO1J 35/06 H
A61B 6/03 320B
A61B 6/03 320M
A61B 6/03 320P

テーマコード(参考)

2G088
4C093

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-167147 (P2004-167147)
(22) 出願日 平成16年6月4日(2004.6.4)
(31) 優先権主張番号 10/250,132
(32) 優先日 平成15年6月5日(2003.6.5)
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100093908
弁理士 松本 研一

(74) 代理人 100105588
弁理士 小倉 博

(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

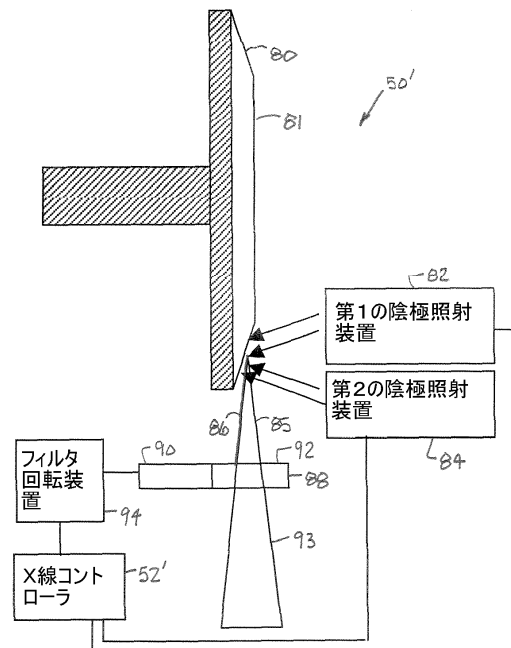
(54) 【発明の名称】 複数ピークのX線源を具備するCTイメージングシステム

(57) 【要約】

【課題】 マルチスライスコンピュータ断層撮影(CT)に際しエネルギー識別を行う。

【解決手段】 イメージングシステム(10)内でエネルギー識別を行うためのX線源(32)は、電子を照射する陰極照射装置(82)と、電子が入射すると複数のX線量エネルギーピーク(116及び120)を有するX線ビーム(93)を生成するターゲット(80)を有する陽極(81)とを含む。イメージングシステム(10)内でエネルギー識別を行う方法は、電子の照射を含む。X線量エネルギーピーク(116及び120)を有するX線ビーム(93)が生成される。X線ビーム(93)は被検体(44)を通して配向され受信される。複数のエネルギー識別特性を有するX線イメージは、X線ビーム(93)に反応して生成される。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の電子を照射する少なくとも 1 つの陰極照射装置と、
 少なくとも 1 つのターゲット (8 0) を有し、該ターゲット上に前記複数の電子が入射すると複数の X 線量エネルギーピークのある少なくとも 1 つの X 線ビームを生成する、少なくとも 1 つの陽極 (8 1) と、
 を含むイメージングシステム内でエネルギー識別を行う X 線源。

【請求項 2】

前記少なくとも 1 つの陰極が、
 第 1 の複数の電子を照射する第 1 の陰極照射装置 (8 2) と、
 第 2 の複数の電子を照射する第 2 の陰極照射装置 (8 4) と、
 を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の線源。 10

【請求項 3】

前記第 1 の陰極照射装置 (8 2) が第 1 の k V p (管電圧最高値) で前記第 1 の複数の電子を照射し、前記第 2 の陰極照射装置 (8 4) が第 2 の k V p で第 2 の複数の電子を照射することを特徴とする請求項 2 に記載の線源。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの陽極が、
 第 1 の複数の電子を受信する第 1 のターゲット (1 0 2) と、
 第 2 の複数の電子を受信する第 2 のターゲット (1 0 4) と、
 を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の線源。 20

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの X 線ビームの少なくとも一部を吸収する、少なくとも 1 つのフィルタを更に含む請求項 1 に記載の線源。

【請求項 6】

複数の電子を照射する少なくとも 1 つの陰極照射装置と、少なくとも 1 つのターゲット (8 0) を有し、該ターゲット上に前記複数の電子が入射すると複数の X 線量エネルギーピークのある少なくとも 1 つの X 線ビームを生成する、少なくとも 1 つの陽極とを含む X 線源 (3 2) と、
 前記少なくとも 1 つの X 線ビームを受信し、物質エネルギー識別情報を有する X 線信号を生成するエネルギー識別検出器 (4 0) と、
 を含むイメージングシステム。 30

【請求項 7】

前記 X 線源 (3 2) が、前記少なくとも 1 つの X 線ビームの少なくとも一部を吸収する少なくとも 1 つのフィルタを含むことを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つのフィルタに結合されたフィルタ回転装置 (9 4) と、
 前記フィルタ回転装置に電氣的に結合され、該少なくとも 1 つのフィルタを回転させるコントローラ (5 2) と、
 を更に含む請求項 7 に記載のシステム。 40

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの X 線ビームの複数の X 線量エネルギーレベルを測定する X 線検出器を更に含む請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 10】

