

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4558446号
(P4558446)

(45) 発行日 平成22年10月6日(2010.10.6)

(24) 登録日 平成22年7月30日(2010.7.30)

(51) Int.Cl.

A61B 6/03 (2006.01)
G21K 3/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 3 2 O M
G 2 1 K 3/00 W

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-312178 (P2004-312178)
 (22) 出願日 平成16年10月27日 (2004.10.27)
 (65) 公開番号 特開2005-131398 (P2005-131398A)
 (43) 公開日 平成17年5月26日 (2005.5.26)
 審査請求日 平成19年10月24日 (2007.10.24)
 (31) 優先権主張番号 10/605,789
 (32) 優先日 平成15年10月27日 (2003.10.27)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 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 100137545
 弁理士 荒川 智志
 (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】走査されることになる対象物に対する調整されたエネルギーbeamを用いた放射線画像イメージングの方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

回転可能なガントリに配置されるbeam整形フィルタ組立体(94)であって、不均一な厚みを有する第1の可動式フィルタ(96)と、前記第1の可動式フィルタ(96)から独立し、不均一な厚みを有する第2の可動式フィルタ(98)と、異なるbeam・プロファイル(92)が生成されるように前記可動式フィルタ(96、98)を独立して位置付けるように構成される少なくとも1つのモータ組立体(112、114)と、
 を備え、

前記第1の可動式フィルタ(96)は、基部(100)と、該基部(100)よりも薄い尾部(104)と、前記基部(100)を前記尾部(104)に接続する湾曲部分(108)とを有し、前記基部は第1の端において形成され、前記尾部は、前記第1の端と反対側に位置する第2の端まで延在し、

前記尾部は、焦点から高周波電磁エネルギーbeamを照射するように設計された高周波電磁エネルギー照射源に対応して、前記第1の可動式フィルタ(96)の末端に位置付けられ、

前記基部、前記尾部及び、前記湾曲部は、前記基部によって最大の減弱が規定され、前記尾部によって最小の減弱が規定されるように、減弱プロファイルが生成されるように製造されており、

10

20

前記第2の可動式フィルタ(98)は、基部(102)と、該基部(102)よりも薄い尾部(106)と、前記基部(102)を前記尾部(106)に接続する湾曲部分(110)とを有し、前記基部は第1の端において形成され、前記尾部は、前記第1の端と反対側に位置する第2の端まで延在し、

前記第1の可動式フィルタ(96)の前記尾部(104)は、前記高周波電磁エネルギー照射源がその焦点から高周波電磁エネルギービームを照射するときに、前記第2の可動式フィルタ(98)の基部(102)の上に位置付けられ、

前記基部、前記尾部及び、前記湾曲部は、前記基部によって最大の減弱が規定され、前記尾部によって最小の減弱が規定されるように、減弱プロファイルが生成されるように製造されており、

前記第1の可動式フィルタ(96)及び前記第2の可動式フィルタ(98)の少なくとも1つが、放射線画像データ収集におけるビーム(90)を減弱するために高周波電磁エネルギービーム(90)内に配置され、

前記第1の可動式フィルタ(96)は前記第2の可動式フィルタ(98)よりも前記高周波電磁エネルギー照射源の焦点に近く位置付けられることを特徴とするビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項2】

前記第2の可動式フィルタ(98)が、前記第1の可動式フィルタ(96)と異なる形状であることを特徴とする請求項1に記載のビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項3】

前記少なくとも1つのモータ組立体(112、114)が更に、CTデータ収集中に可動式フィルタ(96、98)を動的に位置付けるように構成されることを特徴とする請求項1に記載のビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項4】

前記少なくとも1つのモータ組立体(112、114)が更に、CTデータ収集前に実行されたスカウト・スキャンに基づくCTデータ収集中に可動式フィルタ(96、98)を動的に位置付けるように構成されることを特徴とする請求項3に記載のビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項5】

前記基部(100、102)の厚みが、前記尾部(104、106)の厚みよりも大きいことを特徴とする請求項1に記載のビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項6】

前記基部(100、102)の厚みが30mmであり、前記尾部(104、106)の厚みが0.25mmであることを特徴とする請求項1に記載のビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項7】

前記第1の可動式フィルタ(96)の基部(100)のX方向に沿った長さが45mmであり、前記第1の可動式フィルタ(96)の湾曲部分(108)のX方向に沿った長さが24.9mmであり、前記第1の可動式フィルタ(96)の尾部(104)のX方向に沿った長さが135mmであり、前記第2の可動式フィルタ(98)の基部(102)のX方向に沿った長さが53mmであり、前記第2の可動式フィルタ(98)の尾部(106)のX方向に沿った長さが168mmであり、前記第2の可動式フィルタ(98)の湾曲部分(110)のX方向に沿った長さが34.2mmであることを特徴とする請求項1に記載のビーム整形フィルタ組立体(94)。

