

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5920912号
(P5920912)

(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月22日 (2016.4.22)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 3 0 B
	A 6 1 B 6/03 3 2 0 K
	A 6 1 B 6/03 3 2 1 L
	A 6 1 B 6/03 3 3 1

請求項の数 10 外国語出願 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-249252 (P2011-249252)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成23年11月15日 (2011.11.15)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2012-110698 (P2012-110698A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(43) 公開日	平成24年6月14日 (2012.6.14)		4 5、スケネクタダイ、リバーロード、1
審査請求日	平成26年11月5日 (2014.11.5)		番
(31) 優先権主張番号	12/951,690	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成22年11月22日 (2010.11.22)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線コンピュータトモグラフィを用いた動的関心領域コリメーション・イメージング用のシステム及び、その作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線コンピュータトモグラフィ (CT) システム (10) であって、
 回転ガントリ (12) と、
 X線ビームを生成するため前記ガントリに結合されたX線源 (14) と、
 前記X線ビームを検出するため前記ガントリに結合されたX線検出器 (18) と、
 前記X線源に結合され且つ該X線源によって生成されるX線ビームの集束を調整するよう
 構成された調整可能コリメータ (24) と、
 その中心点が前記ガントリの回転中心を外れて位置づけられる関心領域 (ROI) 上の集
 束を動的ROIコリメーションで調整するよう前記コリメータを制御し、更に走査中に前
 記X線源によって生成されるX線ビームのビーム強度を制御するよう構成されたコントロ
 ーラ (34) と、
 患者 (22) をその上に支持する患者用テーブル (50) と、
 を備え、
 前記コントローラ (34) は、前記X線源 (14) が前記関心領域 (ROI) に近接して
 いるときに前記ビーム強度を低減し、前記X線源が前記関心領域 (ROI) から離れてい
 るときには前記ビーム強度を増大させるよう構成されている、
 X線CTシステム (10)。

【請求項 2】

前記コントローラ (34) が、リアルタイムで前記調整可能コリメータ (24) を動的に

調整するよう構成されている、請求項 1 に記載の X 線 CT システム (1 0) 。

【請求項 3】

前記調整可能コリメータ (2 4) が、前記 X 線源からの X 線がそこを通過して伝送される開口を調整して、画像スキャン中に集束を変更するよう構成された移動可能コリメーションプレート (6 4) を含む、請求項 1 または 2 に記載の X 線 CT システム (1 0) 。

【請求項 4】

複数の前記コリメーションプレート (6 4) の各々が独立して調整可能である、請求項 3 に記載の X 線 CT システム (1 0) 。

【請求項 5】

前記コントローラ (3 4) が、前記 X 線源の管電流又は管電圧のうちの 1 つを調整するよう構成されている、請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の X 線 CT システム (1 0) 。

10

【請求項 6】

前記コントローラ (3 4) が、前記回転ガントリ (1 2) の角度方向に基づいて集束又はビーム強度を調整するよう構成されている、請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の X 線 CT システム (1 0) 。

【請求項 7】

前記関心領域 (R O I) が乳房 (6 2) の領域を含む、請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の X 線 CT システム (1 0) 。

【請求項 8】

前記 R O I が乳房 (6 2) であり、患者 (2 2) をその上に支持する患者用テーブル (5 0) を更に備え、前記コントローラ (3 4) は、
 (i) 複数の組織が乳房と前記 X 線源 (1 4) との間にあるときに前記 X 線ビームへの前記 R O I の曝露を低減又は中断し、
 (i i) 乳房と前記 X 線源 (1 4) との間に組織がないか、又は少量の組織が存在するときに前記 X 線ビームに乳房を曝露する、
 ように構成されている、請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の X 線 CT システム (1 0) 。

20

【請求項 9】

前記 R O I が高感度器官領域であり、前記コントローラ (3 4) は更に、該高感度器官領域への X 線からの放射線量を最小限にするよう構成されている、請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の X 線 CT システム (1 0) 。

30

【請求項 10】

回転コンピュータトモグラフィ (CT) イメージングシステムの作動を制御して、器官特異的イメージングを実施する、前記 CT イメージングシステムの作動方法 (9 0) であって、

前記 CT イメージングシステムのボア内で患者の向きを識別する段階 (9 2) と、
 前記 CT イメージングシステムの少なくとも 1 つの X 線源及び X 線検出器を支持するガントリの角度を決定する段階 (9 4) と、

前記 CT イメージングシステムを用いた走査中に、前記ガントリの角度方向に基づいて、
その中心点が前記ガントリの回転中心を外れて位置づけられる関心領域 (R O I) への動的 R O I コリメーションによる前記少なくとも 1 つの X 線源の集束及び前記少なくとも 1

