

(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.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 2 OM

G 2 1 K 3/00 (2006. 01)

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・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (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ビーム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ビーム整形フィルタ組立体 (9 4) であって、
 不均一な厚みを有する第 1 の可動式フィルタ (9 6) と、
 前記第 1 の可動式フィルタ (9 6) 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 (9 8) と、
 異なるビーム・プロファイル (9 2) が生成されるように前記可動式フィルタ (9 6 、 9
 8) 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 (1 1 2 、 1
 1 4) と、
 を備え、
 前記第 1 の可動式フィルタ (9 6) は、基部 (1 0 0) と、該基部 (1 0 0) よりも薄い
 尾部 (1 0 4) と、前記基部 (1 0 0) を前記尾部 (1 0 4) に接続する湾曲部分 (1 0
 8) 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ビーム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 (9 6) 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、

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ビーム内に前記第 1 及び第 2 の可動式フィルタ (9 6、9 8) 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ビ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。

10

【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に前記少なくとも 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。

20

【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。

【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る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实际的ではない。

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ビームを投射するように構成される高周波電磁エネルギービーム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にする。

10

【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。

20

【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して説明される。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。

30

【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を通してガントリ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線を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。

40

【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ジタル信号に変換する。画像再構成装置

50

34は、サンプリングしてデジタル化されたデータをDAS32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36へ加えられ、該コンピュータは画像を大容量記憶装置38内に格納する。

【0016】

コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40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42により、オペレータは、コンピュータ36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36によって用いられ、該制御信号及び情報をDAS32、X線制御装置28、及びガントリ・モータ制御装置30に供給する。更に、コンピュータ36は、電動テーブル46を制御するテーブル・モータ制御装置44を動作させて、患者22及びガントリ12を位置付ける。具体的には、テーブル46は、ガントリ開口48を通して患者22の部分を移動させる。

10

【0017】

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50が示される。X線システム50は、オイルポンプ52と、陽極端部54と、陰極端部56とを含む。中心筐体58が陽極端部54と陰極端部56の間に位置付けられて設けられる。中心筐体58内には、X線発生装置又はX線管60が収納される。流体チャンバ62が鉛で裏打ちしたケーシング64内に収納されて設けられる。流体チャンバ62は通常、X線発生装置60内の熱を放散するのに用いられる冷却剤66が充填される。冷却剤66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52は、X線発生装置60を冷却し且つ真空容器68内で見られる高電荷からケーシング64を絶縁する冷却剤をX線システム50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70が設けられ、中心筐体58の一方側に位置付けられる。更に、ファン72、74をラジエータ70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70上へ冷却空気流を供給することができる。陽極ソケット76と陰極ソケット78を電氣的に接続することにより、電子79がX線システム50全体にわたって流れることが可能になる。

20

【0018】

ケーシング64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70もまた、真空容器68に隣接し且つケーシング64内に設けられる。システム50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82が設けられている。通常、ウィンドウ82は、ケーシング64内に形成される。ケーシング64は、ウィンドウ82の通過を除いた照射からの発生するほとんどのX線84が遮断されるように設計される。X線システム50は、X線84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86を含む。

30

【0019】

図5を参照すると、少なくとも上述のCT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87は、X線ビーム90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88を含む。以下に述べるように、ビーム90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92を有する。プロファイル92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94がX線ビーム90を減弱する。

40

【0020】

フィルタ組立体94は、1対のフィルタ又はフィルタ構成要素96及び98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96、98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100、102、尾部104、106、及び湾曲又は弓形部分108、110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。

【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。

【0023】

10

20

【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
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
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
23.2688	29.9013	31.9104	29.9013
24.5186	29.9983	33.6029	29.9983

10

20

30

【 0 0 2 4 】

モータ組立体 1 1 2、1 1 4 は、フィルタ 9 6、9 8 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にする。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 1 1 3 及び 1 1 5 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 9 6 がもたらす減弱は、フィルタ 9 8 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、組み合わせら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 9 6、9 8 は、これらのそれぞれのモータ組立体 1 1 2、1 1 4 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 9 6 及び 9 8 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。

40

【 0 0 2 5 】

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

50

減するために、フィルタ 9 6 及び 9 8 は、図 6 に示されるように互いに対して配向されて、フィルタ 9 6 の尾部 1 0 4 がフィルタ 9 8 の基部 1 0 2 に隣接して位置付けられるようにする。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 9 6 及び 9 8 を互い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 9 8 はフィルタ 9 6 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 9 6 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 9 8 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

【 0 0 2 6 】

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 9 6 及び 9 8 は、それぞれ尾部 1 0 4 及び 1 0 6 が無く構成される。これに関連して、各フィルタ 9 6 及び 9 8 は、基部 1 0 0、1 0 2 及び湾曲部分 1 0 8、1 1 0 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 1 1 6 がある。図示された実施形態において、プレート 1 1 6 は固定されているが、プレート 1 1 6 は X 線経路においてプレート 1 1 6 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 1 1 6 はまた、フィルタ 9 6 及び 9 8 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

【 0 0 2 7 】

上述のように、フィルタ 9 6 及び 9 8 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 9 6 及び 9 8 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 9 6 及び 9 8 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