【請求項8】

走査される被検体を受け入れる開口を有する回転可能なガントリと、

前記被検体に向かって高周波数電磁エネルギービームを照射するように構成された高周波数電磁エネルギー照射源と、

請求項1乃至7のいずれかに記載のビーム整形フィルタ組立体(94)と、

前記被検体を通過した高周波数電磁エネルギーを検出するように構成された複数のシンチ

10

20

30

40

50

レータ・セルを備えるシンチレータ・アレイと、
前記シンチレータ・アレイと結合し、対応するシンチレータ・セルからの光出力を検出する
ように構成された複数の光ダイオードを備える光ダイオード・アレイと、
前記光ダイオード・アレイと結合し、光ダイオード出力を受けるように構成されるデータ
収集システムと、
前記データ収集システムと結合し、前記データ収集システムが受けた光ダイオード出力から
前記被検体の画像を再構成する画像再構成装置と、
前記高周波数電磁エネルギーーム内に前記第1及び第2の可動式フィルタ(96、98)
の少なくとも1つのフィルタを独立して配置することにより、前記高周波数電磁エネルギー
ームが複数のビーム・プロファイルを有するように調整するように構成される制御
装置と、
を含むCTシステム。

【請求項9】

前記被検体のスカウトスキャンを行い、前記被検体のおおよその形状を該スカウトスキャン
により決定するようにプログラムされたコンピュータを更に含む請求項8に記載のCT
システム。

【請求項10】

前記少なくとも1つのフィルタは、前記制御装置に動作的に接続した少なくとも1つのモ
ータに動作的に接続し、前記コンピュータから前記制御装置に送信された制御信号が、前
記ビームが複数の可能なビーム・プロファイルから特定のビーム・プロファイルを選択す
るよう前記少なくとも1つのフィルタを位置付けることを前記少なくとも1つのモータ
に指示する請求項9に記載のCTシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に、診断用イメージングに関し、より具体的には、放射線画像イメージング
中に被検体に向かって照射される放射線を撮像される対象物の形状及び/又は位置に調
整するような方法で動的にフィルタ処理する方法及び装置に関する。

20

【背景技術】

30

【0002】

通常、放射線画像イメージング・システムにおいて、X線源は、患者又は手荷物などの
被検体又は対象物に向かってX線を照射する。以下の用語「被検体」及び「対象物」は、
撮像可能な任意のものに関して述べるのに同義的に用いることができる。ビームは、被
検体によって減弱された後、放射線検出器のアレイに入射する。検出器アレイで受信された
減弱ビーム放射線の強度は、通常X線の減弱に依存する。検出器アレイの各検出器素子は
、各検出器素子が受信する減弱ビームを示す個別の電気信号を発生する。電気信号はデータ
処理システムへ送られて最終的に画像を生成する。

【0003】

コンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システムにおいて、X線源及び検出器ア
レイは、イメージング平面内のガントリの周り及び被検体の周りを回転する。X線源は通常、
X線をビームとして焦点で照射するX線管を含む。X線検出器は通常、検出器で受け
るX線ビームをコリメートするコリメータと、コリメータに隣接してX線を光エネルギーに
変換するシンチレータと、隣接するシンチレータから光エネルギーを受信して、そこから電
気信号を発生する光ダイオードとを含む。通常、シンチレータ・アレイの各シンチレータ
が、X線を光エネルギーに変換する。各光ダイオードが光エネルギーを検出し、対応する電気
信号を発生する。次いで、光ダイオードの出力は、画像再構成用のデータ処理システムへ
送られる。

40

【0004】

イメージング・セッション中に患者が受ける放射線量を低減することがますます必要で

50

ある。X線ビームの強度プロファイルを整形する「ボウタイ」フィルタを用いることで、有意な線量低減を達成し得ることが一般に良く知られている。表面線量は、ボウタイ・フィルタを用いると50%低減することができる。患者の異なる解剖学的部位では、放射線量を低減するために異なる形状のボウタイ・フィルタを与えることが有利であることもまた一般に公知である。例えば、患者の頭部又は小さな部位の走査は、大きな身体部位の走査セッション中に用いられるフィルタとは異なる形状のボウタイ・フィルタを必要とする場合がある。従って、各患者に最も適合するように利用可能な多数のボウタイ・フィルタ形状を備えたイメージング・システムであることが望ましい。しかしながら、多数の患者の走査中に直面する特異性に適合するために十分な数のボウタイ・フィルタを備えるイメージング・システムを構築することは、個々の患者各々について考慮できないという点で問題となり得る。更に、多数のボウタイ・フィルタを備えるイメージング・システムを製造すると、イメージング・システム全体の製造コストが増大する。