40

つの X 線源によって生成されたビーム強度を調整する段階 (9 6 、 9 8) と、
 前記少なくとも 1 つの X 線源が前記関心領域 (R O I) に近接しているときに前記ビーム強度を低減する段階と、

前記少なくとも 1 つの X 線源が前記関心領域 (R O I) から離れているときに前記ビーム強度を増大させる段階と、

を含む方法 (9 0) 。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書で開示される主題は、全体的にイメージングシステムに関し、より詳細には、

50

X線乳房イメージング用のシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

マンモグラフィは、乳房をスキャンしてスクリーニング、診断、及び管理するのに使用されるX線イメージングモダリティである。マンモグラフィの有効性は、X線投影イメージングの従来の技術による放射線散乱、ノイズ、及び解剖学的構造の重なりを含む、多くの要因の影響を受ける。

【0003】

乳房イメージング用の専用システムが知られている。例えば、デジタル乳房トモシンセシス(DBT)又はマンモグラフィ-トモグラフィ(マンモ-トモ)システムは、複数(例えば、10個)の角度方向にオフセットした投影画像を取得して、解剖学的重なりを低減できる3次元(3D)画像データセットを再構成する専用マンモグラフィシステムである。しかしながら、これらの従来のDBTシステムは、標準的なマンモグラフィシステムの限界を部分的には克服することができるが、DBTシステムは、深さ分解能に依然として限界がある。加えて、DBTシステムを使用する際には、関連するアーチファクト及び散乱が依然として問題となる。

10

【発明の概要】

【0004】

1つの実施形態によれば、回転ガントリと、X線ビームを生成するためガントリに結合されたX線源と、X線ビームのX線を検出するためガントリに結合されたX線検出器と、を含む、X線コンピュータトモグラフィ(CT)システムが提供される。X線CTシステムは更に、X線源に結合され且つ該X線源によって生成されるX線ビームの集束を調整するよう構成された調整可能コリメータを含む。X線CTシステムはまた、関心領域(ROI)上の集束を調整するようコリメータを制御し、更に走査中にX線源によって生成されるX線ビームのビーム強度を制御するよう構成されたコントローラを含む。

20

【0005】

別の実施形態によれば、回転ガントリと、X線ビームを生成するためガントリに結合された複数のX線源と、X線ビームのX線を検出するためガントリに結合されたX線検出器と、を含む、X線コンピュータトモグラフィ(CT)システムが提供される。X線コンピュータトモグラフィ(CT)システムは更に、複数のX線源を独立して制御してX線ビーム部を選択的に生成し、関心領域(ROI)上の集束を調整し、また走査中に複数のX線源によって生成されるX線ビームのビーム強度を制御するよう構成されたコントローラを含む。

30

【0006】

更に別の実施形態によれば、回転コンピュータトモグラフィ(CT)イメージングシステムの作動を制御して、器官特異的イメージングを実施する方法が提供される。本方法は、CTイメージングシステムのボア内で患者の向きを識別する段階と、CTイメージングシステムの少なくとも1つのX線源及びX線検出器を支持するガントリの角度を決定する段階と、を含む。本方法は更に、CTイメージングシステムを用いた走査中に、ガントリの角度方向に基づいて、X線源の集束及び前記少なくとも1つのX線源によって生成されたビーム強度を調整する段階を含む。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】種々の実施形態に従って形成されたX線コンピュータトモグラフィ(CT)イメージングシステムを示すブロック図。

【図2】種々の実施形態による、1つのガントリ位置におけるX線CT乳房イメージングを示す図。

【図3】種々の実施形態による、別のガントリ位置におけるX線CT乳房イメージングを示す図。

【図4】種々の実施形態による、別のガントリ位置におけるX線CT乳房イメージング

50

を示す図。

【図5】種々の実施形態による、高分解能イメージングを示す図。

【図6】種々の実施形態による、背臥位の患者を示す図。

【図7】種々の実施形態による、腹臥位の患者を示す図。

【図8】他の種々の実施形態による、1つのガントリ位置におけるX線CT乳房イメージングを示す図。

【図9】他の種々の実施形態による、別のガントリ位置におけるX線CT乳房イメージングを示す図。

【図10】他の種々の実施形態による、別のガントリ位置におけるX線CT乳房イメージングを示す図。

【図11】種々の実施形態に従って、回転CTイメージングシステムの作動を制御し、器官特異的イメージングを実施する方法のフローチャート。

【図12】種々の実施形態に従って形成されたX線CTイメージングシステムの斜視図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