イメージングシステムにおけるエネルギー識別を実行する方法であって、
 複数の電子を照射する段階と、
 複数の X 線量エネルギーピークを有する少なくとも 1 つの X 線ビームを生成する段階と、
 前記少なくとも 1 つの X 線ビームを被検体の少なくとも一部を通して配向する段階と、
 前記少なくとも 1 つの X 線ビームを受信する段階と、 50

前記少なくとも1つのX線ビームにตอบสนองして複数のエネルギー識別特性を有するX線画像を生成する段階と、

前記エネルギー識別特性にตอบสนองして前記被検体の前記少なくとも一部の物質及び物質密度を識別する段階と、
を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に、マルチスライスコンピュータ断層撮影(CT)イメージングシステムに関し、より詳細には、エネルギー識別を行うシステム及び方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影(CT)イメージングにおいて、患者の一部がスキャンされ、その中に含まれる物質の密度が種々の診断及び評価目的のために判定される。CTイメージングシステムのスキャン性能を高める努力が継続的になされている。特に、CTイメージングにおいて、スキャンされる物質の密度を判定できるだけでなく、同様の密度を有する物質又は合成物質を区別できることが望ましい。

【0003】

例えばある検査手順において、血液の視認性を高め、血管又は器官内で他の組織又は望ましくない沈着物から血液を良好に識別するために、患者の血流にヨウ化物を注入することができる。主に水分から構成されるヨウ化物と水又は血液の合成物、及びカルシウム沈着と軟組織の合成物は、同様の物質密度を示し、結果として各合成間の空間分解能が不十分でコントラスト解像度が低くなり、医療従事者が観察する場合、事実上これに対応した同様の輝度レベルとなる。血管壁の内層にカルシウムが沈着することは望ましくない。従って医療従事者は、上述の合成物の再構成CTイメージについての輝度レベル識別が困難であることに起因して、患者の血管にカルシウム沈着が存在するかどうか判定することができない可能性がある。

20

【0004】

次に、図1を参照すると、従来のCT管組立体10の断面図が示される。CTイメージングシステムは、360度画像を生成するために種々の速度で回転するガントリを含む。ガントリは、単一の陰極14と陽極16との間の真空間隙12にX線を発生するCT管組立体10を含む。X線を発生するために、真空間隙12の両端に高電位が生成され、電子ビームの形態で電子が陰極14から陽極16の単一ターゲット18に照射可能となる。電子の放出において、陰極14内に含まれるフィラメントが加熱され、そこに電流を通すことにより白熱化される。高電圧電位により電子が加速されて、ターゲット18へ入射し、これにより電子は急激に減速されて、X線を放射してCT管ウィンドウ20を透過するX線ビームを形成する。

30

【0005】

CT管ウィンドウ20を透過した後、X線ビームは単一のフィルタ22を介してフィルタ処理される。フィルタ22は、所定レベルより低いエネルギーレベルを有する低エネルギーX線数を低減し、従って患者に対するX線曝露が低減される。X線数と対応するエネルギーレベルの患者透過前エネルギースペクトルグラフの実施例を図2に示す。フィルタ後のスペクトル曲線24は、フィルタ前のスペクトル曲線26にほぼ重なる。スペクトル曲線24のピークは1つであり、40KeVより低いエネルギーレベルに対応するX線数は、フィルタ22によって吸収されるため顕著に減少している点に留意されたい。

40

【0006】

フィルタ後のX線は患者の一部を透過し、X線検出器アレイにより検出される。X線が患者を透過すると、検出器アレイに入射する前に減弱する。X線減弱測定値は、そこでの減弱に応じて変化するエネルギーレベルを有する、受信したX線が生成する電気信号応答に対応してX線検出器により生成される。X線画像は減弱測定値にตอบสนองして再構成される

50

。

【0007】

X線検出器アレイは、1つのピークのエネルギースペクトルにตอบสนองしてX線信号を生成する。検出器で受信されたX線数は、検出器の平均領域及び観察時間間隔全体にわたり積算されて積算信号を生成する。積算信号は、患者のスキャン対象物質の密度に直接関係する。当該技術分野で公知のように、結果として得られたエネルギースペクトル、及び固有の積算特性から同様の物質密度を識別することは困難である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従って、CTスキニングの有用性及び性能を向上させるために、異なるスキャン対象物質と異なるスキャン対象合成物質を識別するエネルギー識別のCTシステムを提供することが望まれる。また、CTシステムが、精密で明瞭な、且つ患者へのX線曝露が増加することがない、エネルギー識別が可能であることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明はイメージングシステム内でエネルギー識別を行うシステム及び方法を提供する。イメージングシステム内でエネルギー識別を行うX線源が提供され、これは、電子を照射する陰極照射装置と、電子が入射すると複数のX線量エネルギーピークを有するX線ビームを生成するターゲットを有する陽極とを含む。