10

【0005】

更に、最適な線量効率、すなわち可能な限り低い線量で最良の画質とするために、ボウタイ・フィルタによって生成される減弱プロファイルは患者特有でなければならない。すなわち、患者前置フィルタを選択する時は、患者の体格、体型、及び相対位置を考慮することが望ましく且つ好ましい。患者の体格、体型、及び位置を考慮することにより、放射線曝露を患者特有に調整することができる。更に、フォトン計数(PT)及びエネルギー識別(ED)CTシステムは今日では不可能であり、これは主としてフォトン束率のダイナミックレンジが大きく、最新のPT及びED検出器の計数測度性能を超えていためであることは一般に公知である。また、患者前置フィルタを走査対象物に対して調整することにより、PT及びEDのCTシステムの継続的な開発を可能とするのに適した範囲で、フォトン束率を最小限にするようにフィルタを一致させることができる。上述のように、潜在的な被検体プールにある患者の相違は有意に大きく、患者前置フィルタを備えるCTシステムを各患者の可能なプロファイルに適合させることは、コストが極めて高いだけでなく単に実際的ではない。

20

【特許文献1】米国特許第6501828号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

30

従って、被検体の特有の物理的特性に対して調整する方法でデータを収集するために、被検体に向けて照射される放射線を動的にフィルタ処理する装置及び方法を設計することが望ましい。更に、被検体のスカウト・スキャンに基づいてデータ収集中に被検体に向けて照射される放射線を調整するシステムを有することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上述の欠点を克服する、被検体前置ビーム整形フィルタの調整された減弱プロファイルを画定するための方法及び装置に関する。フィルタ組立体が提供され、各々がデータ収集中にモータ組立体によって動的に制御可能である1対のフィルタを有する。フィルタは、X線ビームのプロファイルを整形するようにX線ビーム中に位置付けることができる。1つの例示的な実施形態において、フィルタは、被検体の形状に基づいてCTデータ収集中に動的に位置付けられる。また、CTデータ収集前に被検体の形状を決定する方法も開示される。

40

【0008】

従って、本発明の1つの態様によれば、ビーム整形フィルタ組立体が提供される。フィルタ組立体は、不均一な厚みを有する第1の可動式フィルタと、第1の可動式フィルタから独立した不均一な厚みを有する第2の可動式フィルタとを含む。各フィルタは、放射線画像データ収集におけるビームを減弱するために高周波電磁エネルギービーム内に配置するように構成される。

【0009】

50

別の態様によれば、走査されることになる対象物を受ける開口と被検体に向けて高周波電磁エネルギーを投射するように構成される高周波電磁エネルギー投射源とを有する回転可能なガントリを含むCTシステムが開示される。また、1対のフィルタを含む被検体前置フィルタ組立体と複数のシンチレータ・セルを有し、各セルが被検体を透過する高周波電磁エネルギーを検出するように構成されるシンチレータ・アレイが提供される。CTシステムはまた、シンチレータ・アレイに光学的に結合され、対応するシンチレータ・セルからの光出力を検出するように構成される複数の光ダイオードを含む光ダイオード・アレイと、光ダイオード・アレイに接続され光ダイオード出力を受け取るよう構成されるデータ収集システム(DAS)とを含む。DASに接続された画像再構成装置が提供され、DASによって受けられる光ダイオード出力から被検体の画像を再構成するように構成される。CTシステムは更に、高周波電磁エネルギー投射において1対のフィルタの各フィルタを独立して位置付けるように構成される制御装置を含み、被検体の少なくとも近似した形状に実質的に一致するプロファイルを有するようにビームを調整できるようする。

【0010】

別の態様によれば、本発明は、第1のフィルタ及び第2のフィルタを有するX線フィルタ組立体を含む。第1のモータ組立体が第1のフィルタに接続され、第2のモータ組立体は第2のフィルタに接続される。第1及び第2のモータ組立体は、X線経路においてそれぞれのフィルタを独立して位置付けるように構成され、目標とする形状に実質的に近似する減弱プロファイルを画定する。

【0011】

本発明の他の種々の特徴、目的、及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかになるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

図面は、本発明を実施するために現在企図される1つの好ましい実施形態を示している。

【0013】

図1～図2及び図8に示すCTシステム、及び図3～図4に示すX線システムなどの放射線画像イメージング・システムに関して本発明を説明する。しかしながら本発明は、他の放射線画像イメージング・システムの使用に等しく適用できることは当業者であれば理解されるであろう。更に、本発明は、X線の照射及び検出に関する説明される。しかしながら、本発明は、他の高周波電磁エネルギーの照射及び検出に等しく適用可能であることは当業者であれば更に理解するであろう。