上述の概要並びに特定の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付図面を参照しながら読むとより理解されるであろう。各図面が種々の実施形態の機能ブロックの図を例示している範囲において、当該機能ブロックは、必ずしもハードウェア回路間の区分を示すものではない。従って、例えば、機能ブロック（例えば、プロセッサ、コントローラ、又はメモリ）の1つ又はそれ以上は、単体のハードウェア（例えば、汎用プロセッサ又はランダムアクセスメモリ、ハードディスク、もしくは同様のもの）又は複数のハードウェアにおいて実施することができる。同様に、プログラムは、独立型プログラムであってよく、オペレーティングシステム内にサブルーチンとして組み込まれてもよく、インストールされたソフトウェアパッケージ中の機能であってもよく、及びその他とすることができる。様々な実施形態は、図面に示された構成及び手段に限定されないことを理解されたい。

【0009】

本明細書で使用する場合に、前に数詞のない要素又はステップの表現は、そうではないことを明確に述べていない限り複数のそのような要素又はステップの存在を排除するものではないと理解されたい。更に、本発明の「1つの実施形態」という表現は、記載した特徴を同様に組み入れた付加的な実施形態の存在を排除するものとして解釈されることを意図するものではない。その上、そうではないことを明記しない限り、特定の特性を有する1つ又は複数の要素を「含む」又は「有する」実施形態は、その特性を有しない追加的なそのような要素を含むことができる。

【0010】

また、本明細書で使用される場合の語句「画像を再構成する」とは、その中で画像を表すデータが生成されるが視覚可能な画像が生成されない実施形態を排除するものではない。しかしながら、多くの実施形態は、少なくとも1つの視覚可能な画像を生成する（又は、生成するように構成されている）。

【0011】

種々の実施形態は、X線コンピュータトモグラフィ（CT）乳房イメージング用のシステム及び方法を提供する。CT乳房イメージングは、様々なX線ビーム強度で動的関心領域（ROI）コリメーション制御を用いて実施される。種々の実施形態の少なくとも1つの技術的作用は、乳房イメージング専用構成されていないイメージングシステムを用いて乳房イメージングを実施する能力である。例えば、少なくとも一部の実施形態を実施することにより、乳房イメージングは、患者が背臥位で撮像される状態のCTアーキテクチャを用いて実施することができる。

【0012】

図1は、種々の実施形態による乳房イメージングを実施するよう機能するX線CTシステム10の簡易ブロック図を示す。X線CTシステム10は、本明細書でより詳細に説明される第三世代CTイメージングシステムを代表することができるガントリ12を含む、

10

20

30

40

50

マルチスライス走査イメージングシステムとして構成することができる。ガントリ12は、一般に、ガントリ12の反対側にある検出器アレイ18に向けてX線ビーム16を投射する。検出器アレイ18は、複数の検出器素子20を含む複数の検出器アレイ（図示せず）によって形成されており、該検出器素子は、検出器アレイ18とX線源14との間で背臥位（又は任意選択的に腹臥位又は立位）で位置決めされた患者22（例えば、乳房走査を実施する女性患者）のような被検体を透過した投射X線を全体として検知する。

【0013】

コリメータ24は、X線源14と組み合わせて設けられ、X線ビーム16をコリメートして集束させる。種々の実施形態において、発生したX線ビーム16の強度レベル及びコリメーションは動的に制御され調整される。例えば、本明細書で詳細に説明されるように、動的乳房ROIコリメーション及び高感度器官出力変調が、種々の実施形態により提供される。

10

【0014】

検出器アレイ18に関して、各検出器素子20は、衝突するX線ビームの強度を表す電気信号を生成し、よって、これを用いてビームが患者22を透過したときのビームの減弱を推定することができる。X線投影データを取得するための走査中、ガントリ12及びこれに装着されている構成部品は、回転中心26の周りを回転する。検出器素子20の単一の列（すなわち、1つの検出器列）のみが図示されているが、種々の実施形態における検出器アレイ18は、検出器素子20の複数の平行な検出器列を有するマルチスライス検出器アレイであり、走査中に複数の準平行又は平行スライスに対応する投影データを同時に取得することができる点に留意されたい。

20

【0015】

ガントリ12上の構成部品の回転並びにX線源14及びコリメータ24の作動は、CTシステム10の制御機構28によって制御される。制御機構28は、X線源14に電力及び信号を提供するX線コントローラ30と、ガントリ12上の構成部品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32と、X線源14のコリメーションを制御し、ROIを調整及び定めるコリメータコントローラ34とを含む。例えば、コリメータ24の有効視野（FOV）は、動的コリメーションを用いて調整される。

【0016】

制御機構28におけるデータ取得システム（DAS）36は、検出器素子20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該データをデジタル信号に変換する。画像再構成器38は、サンプリングしデジタル化されたX線データをDAS36から受け取り、画像再構成を実施する。再構成された画像は、プロセッサ40（例えば、コンピュータ）に伝達され、該プロセッサが記憶装置42内に画像を記憶する。画像再構成器38は、特殊化されたハードウェア、或いは、例えばモジュールとしてプロセッサ40上で実行されるコンピュータプログラムとすることができる。