【0010】

また、イメージングシステム内でエネルギー識別を実行する方法が提供され、これは電子の照射を含む。X線量エネルギーピークを有するX線ビームが生成される。X線ビームは被検体を通して配向され、受信される。複数のエネルギー識別特性を有するX線画像が、X線ビームにตอบสนองして生成される。

【0011】

本発明の幾つかの利点の1つは、エネルギー識別が可能なシステムを提供することであり、これにより医療従事者は同様の密度を有する物質と合成物質を識別できる。その際、本発明により、改善された診断、検査、試験、評価目的の情報生成を増大させることができる。

【0012】

本発明の別の利点は、異なる物質間での空間分解能及び低コントラスト解像度の改善を可能にすることであり、これによりスキャン対象物質の識別が更に容易になる。

【0013】

更に、本発明はエネルギー識別を提供すると共に、患者に対するX線曝露を最小限に抑える。

【0014】

本発明自体は、付随する利点とともに、添付の図面と関連付けながら取り上げた以下の詳細な説明を参照することにより最もよく理解されるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

本発明をより完全に理解するためには、添付図により詳細に示され、本発明の実施例によって以下に説明される実施形態を参照する必要がある。

【0016】

以下の図の各々において、同じ参照符号は同じ構成要素を表すのに用いられる。本発明をコンピュータ断層撮影（CT）イメージングシステム内でエネルギー識別を行うシステム及び方法に関して説明するが、以下の装置及び方法は様々な目的に適合させることが可能であり、次の用途、すなわち、MRIシステム、CTシステム、放射線治療システム、X線イメージングシステム、超音波システム、放射性イメージングシステム、磁気共鳴分光システム、及び当該技術分野で公知の他の用途に限定されるものではない。

10

20

30

40

50

【0017】

以下の説明では、ある1つの構成された実施形態に関する様々な動作パラメータ及び構成要素が説明される。これらの特定のパラメータ及び構成要素は例証として含まれ、限定を意味するものではない。

【0018】

同様に、以下の説明において、用語「X線量エネルギーピーク」は、エネルギースペクトルグラフ及びこの中に含まれるピークの一般的な形を表す。エネルギースペクトルグラフは、X線エネルギーレベル及び各エネルギーレベルに対応するX線数のグラフである。X線量エネルギーピークは、エネルギーグラフ内で発生又は存在しうる散発性のスパイク、或いは少数又は有意でないデータを意味するものではない。更に詳細な説明に関しては、下記の図8の説明を参照されたい。

10

【0019】

図3を参照すると、本発明の実施形態によるX線源32を含むCTイメージングシステム30の斜視図が示される。イメージングシステム30は、X線源32及びエネルギー識別検出器40を含む回転内側部分36を有するガントリ34を含む。X線源32は、複数のX線量エネルギーピークを有するX線ビームを検出器40に向かって投射する。線源32及び検出器40は、動作可能な並進テーブル42の周囲を回転する。テーブル42は、線源32と検出器40の間のZ軸に沿って並進し、ヘリカルスキャンを行う。医療患者44を透過した後のビームは、患者ボア46内で、検出器40で検出され、CTイメージを生成するのに用いられる投影データを生成する。

20

【0020】

次いで、図4を参照すると、本発明の実施形態によるエネルギー識別システム50を使用するイメージングシステム30の拡大断面ブロック図が示されている。エネルギー識別システム50は、線源32、検出器40、及びX線コントローラ52を含む。

【0021】

一般に、動作中、線源32及び検出器40は中心軸53の周りを回転する。ビーム54は、複数の検出器素子56によって受信される。各検出器素子56は、入射X線ビーム54の強度に対応する電気信号を生成する。ビーム54は、患者44を透過すると減弱する。内側部分36の回転及び線源32の動作は、制御機構58によって制御される。制御機構58は、電力及びタイミング信号を線源32に供給するX線コントローラ52と、内側部分36の回転速度及び位置を制御するガントリモータコントローラ60とを含む。データ収集システム(DAS)62が、検出器素子56からのアナログデータをサンプリングし、後続の処理のためにアナログデータをデジタル信号に変換する。画像再構成装置64は、サンプリングされてデジタル化されたX線データをDAS62から受けとり、高速の画像再構成を行う。主コントローラ66は、CTイメージを大容量記憶装置68に格納する。

30

【0022】

X線源32及び検出器40は患者44などの撮像対象の被検体の周囲を回転し、その結果、被検体を交差するビーム角度が常に変化するようになる。あるガントリ角度での検出器40からの一群のX線減弱測定値、すなわち投影データは、「ビュー」と呼ばれる。被検体の「スキャン」は、X線源32及び検出器40の1回転の間に様々なガントリ角度で取得されるビューの集合を含む。アキシアルスキャンにおいて、投影データは処理され、被検体を透過して撮像された2次元スライスに対応するイメージを構成するようにする。