【0014】

図1及び図2を参照すると、ガントリ12を含む「第3世代」CTイメージング・システム10が示されている。しかしながら、本発明は他のCTシステムにも適用可能である。ガントリ12は、フィルタ組立体15を通じてガントリ12の反対側にある検出器アレイ18へ向かってX線ビーム16を投射するX線源14を有する。検出器アレイ18は、内科患者22を透過する投射X線と共に感知する複数の検出器20で形成される。各検出器20は、入射X線ビームの強度、従って患者22を透過する時の減弱ビームを表す電気信号を発生する。X線投影データを収集する1回の走査中、ガントリ12及びその上に搭載される構成要素は回転中心24の周りを回転する。

【0015】

ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26によって制御される。制御機構26は、X線源14に電力及びタイミング信号を供給するX線制御装置28と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御装置30と、フィルタ組立体15を制御するフィルタ組立体制御装置33とを含む。制御機構26内のデータ収集システム(DAS)32は、検出器20からのアナログ・データをサンプリングし、該データの後続の処理のためにディジタル信号に変換する。画像再構成装置

10

20

30

40

50

3 4 は、サンプリングしてデジタル化されたデータを D A S 3 2 から受け取り、高速再構成を実行する。再構成された画像は、入力としてコンピュータ 3 6 へ加えられ、該コンピュータは画像を大容量記憶装置 3 8 内に格納する。

【 0 0 1 6 】

コンピュータ 3 6 はまた、キー ボードを有するコンソール 4 0 を介して、オペレータから指令及び走査パラメータを受け取る。関連する陰極線管ディスプレイ 4 2 により、オペレータは、コンピュータ 3 6 からの再構成された画像及び他のデータを観察することができる。オペレータ供給の指令及びパラメータは、コンピュータ 3 6 によって用いられ、該制御信号及び情報を D A S 3 2 、 X 線制御装置 2 8 、及びガントリ・モータ制御装置 3 0 に供給する。更に、コンピュータ 3 6 は、電動テーブル 4 6 を制御するテーブル・モータ制御装置 4 4 を動作させて、患者 2 2 及びガントリ 1 2 を位置付ける。具体的には、テーブル 4 6 は、ガントリ開口 4 8 を通して患者 2 2 の部分を移動させる。10

【 0 0 1 7 】

次に図 3 ~ 4 を参照すると、本発明を組み込んだ X 線システム 5 0 が示される。 X 線システム 5 0 は、オイルポンプ 5 2 と、陽極端部 5 4 と、陰極端部 5 6 とを含む。中心筐体 5 8 が陽極端部 5 4 と陰極端部 5 6 の間に位置付けられて設けられる。中心筐体 5 8 内には、 X 線発生装置又は X 線管 6 0 が収納される。流体チャンバ 6 2 が鉛で裏打ちしたケーシング 6 4 内に収納されて設けられる。流体チャンバ 6 2 は通常、 X 線発生装置 6 0 内の熱を放散するのに用いられる冷却剤 6 6 が充填される。冷却剤 6 6 は通常、絶縁油であるが、空気を含む他の冷却剤を使用してもよい。オイルポンプ 5 2 は、 X 線発生装置 6 0 を冷却し且つ真空容器 6 8 内で見られる高電荷からケーシング 6 4 を絶縁する冷却剤を X 線システム 5 0 全体に循環させる。冷却剤を適温まで冷却するためにラジエータ 7 0 が設けられ、中心筐体 5 8 の一方側に位置付けられる。更に、ファン 7 2 、 7 4 をラジエータ 7 0 の近くに装着して、絶縁油が全体を循環する時にラジエータ 7 0 上へ冷却空気流を供給することができる。陽極ソケット 7 6 と陰極ソケット 7 8 を電気的に接続することにより、電子 7 9 が X 線システム 5 0 全体にわたって流れることが可能になる。20

【 0 0 1 8 】

ケーシング 6 4 は通常、浮遊 X 線照射を防ぐためにアルミニウムベースの材料から形成され且つ鉛で裏打ちされている。ステータ 7 0 もまた、真空容器 6 8 に隣接し且つケーシング 6 4 内に設けられる。システム 5 0 内で生成される X 線照射をシステムから出力して診断用イメージングにおける患者などの被検体に向かって投射することができるウィンドウ 8 2 が設けられている。通常、ウィンドウ 8 2 は、ケーシング 6 4 内に形成される。ケーシング 6 4 は、ウィンドウ 8 2 の通過を除いた照射からの発生するほとんどの X 線 8 4 が遮断されるように設計される。 X 線システム 5 0 は、 X 線 8 4 の減弱プロファイルを制御するように設計された被検体前置フィルタ組立体 8 6 を含む。30