30

【0017】

プロセッサ40はまた、キーボード、マウス、その他などの入力デバイスを含むオペレータコンソール44を介してオペレータからコマンド及び走査パラメータを受け取る。付随のディスプレイ46が設けられ、該ディスプレイは、オペレータがプロセッサ40からの再構成画像並びに他のデータを見ることを可能にするあらゆる好適なディスプレイタイプとすることができる。本明細書でより詳細に説明されるように、オペレータが供給するコマンド及びパラメータは、プロセッサ40により使用され、制御信号及び情報をDAS36、X線コントローラ30、ガントリモータコントローラ32、及びコリメータコントローラ34に提供することができる。加えて、プロセッサ40は、電動患者用テーブル50を制御するテーブル・モータコントローラ48を動作させ、患者22をガントリ12内に位置決めする。具体的には、テーブル50は患者22の一部をガントリ開口48に通して移動させる。患者22（又は患者22の一部）は、ガントリ12内に移動され、イメージング中はガントリ12の回転の間静止したままにすることができ、或いは、ガントリ12が回転している間は開口52を通過して患者22を移動させることができる点に留意され

40

50

たい。

【0018】

種々の実施形態において、プロセッサ40は、フロッピー（商標）ディスク、CD-ROM、DVD、フラッシュメモリ（図1に示す）、又はネットワークもしくはインターネットのような他のデジタル・ソース等のコンピュータ読み取り可能媒体56からの命令及び/又はデータを読み取るための、例えば、CD-ROMドライブ、DVDドライブ、光磁気ディスク（MOD）装置、USBポート、又はEthernet（商標）デバイスのようなネットワーク接続装置を含む他のあらゆるデジタル装置のような装置50、並びに開発途上のデジタル手段を含む。他の実施形態において、プロセッサ40は、ファームウェア（図示せず）内に記憶された命令を実行する。プロセッサ40は、本明細書で説明される機能を実施するようプログラムされており、本明細書で使用される用語「プロセッサ」は、当技術分野でコンピュータと呼ばれている集積回路のみに限定されず、コンピュータ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブル論理コントローラ、特定応用向け集積回路、及び他のプログラム可能な回路を広範に指しており、これらの用語は本明細書では同義的に用いられている。

10

【0019】

上述の実施形態は第三世代CTシステムを参照しているが、本明細書に記載する方法は、第四世代CTシステム（静止型検出器 - 回転式X線源）及び第五世代CTシステム（静止型検出器及び静止型X線源）にも同等に適用可能である。加えて、CT以外のイメージングモダリティにおいても本発明の種々の実施形態の利点が得られると企図される。更に、本明細書に記載する方法及び装置は、特定の医療環境において記載されているが、他の応用又は環境においても本発明の種々の実施形態の利点が得られると企図される。

20

【0020】

作動時には、種々の実施形態は、異なるガントリ位置又は角度などに基づき、図2から4に示すようなX線源の出力及びX線源により発生するX線ビームのコリメーションを制御する。例えば、図示のように、X線源14は、X線ファンビームとすることができるX線ビーム16を投射し、該ビームは、一般には「イメージング平面」と呼ばれるデカルト座標系のX-Y平面のROI60内に位置するようコリメートされる。X線源14の出力はまた、X線ビーム16がROI60（この実施形態では患者22の乳房22）に対して患者22と交差する角度に基づくなど、異なるガントリ位置にて制御される。X線ビーム16はファンビームとして図示されているが、他の変形形態及びX線ビームジオメトリも企図される点に留意されたい。例えば、幾つかの実施形態において、X線ビーム16は平行ビームである。

30

【0021】

X線ビーム16は、患者22により減弱された後、患者22を透過し（図1に示す）、検出器アレイ18上に衝突する。検出器アレイ18にて受け取られる減弱した放射線ビームの強度は、患者22によるX線ビーム16の減弱に依存する。検出器アレイ18の各検出器素子20は、別個の電気信号を生成し、該電気信号は検出器位置におけるビーム強度の測定値である。全ての検出器からの強度測定値は、別個に取得されて透過プロファイルを生成し、異なる強度を有するX線ビーム16に基づいている。