40

【0023】

投影データの集合、すなわち一群の減弱測定値を表す投影データから画像を再構成する1つの方法は、「フィルタ補正逆投影法」と呼ばれる。このプロセスは、スキャンからの減弱測定値を、「CT値」又は「ハウンスフィールド単位」(HU)と呼ばれる、-1024~+3072の範囲の離散的整数に変換する。これらのHUを用いて、減弱測定値に応答する態様で陰極線管又はコンピュータスクリーン表示上の対応するピクセルの輝度を制御する。例えば、空気の減弱測定値を-1000HUの整数値(暗いピクセルに相当す

50

る)に変換することができ、極めて稠密な骨物質の減弱測定値を+3000の整数値(明るいピクセルに相当)に変換することができる一方、水の減弱測定値を0HUの整数値(中間ピクセルに相当)に変換することができる。この整数変換、すなわち「スコアリング」により、医師又は技師がコンピュータ表示の輝度に基づき物質の密度を判断し、従って関心領域を位置付けて識別することが可能となる。

【0024】

本発明の1つの実施形態において、図示されるように検出器40は第1の検出器アレイ70と第2の検出器アレイ72とを含む。第1のアレイ70は、CTスライスの解剖学的詳細を生成するために従来の情報を収集することが可能であるように、シンチレータ検出器/フォトセンサ検出器とすることができる。第2のアレイ72は、テルル化カドミウム垂鉛検出器などの直接変換(DC)検出器とすることができ、X線カウントモード及びエネルギー識別モードで減弱X線をカウントし、且つ減弱X線エネルギーを測定するように構成される。

10

【0025】

減弱X線の数及びエネルギーは、物質の特性を識別するためのエネルギー識別を行う際に用いられる。ヨウ素、血液、カルシウム、又は当該技術分野で既知の他の物質の識別など、様々な組織物質の元素組成及び/又は密度を求めることができる。アレイ70及び72から得られた情報を重ね合わせて、解剖学的詳細及び/又は組織識別(物質の種類及び密度)の情報が完全に同一で重なり合った単一のイメージを生成することができる。

【0026】

第2のアレイ72は、シングルスライス設計及び/又はマルチスライス設計とすることができる。マルチスライス設計は、広範な異なる組織物質の情報を提供することができる一方、マルチスライス設計は個別の基準に対する統計値を改善するために複数のスライス全体を統合することができる。第2のアレイ72がX線カウント及びエネルギー識別モードで用いられると、エネルギー識別には低いX線量を使用されることから、CT検査に加えらるX線量は最小限に抑えられる。通常のCTスキャンでは、エネルギー識別データを集めるために、総X線量又は通常のX線量を超えてより少量のX線が用いられる。通常のCTスキャンは、詳細な解剖学的データなどの詳細なデータを提供するために第1のアレイ70を用いて行われる。エネルギー識別データを集めるときには、組織識別特性などの物質識別特性を備えた重なりイメージを生成するために第2のアレイ72が使用される。

20

30

【0027】

上述の実施形態は、例証の目的に過ぎない。少なくとも1つのアレイが、以下でX線量エネルギーレベルと呼ばれる、様々なエネルギーレベル又はエネルギーレベルの範囲のX線数を検出可能であることが望ましいが、任意の数のアレイを使用可能である。例えば、上述の実施形態において、アレイ72は、X線量エネルギーレベルを検出可能であり、検出するように構成されるが、アレイ70はそうではない。また、アレイ70及び72の各々は、種々の形式及びスタイルが可能であり、当該技術分野で公知の種々の構成とすることができる。

【0028】

検出器40の更に詳細な説明及びその可能な実施形態については、「A Hybrid Scintillator/Photo Sensor and Direct Conversion Detector」と題された、出願番号第10/064,775号を参照されたい。

40

【0029】

また、主コントローラ66は、オペレータコンソール70を介してオペレータからの指令及びスキニングパラメータを受信する。表示装置72によってオペレータは主コントローラ66からの再構成画像及び他のデータの観察が可能となる。オペレータが提供したコマンド及びパラメータは、X線コントローラ52、ガントリモータコントローラ60、及びDAS62の動作において主コントローラ66によって使用される。更に、主コント

50

ローラ 66 は、テーブル 42 を並進させてガントリ 34 内で患者 44 を位置付けるテーブルモータコントローラ 74 を操作する。

【0030】

X線コントローラ 52、ガントリモータコントローラ 60、画像再構成装置 64、主コントローラ 66、及びテーブルモータコントローラ 74 は、中央演算装置、メモリ (RAM 及び / 又は ROM)、並びに関連する入力及び出力バスを有するコンピュータのようなマイクロプロセッサベースであるのが望ましい。X線コントローラ 52、ガントリモータコントローラ 60、画像再構成装置 64、主コントローラ 66、及びテーブルモータコントローラ 74 は、中央演算装置の一部とすることができ、或いは、図示されるように各々が独立型の構成要素とすることができる。

10

【0031】

以下の実施形態において、陰極照射装置は、任意の電子照射装置又は構成要素に適用することができる。陰極照射装置は、陰極、X線管 kVp、陰極照射面、陰極素子、又は当該技術分野で公知の他の電子照射装置又は構成要素に適用できる。

