

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成 19 年 12 月 6 日 (2007.12.6)

【公開番号】特開 2005-131398 (P2005-131398A)

【公開日】平成 17 年 5 月 26 日 (2005.5.26)

【年通号数】公開・登録公報 2005-020

【出願番号】特願 2004-312178 (P2004-312178)

【国際特許分類】

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

G 0 1 N 23/04 (2006.01)

G 2 1 K 3/00 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 6/03 3 2 0 M

G 0 1 N 23/04

G 2 1 K 3/00 W

【手続補正書】

【提出日】平成 19 年 10 月 24 日 (2007.10.24)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、
走査されることになる対象物の形状と実質的に一致するビーム・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、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 X 線を照射するように設計された X 線源に対応して、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 (9 8) は、基部 (1 0 2) と、尾部 (1 0 6) と、前記基部 (1 0 2) を前記尾部 (1 0 6) に接続する湾曲部分 (1 1 0) 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 X 線を照射するように設計された X 線源に対応して、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X線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)と酷似した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・スキャンに基づいて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112mm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、

一对のフィルタを備えるフィルタ組立体(94)であって、各フィルタが基部(100、102)と、尾部(104、106)と、前記基部(100、102)を前記尾部(104、106)に接続する湾曲部分(108、110)によって規定されており、前記一对のフィルタは、一方のフィルタが他方のフィルタよりも前記高周波数電磁エネルギー照射源により近く位置付けられるように前記高周波数電磁エネルギービーム内に位置付けられる前記フィルタ組立体(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一対のフィルタの少なくとも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前記被検体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、前記ビームが所望のプロファイルを有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。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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実際的ではない。

【特許文献1】米国特許第6501828号