【 0 0 1 9 】

図 5 を参照すると、少なくとも上述の C T 及び X 線システムに適用可能な本発明による X 線発生及びフィルタ処理組立体が概略的に示されている。組立体 8 7 は、 X 線ビーム 9 0 又は他の高周波電磁エネルギー ビームを被検体（図示せず）に向かって投射する X 線源 8 8 を含む。以下に述べるように、ビーム 9 0 は、被検体の物理的特性（例えば形状）に少なくとも近似するように調整されたプロファイル 9 2 を有する。プロファイル 9 2 を画定する被検体による減弱の前に、被検体前置ビーム整形フィルタ組立体 9 4 が X 線ビーム 9 0 を減弱する。40

【 0 0 2 0 】

フィルタ組立体 9 4 は、1 対のフィルタ又はフィルタ構成要素 9 6 及び 9 8 を含み、これらは一般に形状及び方向において互いに酷似している。これに関連して、各フィルタ 9 6 、 9 8 は、フィルタ組立体のおおよそ 2 分の 1 を構成する。以下に述べるように、好ましい実施形態において、これらのフィルタは寸法的に同じではない。大きさは異なるが、各フィルタは基部 1 0 0 、 1 0 2 、尾部 1 0 4 、 1 0 6 、及び湾曲又は弓形部分 1 0 8 、 1 1 0 で画定される。これに関連して、各フィルタによる X 線の減弱は、フィルタ本体全50

体で不均一である。すなわち、各フィルタの基部は各フィルタの尾部より厚いので、各フィルタの基部は各フィルタの尾部より多くのX線を減弱する。1つの実施形態において、各フィルタの基部は30mmの厚みを有し、各尾部は0.25mmの厚みを有する。減弱の程度は、フィルタを作成するのに用いられる減弱材料及び各フィルタ部分の相対的厚みに応じて決まる。

【0021】

各フィルタ96、98は、モータ組立体112、114にそれぞれ作動的に接続される。各モータ組立体は、イメージング・システムの制御装置及び/又はコンピュータからの制御信号を受け取り、該信号を受け取ると、各モータ組立体はX線ビーム又は経路90内で各フィルタを位置付ける。1つの実施形態において、各モータ組立体はステッピング・モータを含むが、他のタイプのモータを用いてフィルタを位置付けできることが企図される。また、モータ組立体112、114は、データ収集全体を通じてフィルタを独立して再配置するように設計される。これに関連して、各フィルタは、データ収集全体を通じて特定の減弱プロファイル92を得るように別個に且つ動的に制御又は位置付けることができる。更に、両フィルタは、それぞれのモータ組立体に接続され制御されるのが好ましい。更に、一方のフィルタは固定されて、他方のフィルタに対して定置に維持することができる。2つより多いフィルタを使用可能であることが更に企図される。

10

【0022】

例示的な実施形態において、フィルタ96の(X線源に対する)遠位端は、X線源88から117mmの位置にある。フィルタ98の遠位端は、この例示的な実施形態においてX線源から148mmにある。更にこの例示的な実施形態において、フィルタ96の基部のX軸に沿った長さは45mmであり、尾部の長さは135mm、接続される湾曲部分の長さは24.9mmである。対照的に、フィルタ98の基部のX方向の長さは53mm、尾部の長さは168mm、接続される湾曲部分の長さは34.2mmである。各湾曲部分の寸法を以下の表に記載する。上記寸法は、多くの可能な実施形態の1つの例証に過ぎないことは当業者には容易に理解されるであろう。

20

【0023】

【表1】

曲率X、Y座標寸法

| Filter96X | Filter96Y | Filter98X | Filter98Y | |
|-----------|-----------|-----------|-----------|----|
| 0.00000 | 0.140964 | 0.00000 | 0.140964 | |
| 1.52658 | 0.277455 | 1.92109 | 0.277455 | |
| 3.02431 | 0.736801 | 3.81409 | 0.736801 | |
| 4.48315 | 1.49686 | 5.66911 | 1.49686 | |
| 5.89467 | 2.53118 | 7.47786 | 2.53118 | 10 |
| 7.25198 | 3.81159 | 9.23358 | 3.81159 | |
| 8.54973 | 5.30908 | 10.9311 | 5.30908 | |
| 9.78406 | 6.99454 | 12.5666 | 6.99454 | |
| 10.9524 | 8.83954 | 14.1378 | 8.83954 | |
| 12.0536 | 10.8169 | 15.6436 | 10.8169 | |
| 13.0874 | 12.9009 | 17.0839 | 12.9009 | |
| 14.0545 | 15.0681 | 18.4596 | 15.0681 | |
| 14.9562 | 17.2971 | 19.7722 | 17.2971 | 20 |
| 15.7946 | 19.5688 | 21.0238 | 19.5688 | |
| 16.572 | 21.8668 | 22.2169 | 21.8668 | |
| 17.291 | 24.1766 | 23.3544 | 24.1766 | |
| 17.9543 | 26.4862 | 24.4391 | 26.4862 | |
| 18.8075 | 27.9529 | 25.7168 | 27.9529 | |
| 19.8335 | 28.7495 | 27.1705 | 28.7495 | |
| 20.9281 | 29.2923 | 28.6963 | 29.2923 | |
| 22.0739 | 29.6668 | 30.2769 | 29.6668 | 30 |
| 23.2688 | 29.9013 | 31.9104 | 29.9013 | |
| 24.5186 | 29.9983 | 33.6029 | 29.9983 | |