【0032】

図 5 を参照すると、本発明の 1 つの実施形態による、陽極 81 の単一の回転ターゲット 80 を有するエネルギー識別システム 50' の拡大断面ブロック図が示されている。第 1 の陰極照射装置 82 及び第 2 の陰極照射装置 84 は、ターゲット 80 で遮断されるように配向される電子を照射する。第 1 の kVp は第 1 の陰極照射装置 82 と陽極ターゲット 80 との間に存在し、これはエネルギーレベル当たりの X 線数のほぼ直線状の第 1 のフィルタ前スペクトル曲線で表すことができる。第 2 の kVp は、第 1 の kVp とは異なり、第 2 の陰極照射装置と陽極ターゲット 80 との間に存在し、エネルギーレベル当たりの X 線数のほぼ直線の第 2 のフィルタ前スペクトル曲線で表すことができる。フィルタ前スペクトル曲線は、当該技術分野で公知のクラメールの公式を用いて表すことができる。第 1 の kVp フィルタ前スペクトル曲線は、第 2 の kVp フィルタ前スペクトル曲線とは勾配が異なる。

20

【0033】

ターゲット 80 に衝突すると、X線ビーム 85 及び 86 の形で X 線は生成され、回転フィルタ 88 を透過するよう配向される。回転フィルタ 88 は第 1 のフィルタ 90 及び第 2 のフィルタ 92 を含み、フィルタ 90 及び 92 の各々は異なるエネルギー吸収特性を有する。1 つの回転フィルタが使用されるが、2 つ又はそれ以上のフィルタを有する他のフィルタ装置を用いることもできる。1 つの実施形態において、各フィルタ 90 及び 92 は、X線ビーム 85 及び 86 の各々に関連する所定エネルギーレベルより低いエネルギーレベルに相当する X 線の透過を阻止する。実際にフィルタ 90 及び 92 は、上述の実施形態において、低域通過フィルタとして機能する。もちろん、フィルタは、帯域フィルタ、ノッチ・フィルタ、高域通過フィルタ、デジタル・フィルタ、又は当該技術分野で公知の他の種類のフィルタとして機能させることができる。

30

【0034】

X線ビーム 85 及び 86 は、フィルタ 90 及び 92 を透過すると混合されて、複数の X 線量エネルギーピークを有するフィルタ後ビーム 93 を生成するが、これは、装置 82 及び 84 が関連するエネルギーレベルで異なる電子量を生成すること、及びフィルタ 90 及び 92 の吸収特性が異なることに起因する。実際に、フィルタ 90 及び 92 は異なるエネルギー透過範囲を有し、所定のエネルギー範囲内の X 線がフィルタ 90 及び 92 を透過できるようにすることができる。エネルギー透過範囲は任意の大きさとすることができ、且つ任意の 1 つ又は複数のエネルギーレベルに対応付けることができる。

40

【0035】

X線コントローラ 52' は、装置 82 及び 84 に電氣的に接続され、並びに、フィルタ 88 に結合してこれを回転させるフィルタ回転装置 94 に電氣的に接続される。コントローラ 52' は、装置 82 と 84 及びフィルタ 90 と 92 間をそれぞれ同期して遷移させる。コントローラ 52' は、X線コントローラ 52 又は主コントローラ 66 の形式又は一体

50

部分、別個のコントローラ、又は、当該技術分野で公知の他のコントローラとすることができる。

【0036】

次いで、図6を参照すると、本発明の別の実施形態による二重陽極回転ターゲット100を有するエネルギー識別システム50'の拡大断面ブロック図が示される。第1の陰極照射装置82'及び第2の陰極照射装置84'は、陽極106の第1の回転ターゲット102と第2の回転ターゲット104のそれぞれに遮断されるように配向される電子を照射する。図5の実施形態と同様の方法で、第1のkVpは第1の陰極照射装置82'と回転ターゲット102との間に存在し、第2のkVpは第2の陰極照射装置84'と回転ターゲット104との間に存在する。ターゲット102及び104に衝突すると、X線ビーム108の形でX線が生成されて回転フィルタ88を通過して配向され、フィルタ88を出るとすぐに混合されてフィルタ後ビーム109を生成する。回転フィルタ88が使用されているが、1つ又は複数のフィルタを有する他の何らかのフィルタ装置を使用することができる。フィルタ90及び92は、移動式又は固定式のものとすることができる。ビーム109は、図8で最もよく見られるように2つ又はそれ以上のX線量エネルギーピークを有する。

10

【0037】

図5の実施形態同様に、コントローラ52'は、照射装置82'及び84'に電気的に接続され、並びにフィルタ88に結合してこれを回転させるフィルタ回転装置94に電気的に接続される。コントローラ52'は、装置82'と84'及びフィルタ90と92間をそれぞれ同期して遷移させる。別の実施形態において、フィルタ90及び92は固定され、装置82'及び84'は同時に操作される。