40

【0022】

第三世代CTシステムにおいて、X線源14及び検出器アレイ18は、X線ビーム16の患者22と交差する角度が定期的に変化するよう、イメージング平面内で且つ患者22の周りをガントリ12と共に回転する。1つのガントリ角度での検出器アレイ18からのX線減弱測定値すなわち投影データの群を「ビュー」と呼ぶ。被検体の「走査（スキャン）」は、X線源及び検出器が2分の1又はそれ以上回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度において形成されるビューのセットを含む。従って、2分の1又はそれ以上の回転中、X線源14の出力及びコリメータ24によるコリメーション（例えば、コリメータ開口のサイズ）は動的に変化する。

【0023】

50

種々の実施形態は、X線源14及び検出器アレイ18が患者22の周りを回転するCTスキャンを用いて実施することができる。患者22を支持する患者用テーブル50(図1に示す)は、走査(アキシャルスキャン)中に静止したままにすることができ、或いは、走査(ヘリカルスキャン)中に移動することもできる。アキシャルスキャンでは、複数の静止位置の各々にて投影データが取得され、患者22の断面情報に相当する画像又はボリュームを構築する。従って、患者22は、患者22の各軸方向位置において走査中に静止したままである。フィルタ補正逆投影法のような、あらゆる好適な画像再構成方法を用いることができる。このプロセスは、走査からの減弱測定値を「CT数」又は「ハウンスフィールド単位」(HU)と呼ばれる整数値に変換し、これらを用いて、表示画像の対応するピクセルの明るさを制御する。

10

【0024】

「ヘリカル」スキャン(又は螺旋スキャン)は、例えば、全走査時間を短縮するために実施することができる。「ヘリカル」スキャンを実施するためには、規定の数のスライスのデータを取得する間、患者24を移動させる。ヘリカルスキャン操作の間、ガントリの回転と患者の並進とを組み合わせることによって単一の螺旋が生成される。ヘリカルスキャンにより、各規定のスライス又はボリュームにおける画像を再構成することができる投影データが得られる。ヘリカルスキャンのための再構成は、ビュー角度及び検出器チャンネル番号の関数として収集したデータに加重する螺旋加重アルゴリズムを用いることができる。具体的には、フィルタ補正逆投影プロセスの前に、ガントリ角度及び検出器角度の両方の関数である螺旋加重ファクタに従ってデータに加重する。次いで、加重したデータを処理してCT数を生成し、また、患者24を通して得られる断面情報に対応する画像を構築する。

20

【0025】

任意の時点での複数の列の投影データが同時に取得されるマルチスライスCTを用いることができ、これもまた全走査時間が短縮される。ヘリカルスキャンモードと組み合わせられると、システムは、コーンビーム投影データの単一螺旋を生成する。単一スライス螺旋加重方式と同様に、本方法は、逆投影プロセスの前又はその間に投影データと加重を乗算する方法を導出することができる。

【0026】

種々の実施形態において、乳房領域のような周辺ROIは、ROIを通過する投影ラインだけが測定され、ROIの外部の投影ラインが収集されない場合でも、例えば、微分逆投影法、又は反復再構成、或いは統計的再構成によって再構成することができる点に留意されたい。

30

【0027】

患者22の周りでX線源14及び検出器アレイ18の回転中、詳細には、第三世代CTスキャンの間、乳房CTイメージングにおいて、X線ビーム16は動的にコリメートされ、X線源14の出力レベルが調整される。例えば、動的コリメーション及び出力レベル調整は、乳房CTイメージング用に構成され又は最適化することができる。図2から図4に示すように、X線ビーム16は、X線がROI60の外部の領域又は区域において遮られるように動的にコリメートされ、これは、様々なガントリ角度と共に変化する。例えば、コリメータコントローラ34(図1に示す)により、2つ又はそれ以上の金属コリメーションプレート64(2つのプレート62が図示されている)の位置を駆動するアクティベータ又は駆動手段(例えば、モータ)のリアルタイム制御を行うことができる。この制御は、コリメーションプレート64の一方又は両方を移動させてコリメータ孔66を開放又は閉鎖し、ガントリ12の回転の間中にX線ビーム16がROI60上に集束されるようにすることを含むことができる。すなわち、各コリメーションプレート64は、独立して且つ異なる量を移動し、X線ビーム16の方向及び集束を変えることができる。リアルタイムとは、例えば、ガントリ12が静止又は移動している間、或いは、患者用テーブル50が静止又は移動している間とすることができる、イメージング走査中の操作を制御することを指す点に留意されたい。

40

50

【 0 0 2 8 】

コリメーション制御に加えて、種々の実施形態はまた、X線源14の出力(例えば、X線管の電流又は電圧)を変えてX線ビーム16の強度を変化させることにより、ビーム強度を動的且つリアルタイムで制御する。例えば、ビーム強度は、X線ビーム16を形成するX線がより多く又はより少なく生成され伝送されるように変調することができる。従って、管電流変調(mA変調と呼ばれる)及び/又は管電圧変調(kV変調と呼ばれる)は、要求又は必要に応じて提供することができる。