【0024】

モータ組立体112、114は、フィルタ96、98をそれぞれX線経路のX方向に沿って軸方向で独立して位置付けて、フィルタの全体的な減弱が目標減弱プロファイルを画定するようとする。1つの実施形態において、各モータは、それぞれのピストン組立体113及び115を伸縮させてそれぞれのフィルタを位置付ける。他の組立体を用いてフィルタをX線経路に対して伸縮させ得ることは、当業者であれば理解されるであろう。フィルタの位置付けに基づいて、フィルタ96がもたらす減弱は、フィルタ98がもたらす減弱に加算される。各フィルタは複数の厚みを画定する外形を有するので、組み合わされる外形は全体として多数の可能なビーム・プロファイルを画定する。従って、特定のビーム・プロファイルを多数の可能なビーム・プロファイルから選択することができ、結果として得られたビーム・プロファイルは特定の患者又は被検体に調整されているようになる。すなわち、フィルタ96、98は、これらのそれぞれのモータ組立体112、114によって互いに対して位置付けられ、患者のおおよその形状に実質的に合致するビーム・プロファイルを画定する。また、フィルタ96及び98は、少なくとも部分的に互いに重なって示されている。しかしながら、フィルタは重なりを生じないように位置付けられることが企図される。

【0025】

図6には本発明の別の実施形態が示される。CT又はX線システムの大きさの制約を低

10

20

30

40

50

減するために、フィルタ96及び98は、図6に示されるように互いにに対して配向され、フィルタ96の尾部104がフィルタ98の基部102に隣接して位置付けられるようする。図5の方向付けと同様に、望ましい減弱プロファイルは、フィルタ96及び98を互いにに対して独立して位置付けることにより形成することができる。更に、図6に示される方向付けによって占めるボリュームは、図5の方向付けにより必要とされるボリュームの事実上2分の1である。図6に示される方向付けにおいて、フィルタ98はフィルタ96と異なる形状とし、X線経路の長さが両フィルタとも同一であるようにすることが好ましい点に留意されたい。適正な形状の決定は、フィルタ96の各ファン角度の経路長を決定し、次に同じファン角度を備えるフィルタ98のフィルタ境界の位置を特定する（決定する）ことにより達成することができる。

10

【0026】

次に図7を参照すると、別の形態のフィルタ組立体が概略的に示される。この形態において、フィルタ96及び98は、それぞれ尾部104及び106が無く構成される。これに連関して、各フィルタ96及び98は、基部100、102及び湾曲部分108, 110を有する。尾部の代わりに、格納式又は固定式の比較的薄い減弱プレート116がある。図示された実施形態において、プレート116は固定されているが、プレート116はX線経路においてプレート116の位置を制御するモータ組立体に接続可能であることが企図される。プレート116はまた、フィルタ96及び98が互いに分離されており、すなわちフィルタの重なりがない場合に、ゼロではない最小の減弱量をもたらすように動作する。

20

【0027】

上述のように、フィルタ96及び98は、それぞれのモータ組立体によってX線経路に位置付けることができる。フィルタ96及び98の位置付けは、走査の開始前に設定してデータ収集中は固定のまま維持することができ、或いは、フィルタ96及び98をデータ収集処理全体を通じて動的且つ自動的に再配置して、望ましい又は目標とする減弱プロファイルを達成することができる。いずれの場合でも、特定の被検体に最適なビーム・プロファイルを決定するように被検体のスカウト・スキャンを実行するのが好ましい。スカウト・スキャンは、好ましくは被検体の形状及び大きさに関する情報を集める。適正な減弱プロファイルを決定する際に他の特性を考慮可能であることは当業者であれば容易に理解されるであろう。このスカウト・スキャンにより、イメージング・システムのコンピュータは、それぞれのモータ組立体に対して制御信号を供給し、該信号により、実行時にはモータ組立体がフィルタを特定の位置で互いにに対して位置付けることが可能となり、該当する場合にはデータ収集中にフィルタを再配置することが可能となる。これに関連して、特定の解剖学的位置におけるX線ビームの強度を正確に制御することができる。