20

【0038】

図5及び図6は本発明の2つの可能な実施形態を示すが、当業者であれば他の実施形態を容易に想定することができる。陽極ターゲット、陰極照射装置、及びフィルタはどのような数であってもよい。例えば、第1の陰極照射装置82及び第2の陰極照射装置84は、2つの異なるkVpを生成し遷移するように動作する、単一の陰極照射装置で置き換えることができる。また、2つより多い陰極照射装置及び/又はフィルタを用いて、任意の数のX線量エネルギーピークを有するビームを生成することができる。これらの実施例は以下に更に詳細に説明する。

30

【0039】

精度、分解能、及び明瞭度の目的のために、図5及び図6の実施形態に示されるように、少なくとも2つの陰極照射装置と少なくとも2つのフィルタとを有することが望ましいが、それぞれに種々の数を用いることが可能である。

【0040】

本発明の別の組の実施形態においては、図5及び図6の実施形態は、単一の陰極照射装置を回転フィルタ88と組み合わせて用いるように変更される。第1のフィルタ90と第2のフィルタ92とを、単一のX線ビームに対して交互に用いて、二重ピークエネルギースペクトルを有する患者透過後のX線ビームが生成される。単一の陰極照射装置は、急激に変化するkVpを有することができ、これは遷移又は回転フィルタと連動して用いることができる。

40

【0041】

本発明の更に別の1組の実施形態においては、図5及び図6の実施形態は、陰極照射装置82、82'、84、84'が、回転フィルタ88の代わりに単一の固定フィルタと連動して使用されるように変更される。陰極照射装置82と84、及び陰極照射装置82'と84'をそれぞれ交互に用いて、エネルギーレベル当たりのX線数の異なるエネルギースペクトルプロファイル又は分布を有するX線ビームが生成される。

【0042】

次に図7を参照すると、本発明の実施形態によるイメージングシステムにおけるエネルギー識別の方法の論理フロー図が示されている。簡単にするために、図7の方法は図5及

50

び図6の実施形態に関して説明するが、上述の実施形態に限定されるものではない。

【0043】

ステップ110において、上述のように、照射装置82、82'、84、84'などの1つ又は複数の陰極照射装置が電子を照射し、ターゲット80、100、104などの1つ又は複数の陽極ターゲットに入射する。

【0044】

ステップ112において、ビーム86及び108などのX線ビームが、複数のX線量エネルギーピークを有して生成される。例えば、第1のX線量エネルギーピーク116を有する第1のX線ビーム114、及び第2のX線量エネルギーピーク120を有する第2のX線ビーム118を生成することができ、ビーム114及び118は図6に最もよく示され、ピーク116及び120は図8の患者透過前のエネルギースペクトルグラフに最もよく示される。第1のX線量エネルギーピーク116及び第2のX線量エネルギーピーク120は、各陰極照射装置82'及び84'のそれぞれのkVpにより生成され、フィルタ90及び92により各X線ビーム108をフィルタ処理する。

10

【0045】

この説明された実施形態において、エネルギースペクトルグラフは1組のピーク116及び120しか有さないが、エネルギースペクトルグラフは、陰極照射装置、フィルタ、及び陰極照射装置とフィルタの相関する数を変更することにより、任意の数のピークを有することができる。ピーク116及び120は、図示されるように所定のエネルギーピン122及び124に対応することができ、これはX線量が有意に低減した1つ又は複数の分離ゾーン126(1つのみを図示)によって分離される。ピン122及び124、及び分離ゾーン126は、同様の物質エネルギー密度を有する物質を正確に識別するのに役立つ。

20

【0046】

図7を再び参照すると、ステップ128において回転フィルタ88によりX線ビームがフィルタ処理される。コントローラ52'は第1のフィルタ90と第2のフィルタ92の間を遷移する。コントローラ52'は、患者44のスキャン中の各ビューにつき少なくとも1回はフィルタ90と92との間を遷移する。

【0047】

ステップ130において、X線ビームは混合され、ビーム93及び109などの、複数のX線量エネルギーピークを有するフィルタ後X線ビームを生成する。

30

【0048】

ステップ132において、フィルタ後X線ビームは患者44の少なくとも一部を透過して配向される。

【0049】

ステップ134において、検出器40はフィルタ後X線ビームを受信し、これにตอบสนองして、エネルギーレベル当たりのX線数のような内包する物質エネルギー密度識別情報を有するX線信号を生成する。X線検出器40は、ピーク116及び120の各々に対応するX線ビームのX線量エネルギーレベルを測定することができ、エネルギーピン122及び124に対応するX線量エネルギーレベルを測定することができ、同様のエネルギー密度を有する複数の物質のエネルギー識別を容易にするのに役立つ。検出器40又は当該技術分野で公知の他の信号調整装置は、望ましくない所定のエネルギー密度値をフィルタ処理して除去することにより、X線量エネルギーピーク間の分離が効果的に増幅されるようX線信号を信号調整することができる。