【 0 0 2 9 】

図2から図4に示される3つのガントリ位置を参照すると、コリメーション及びビーム強度は様々であり、これらの位置の各々において異なることができる。しかしながら、(ガントリ12が1回転したときの)ガントリ位置の1つ又はそれ以上でのコリメーション及びビーム強度は同じであってもよい。図2において、ガントリ12は、X線源14が患者22の上に、検出器アレイ18が患者22の下にあり、患者22が、例えば、患者用テーブル50(図1に示す)上で仰向けに支持された背臥位の状態で位置付けられる。このガントリ位置では、コリメータ24は、ROI60を含むよう患者22の正面全体をX線ビームが照射するように開放状態にある。このコリメータ24構成は、一般に、全ファンビーム操作と呼ばれる。X線ビーム16の強度は、このガントリ位置では低減され、例えば、図3及び4に示すガントリ位置と比べてmA又はkVが低減されている。

【 0 0 3 0 】

図3では、X線源14が患者22の一方の側にあり、検出器アレイ18が患者22の他方側にある状態で位置付けられる。このガントリ位置では、コリメータ24は、コリメーションプレート64の一方又は両方が移動して、ファンビームがROI60だけを照射するようにX線ビーム16bを集束させるよう調整される。例えば、コリメーションプレート64bは、X線が患者22の下側部分を照射するのを阻止するよう移動することができ、他方、コリメーションプレート64aは、X線が患者22の上側部分を照射できるように移動されない。このコリメータ24構成は、一般に、部分ファンビーム操作と呼ばれ、この実施形態では、全ファンビーム操作の半分未満である。しかしながら、ファンビームの幅は、ガントリ位置、患者のサイズ、その他に基づいて異なる程度に変更することができる点に留意されたい。従って、ファンビームは、要求又は必要に応じて狭めるか、又は広げられ、並びに指向又は集束することができる。このガントリ位置では、X線ビーム16の強度は、図2に示されるガントリ位置に比べて増大されており、例えば、図2に例示するガントリ位置に対して増大したmA又はkVを有するが、図4に例示するガントリ位置よりも低い強度を有する。

【 0 0 3 1 】

図4において、ガントリ12は、X線源14が患者22の下にあり、検出器アレイ18が患者22の上にある状態で位置付けられる。このガントリ位置では、コリメータ24は、コリメーションプレート64の一方又は両方が移動してX線ビーム16cを集束させ、ここではX線源14から患者22の反対側にあるROI60をファンビームが照射するように調整される。このガントリ位置では、コリメーションプレート64a及び64bの両方が、X線が患者22の側部の一部を照射するのを阻止するよう移動して、ファンビームは、その両側で低減された幅を有するよう狭められるようにすることができる。このコリメータ24構成は、一般に、低ファンビーム操作と呼ばれ、この実施形態では、全ファンビーム操作の半分未満であり、ファンビームの側面は遮られている。しかしながら、ファンビーム幅は、ガントリ位置、患者のサイズ、その他に基づいて異なる程度に変更することができる点を理解されたい。従って、ファンビームは、この場合も同様に、要求又は必要に応じて狭めるか、又は広げられ、並びに指向又は集束することができる。このガントリ位置では、X線ビーム16の強度は、図2及び3に示されるガントリ位置に比べて増大されており、例えば、図2及び3に例示するガントリ位置に対して増大したmA又はkVを有する。従って、図2における向きで最も低いビーム強度が提供され、図3及び図4それぞれの向きでは増大するビーム強度を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

以上のことから、種々の実施形態において、ROI 60上にX線ビーム16を集束させるようにビームコリメーションが制御されると共に、ビームが高感度器官領域に最初に衝突した時点、及び(患者22の)身体の残りの部分の通過とは異なり、高感度器官領域(例えば、ROI 60)にビームが到達する前にビームが減弱されるかどうかに基づいてビーム強度が変更される。従って、動的乳房ROIコリメーション(乳房62に集束させる)と高感度器官変調(乳房62などの器官がX線源14に近接しているときにビーム強度を低減する)とによって最適化された乳房CT走査を実施することができる。図2から図4に示すように、乳房62上へのビームを集束させるROIコリメーションに加えて、より多くのX線が患者22の背後に透過し、より少ないX線が高感度乳房領域に直接的に透過される(又は全く透過しない)ように変調される。従って、幾つかの実施形態において、ROI 60の通過に限定されるX線のビーム強度変調が提供され、X線のビーム強度は、患者22の背後からが最も高く、患者22の正面からが最も低い。