30

【0028】

次に図8を参照すると、荷物／手荷物検査システム118は、開口122を有する回転可能なガントリ120を含み、該開口を通して荷物又は手荷物を通過させることができる。回転可能なガントリ120は、高周波電磁エネルギー発生源124並びに検出器組立体126を収納する。またコンベヤ・システム128が設けられ、構造物132に支持されるコンベヤ・ベルト130を含み、走査されることになる開口122を通って荷物又は手荷物134を自動的且つ連続して通過させる。対象物134がコンベヤ・ベルト130により開口122を通って送り込まれ、次いでイメージング・データが収集されて、コンベヤ・ベルト130が開口122から制御された連続的な方法で荷物134を取り出す。その結果、郵便物検査員、手荷物係、及び他の警備担当者は、爆発物、ナイフ、銃、密輸品などに関して荷物134の内容物を非侵襲的に検査することができる。

40

【0029】

本発明は、放射線画像イメージングスキャナ用のフィルタ組立体に関し、該フィルタ組立体によりX線ビーム・プロファイルを被検体の詳細に合致する連続体に沿って調整して、X線束のダイナミックレンジを制御し、且つ最適な線量効率を達成することが可能にな

50

る。更に、X線ビームは、データ収集中に中心から外れた被検体を捉えるように制御することができる。更に、フィルタには不連続エッジ又は機械的接続部分がないので、画像アーチファクトが低減される。更に、フィルタの製造はさほど複雑でなく、フィルタを実装するには、既存の放射線画像イメージング・システム設計に大規模な変更を必要としない。

【0030】

従って、本発明の1つの実施形態によればビーム整形フィルタ組立体が提供される。フィルタ組立体は、不均一な厚みを有する第1の可動式フィルタと、第1の可動式フィルタから独立し、不均一な厚みを有する第2の可動式フィルタとを含む。各フィルタは、放射線画像データ収集のビームの減弱のために高周波電磁エネルギーをビーム内に配置されるように構成される。10

【0031】

別の実施形態によれば、走査されることになる対象物を受ける開口を有する回転可能なガントリと、高周波電磁エネルギーを被検体に向かって投射するように構成される高周波電磁エネルギー投射源とを含むCTシステムが開示される。被検体前置フィルタ組立体もまた提供され、1対のフィルタと、複数のシンチレータ・セルを有し、各セルが被検体を透過する高周波電磁エネルギーを検出するように構成されたシンチレータ・アレイとを含む。CTシステムはまた、シンチレータ・アレイに光学的に結合され、対応するシンチレータ・セルからの光出力を検出するように構成される複数の光ダイオードを含む光ダイオード・アレイと、光ダイオード・アレイに接続され、光ダイオード出力を受け取るように構成されるデータ収集システム(DAS)とを含む。DASに接続された画像再構成装置が設けられ、DASによって受けられる光ダイオード出力から被検体の画像を再構成するように構成される。CTシステムは更に、高周波電磁エネルギーをビームにおいて1対のフィルタの各フィルタを独立して位置付けるように構成される制御装置を含み、被検体の少なくとも近似した形状に実質的に合致するプロファイルを有するようにビームを調整できるようとする。20

【0032】

別の実施形態によれば、本発明は、第1のフィルタ及び第2のフィルタを有するX線フィルタ組立体を含む。第1のモータ組立体は第1のフィルタに接続され、第2のモータ組立体は第2のフィルタに接続される。第1及び第2のモータ組立体は、X線経路においてそれぞれのフィルタを独立して位置付けるように構成され、目標とする形状に実質的に近似する減弱プロファイルを画定する。30

【0033】

本発明を好ましい実施形態に関して説明してきたが、特に明示しない限り、添付の請求項の範囲内で均等物、代替物、及び修正形態が可能であることが理解される。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】CTイメージング・システムの透視図。