【 0 0 2 8 】

次に図 8 を参照すると、荷物 / 手荷物検査システム 1 1 8 は、開口 1 2 2 を有する回転可能なガントリ 1 2 0 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 1 2 0 は、高周波電磁エネルギー発生源 1 2 4 並びに検出器組立体 1 2 6 を収納する。またコンベヤ・システム 1 2 8 が設けられ、構造物 1 3 2 に支持されるコンベヤ・ベルト 1 3 0 を含み、走査されることになる開口 1 2 2 を通って荷物又は手荷物 1 3 4 を自動的に且つ連続して通過させる。対象物 1 3 4 がコンベヤ・ベルト 1 3 0 により開口 1 2 2 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 1 3 0 が開口 1 2 2 から制御された連続的な方法で荷物 1 3 4 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 1 3 4 の内容物を非侵襲的に検査することができる。

40

【 0 0 2 9 】

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ビーム内に配置されるよう

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ビーム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

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

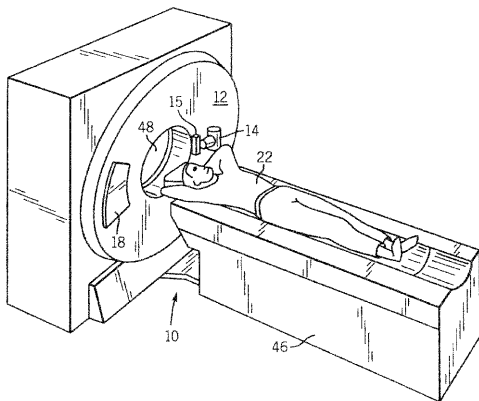
88 X線源

90 X線ビーム

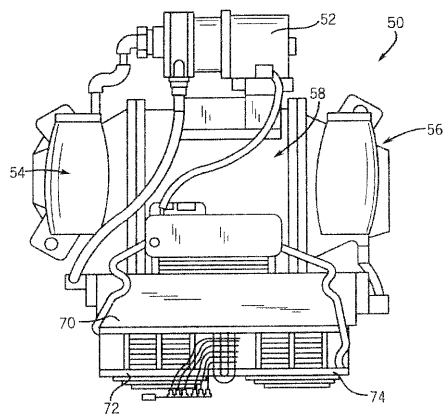
50

- 9 2 プロファイル
- 9 4 被検体前置ビーム整形フィルタ組立体
- 9 6、9 8 フィルタ構成要素
- 1 0 0、1 0 2 基部
- 1 0 4、1 0 6 尾部
- 1 0 8、1 1 0 湾曲又は弓形部分
- 1 1 2、1 1 4 モータ組立体
- 1 1 3、1 1 5 ピストン組立体

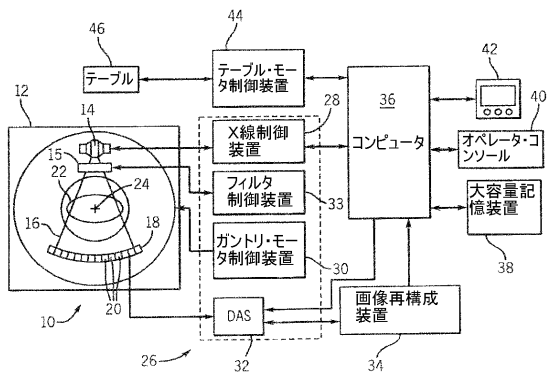
【図 1】



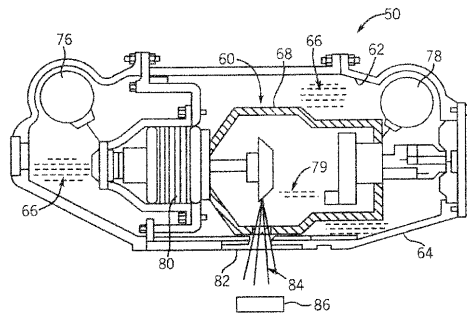
【図 3】



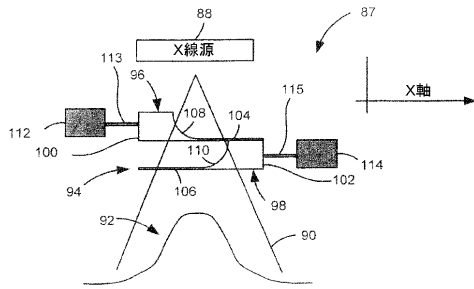
【図 2】



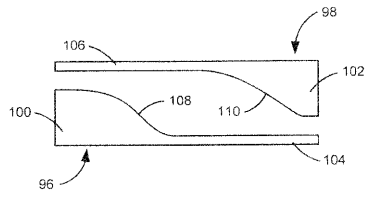
【図 4】



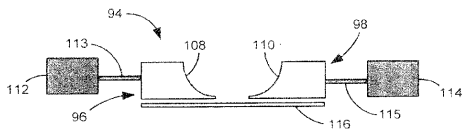
【図5】



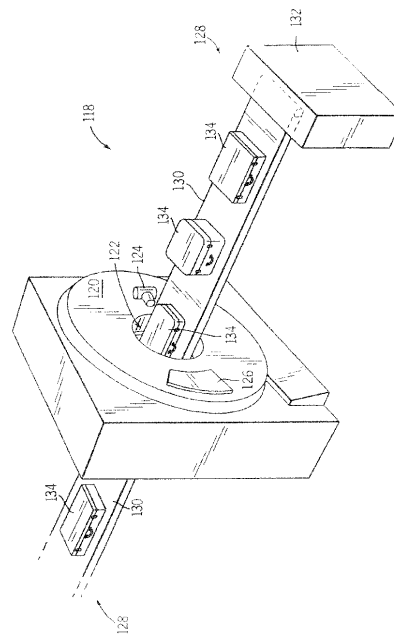
【図6】



【図7】



【図8】



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、19970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)

A61B 6/00 - 6/14

G21K 3/00