10

【 0 0 3 3 】

動的ROIコリメーション及び高感度器官出力変調は、乳房62のX線CTイメージングに限定されない点に留意されたい。種々の実施形態を用いて、異なる器官など、患者22の異なる領域を撮像することができる。また、修正及び変形形態も企図される転移留意されたい。例えば、本明細書で説明される動的コリメーション方式では、コリメーションプレート64の後方の放射線は完全に遮断又は遮られているが、X線プロファイルが漸次的に又は不完全に遮断又は遮られる動的Bowtie型フィルタを用いてもよい。

20

【 0 0 3 4 】

例えば、別の実施形態は、肺のX線CTイメージングに本明細書で説明されるシステム及び方法を適用することを含む。この用途では、患者の放射線線量は、例えば、肺スクリーニング用途において良好な又は改善された画像品質を可能にしながら、低減又は最小限にすることができる。従って、この用途では、ROIは肺領域に対応することができ、高感度器官領域は乳房領域に対応することができる。ROIコリメーション又は複数線源発射シーケンスは、肺領域を含めて且つ乳房領域を避けるように調整される。ビーム強度変調はまた、乳房領域への放射線線量を低減又は最小限にし、また、肺領域における画像品質を向上させ又は最大限にするように選択される。加えて、フォトカウンティング検出器を使用すると、高いX線検出効率を提供することができる。更に、統計的又は反復再構成技法を用いて、所与の低いビーム強度プロファイルに対して画像品質を改善又は最適化することができる。

30

【 0 0 3 5 】

また、ビーム強度及びビームコリメーションの制御は要求又は必要に応じて変更できる点に留意されたい。例えば、乳房62をイメージングする際に、システムは、組織が乳房62とX線源14との間にあるときにはX線ビーム16への乳房62の曝露を低下又は中断し、乳房62とX線源14との間に組織が存在しないか又は少量しか存在しないときには、乳房62へのX線ビーム16を曝露するか又は曝露を増大させるように制御することができる。

【 0 0 3 6 】

CTシステム10の構成要素は、本明細書で説明される乳房イメージングのような、実施されることになるイメージングに基づいて構成することができる。例えば、高い空間分解能では、種々の実施形態における焦点は、0.2mmと0.6mmの間などの極めて小さい焦点であり、これは図5及び6で例示される(それぞれ横断面及び長手方向図を示す)。また、焦点は、XY平面で及びZ方向に沿って偏位させ、オーバーサンプリング及び空間分解能の改善、並びにエイリアシング・アーチファクトの低減をもたらすことができる。種々の実施形態において、検出器アレイ18は、0.1mmと0.6mmの間などの小さなセルサイズを有する複数の検出器素子20を含む。これらの構成での操作において、線量効率を得るために、検出器アレイ18はフォトンカウンティング検出器として構成される。しかしながら、本明細書で説明されるように、検出器アレイ18は、1Dアレイ

40

50

とすることができ、或いは、2Dアレイを定める複数検出器列を含むことができる。加えて、種々の実施形態において、コーン角は極めて狭く、単一系列又は僅かな検出器列に限定され、これにより検出器アレイ18によって検出される散乱放射線の相対量が限定される。従って、より短い時間で乳房領域全体を対象範囲とするヘリカルスキャンプロトコルを用いることができる。

【0037】

焦点サイズ及びセルサイズは、0.2mmよりも小さいスポットサイズを有するマイクロ焦点X線源に合わせてより小さくするなど、より小さくても、より大きくすることもできる点に留意されたい。

【0038】

幾つかの実施形態において、図6に示すようなイメージングにおいて患者22を背臥位に位置付けるのではなく、患者22は、図7に示すように患者用テーブル50上に腹臥位で位置付けられる場合がある。この実施形態では、患者の胸部から延びる乳房62用のスペースが設けられる。幾つかの実施形態において、患者用テーブル50に開口70が設けられ、重力によりそこを通過して患者の胸部から乳房62が延びるようにする。クッション72として図示される1つ又はそれ以上のスペースを、患者22の乳房領域の上及び/又は下で胸部の真下に設けることができる点に留意されたい。また、患者22の身長、体重、その他に基づき、より多く又はより少ないクッション72、或いは、異なるサイズ及び形状のクッション72を設けることができる点に留意されたい。幾つかの実施形態において、任意選択的に、例えば、何らかの好適な吸引装置を用いるなど、引張力を乳房62に加えることもできる。

【0039】

他の患者位置も企図される点に留意されたい。例えば、患者22は、直立していてもよく、又は背臥位と着座位置の間の起き上がった位置であってもよい。

【0040】

患者22が腹臥位に位置付けられている実施形態では、構成要素の回転及び制御を含むイメージング操作は、回転CTシステムを用いた背臥位と同様に実施することができる。異なるタイプのCTイメージングシステム又は異なるように作動するCTシステム10も提供できる点に留意されたい。例えば、種々の実施形態による乳房イメージングは、X線源14を高管電圧と低管電圧とで交互に作動させることによって、マルチエネルギーCTを用いて実施することができる。或いは、マルチエネルギーCTは、フォトンカウンティング検出器のようなエネルギー感応検出器を有することにより提供することができる。