【図2】図1に示されるシステムの概略ブロック図。

【図3】代表的なX線システムの平面図。40

【図4】図1に示されるX線システムの一部の断面図。

【図5】本発明による被検体前置ビーム整形フィルタ組立体の1つの実施形態の概略図。

【図6】本発明による被検体前置ビーム整形フィルタ組立体の別の実施形態の概略図。

【図7】本発明によるフィルタ組立体の別の実施形態の概略図。

【図8】非侵襲的荷物検査システムに用いられるCTシステムの透視図。

【符号の説明】

【0035】

87 組立体

88 X線源

90 X線ビーム

10

20

30

40

50

92 プロファイル

94 被検体前置ビーム整形フィルタ組立体

96、98 フィルタ構成要素

100、102 基部

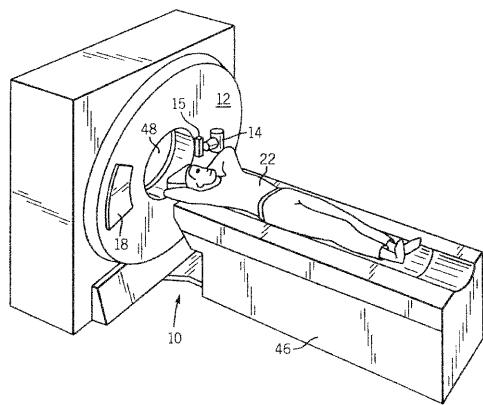
104、106 尾部

108、110 湾曲又は弓形部分

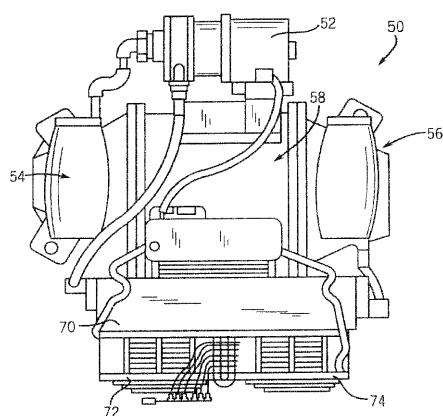
112、114 モータ組立体

113、115 ピストン組立体

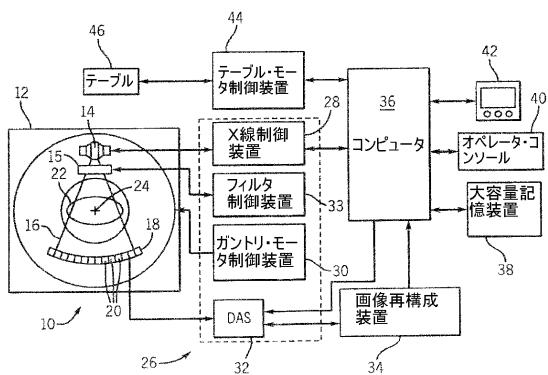
【図1】



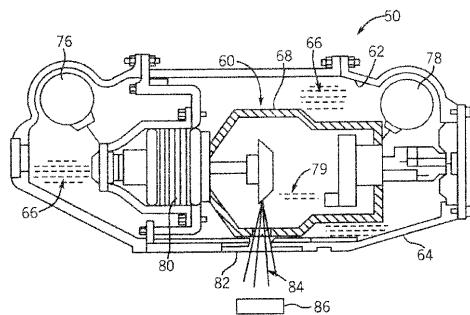
【図3】



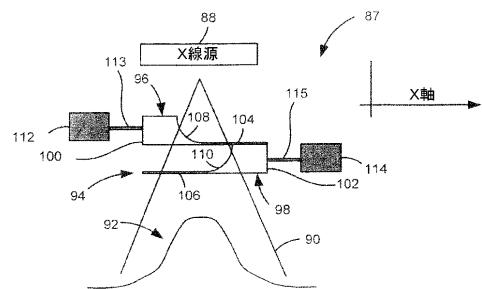
【図2】



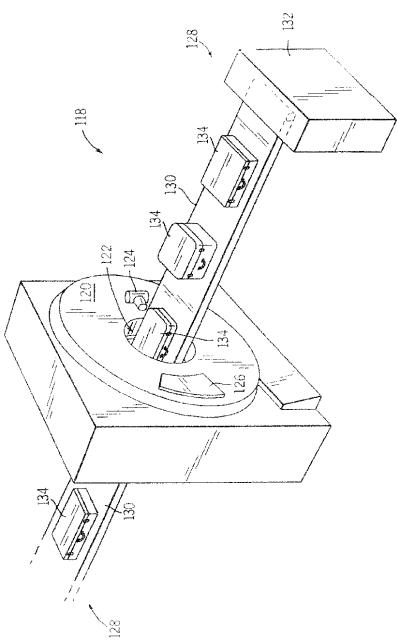
【図4】



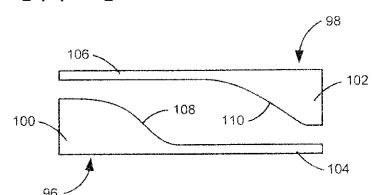
【図5】



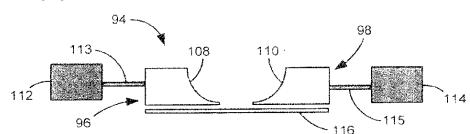
【図8】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 トマス・エル・トス

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ローラ・レーン、15810番

(72)発明者 エリック・ジェイ・トカチク

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、デランソン、バートン・ヒル・ロード、154番

(72)発明者 チアン・シェー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、ウエスト・ケズウィック・コート、1
9970番

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開平08-000605(JP,A)

実開昭58-147503(JP,U)

特開2001-161674(JP,A)

特開平11-104121(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14

G 21 K 3 / 00