40

【0050】

ステップ136において、システム30は、イメージのコントラストレベル、輝度レベル、色ばらつき、又は当該技術分野で公知の他の識別特性などといった、複数のエネルギー密度識別特性を有するX線イメージを、X線信号にตอบสนองして生成する。

【0051】

ステップ138において、患者44のスキャンされた部分の物質及び物質密度を識別す

50

る。物質及び物質密度は、医療従事者、主コントローラ66、又は当該技術分野で公知の他の何らかの装置又は技術により求めることができる。複数のX線エネルギーピークを有することにおいて、各物質又は合成物質が異なるX線エネルギーピーク分布を示すことから、同じ密度を有する物質又は合成物質は容易に識別することができる。

【0052】

X線エネルギーピーク分布は更に、異なるイメージ物質識別特性を生成するのに用いることができる。例えば、第1の合成物質は、各ピークに対する値の第1の大きさの集合を有する二重ピークエネルギースペクトルを示すことができ、第2の合成物質もまた、二重ピークエネルギースペクトルを示すことができるが、各ピーク値の第2の異なる大きさの集合を有する。2つの合成物質の大きさ、すなわちピーク値の差は、1つ又は複数の上述の識別特性を用いて、X線イメージに示すことができる。

10

【0053】

上述の段階は、例証としての実施例を意図するものであり、各ステップは同期し、連続し、同時に行うことができ、或いは、用途に応じた異なる順序で実施することができる。

【0054】

本発明は、同様のエネルギー密度を有する物質及び合成物質の識別を容易にするための、エネルギー識別システム及び方法を提供する。本発明は、高い動作性能と、空間分解能及び低コントラスト解像度の改善をもたらすと共に、患者へのX線曝露を最小限に抑えることができる。

【0055】

上述の装置は、当業者には様々な目的に適合させることができ、制御システム又は他の伝達システムに限定されない。また、上述の発明は、添付の請求項により企図される本発明の精神及び範囲から逸脱することなく変更することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】従来のCT管組立体の断面図。

【図2】図1のCT管組立体の患者透過前のエネルギースペクトルのグラフ。

【図3】本発明の実施形態によるX線源を含むCTイメージングシステムの斜視図。

【図4】本発明の実施形態によるエネルギー識別システムを使用するCTイメージングシステムの拡大断面ブロック図。

30

【図5】本発明の実施形態による1つの陽極ターゲットを有するエネルギー識別システムの拡大断面ブロック図。

【図6】本発明の別の実施形態による二重陽極ターゲットを有するエネルギー識別システムの拡大断面ブロック図。

【図7】本発明の実施形態によるイメージングシステムにおけるエネルギー識別を行う方法を示す論理フロー図。

【図8】本発明の別の実施形態によるX線源の患者透過前のエネルギースペクトルのグラフ。

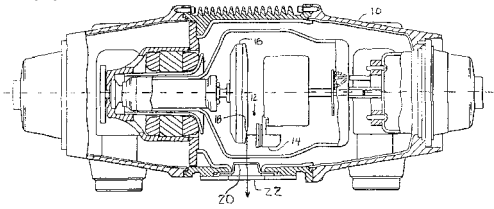
【符号の説明】

【0057】

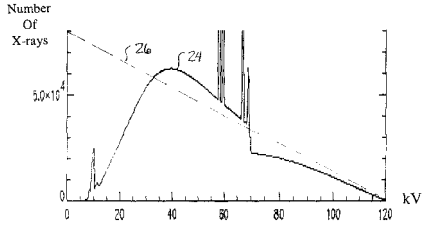
- 32 X線源
- 50' エネルギー識別システム
- 52' X線コントローラ
- 80 ターゲット
- 82' 第1の陰極照射装置
- 84 第2の陰極照射装置
- 88 回転フィルタ
- 90 フィルタ
- 94 フィルタ回転装置

40

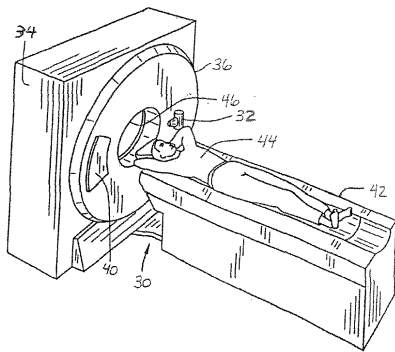
【図1】



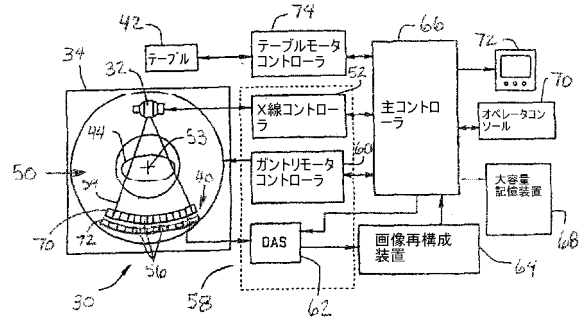
【図2】



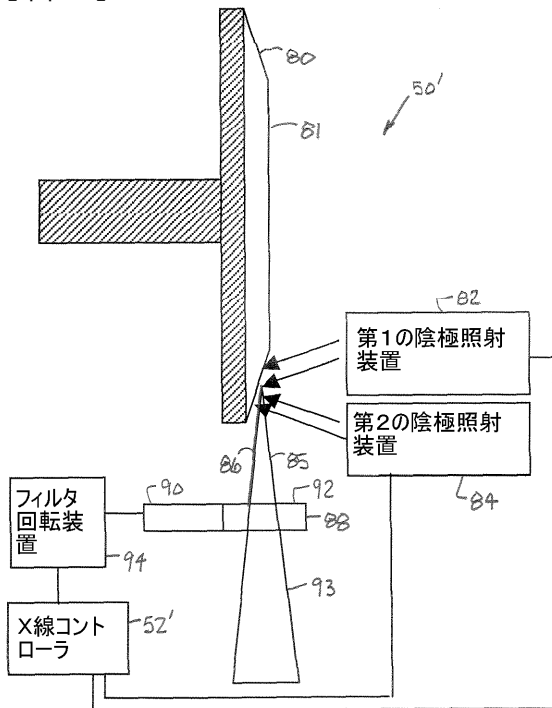
【図3】



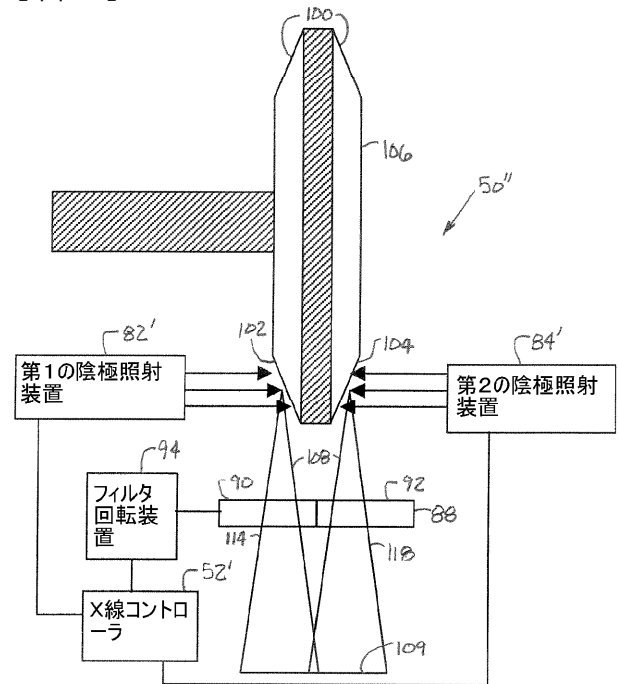
【図4】



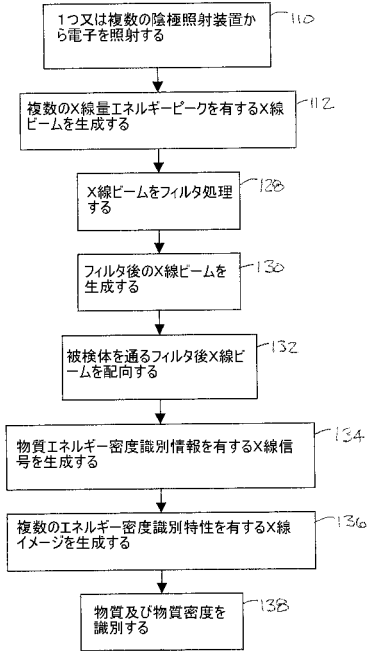
【図5】



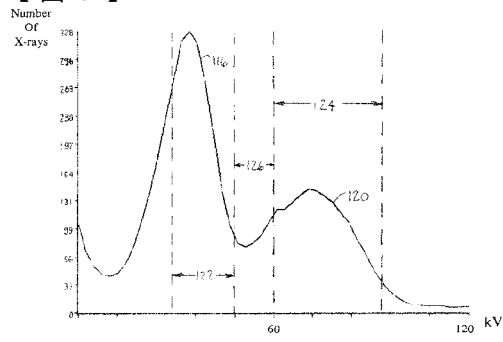
【図6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
G 2 1 K 5/02	A 6 1 B 6/03	3 7 3
H 0 1 J 35/10	G 0 1 T 1/20	G
	G 0 1 T 1/24	
	G 2 1 K 3/00	W
	G 2 1 K 5/02	X
	H 0 1 J 35/10	H

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 デビッド・エム・ホフマン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・サニービュー、13311番

Fターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF15 GG19 GG20 GG21 JJ01 KK32 KK33

4C093 BA08 CA34 EA03 EA06 EA07 EA11 EB18

【外国語明細書】

2004363109000001.pdf