【0041】

種々の実施形態はまた、同じ参照符号が同じ又は同様の要素を示す、図8から図10において例示するように、多線源CTシステム80で実施することができる。この実施形態では、動的コリメータ24なしで複数のX線源14を用いて動的乳房ROI集束及び高感度器官出力変調が提供される。作動時には、X線源14は、X線ビーム16を順次的に生成することができる。X線源14の数及び位置決めは変更することができ、より多くの又はより少ないX線源14を備え、患者22の周りに等間隔で又は非等間隔で配置することができる点に留意されたい。

【0042】

作動時には、乳房CT走査において、現在のビュー角で乳房領域と交差するX線ファンビームすなわちROI60を有するX線源14だけが作動又は発射され、その結果、X線源14は、独立して又は選択的に制御されてX線ビーム16を伝送するようになる。「発射される」とは、一般に、X線ビーム16を生成し伝送しているX線源14を指す点に留意されたい。他のX線源14は、スキップされ、又はより低周波で作動する。従って、図8に示すように、X線源14が患者22の上であり、検出器アレイ18が患者22の下に位置付けられるようにガントリ12が位置決めされた状態では、X線源14の全てがX線ビーム16を生成する訳ではない。例えば、外側の2つのX線源14は発射されず、その結果、より狭いX線ビームカバレッジ範囲が定められ、ROI60上に集束されるように

10

20

30

40

50

なる。ガントリ 12 が図 9 に示すように位置付けられると、X 線源 14 は患者 22 の一方の側部上にあり、検出器アレイ 18 が患者 22 の他方の側部にあるようになり、2 つの X 線源 14 として示されている、更に少数の X 線源 14 が発射される。作動可能であり発射される X 線源 14 は、ファンビームを生成して R O I 60 を照射する X 線源 14 である。図 10 に示すようにガントリが位置付けられると、X 線源は患者 22 の下にあり、検出器アレイ 18 は患者 22 の上にあり、より多くの数の X 線源 14 が発射され、この実施形態では X 線源 14 の全てを含む。

【 0 0 4 3 】

従って、この実施形態では、集束される照射領域は、図 2 から図 4 に例示したコリメータ 24 を用いる代わりに、どの X 線源 14 が X 線ビーム 16 を生成して R O I 60 を対象範囲としているかを制御することによって定義される。しかしながら、R O I コリメーションはまた、図 8 から図 10 に示す実施形態においても備えることができる点に留意されたい。加えて、ビーム強度は、図 2 から図 4 に示す実施形態と同様に制御され、その結果、図 10 のガントリ方向でのビーム強度は、図 9 のガントリ方向におけるビーム強度よりも高く、図 9 は、図 8 のガントリ方向におけるよりも高いビーム強度を有する。このように、X 線ビーム 16 のビーム強度は、最適な線量効率を得られるよう各 X 線パルスに合わせて調整することができる。従って、種々の実施形態において、患者 22 の背後からより多くの X 線がもたらされ、X 線源 14 が乳房領域の真正面にあるときに X 線がより少なくなる。従って、X 線源 14 の各々からの流束は、使用される X 線源 14 の数及び X 線源 14 の位置に基づいてより多く又はより少ない X 線が特定領域に伝送されるように変調及び制御することができる。

【 0 0 4 4 】

種々の実施形態はまた、呼吸運動又は心臓運動などの異なるファクタ又は変数について調整又は補正することができる。幾つかの実施形態において、呼吸運動は、患者の息を止めさせて、単一の息止め内に走査を完了できるようにすることにより低減又は排除することができる。心臓運動に関しては、種々の実施形態は、心臓運動によるぼけ又はモーションアーチファクトを抑制する何らかの好適な心電図 (E C G) ゲーティング又は動き補正技術と組み合わせて実施することができる。

【 0 0 4 5 】

種々の実施形態はまた、回転 C T イメージングシステムの作動を制御し、器官特異的イメージング (例えば、乳房イメージング) を実施する、図 11 に示すような方法 90 を提供することができる。詳細には、方法 90 は、ステップ 92 において、例えば、C T イメージングシステムのガントリ内で患者が背臥位又は腹臥位で支持されているかどうかなど、患者の位置を識別する段階を含む。この判定は、位置を識別するユーザ入力に基づいて行うことができ、或いは、例えば好適なセンサ又はカメラシステムを用いて自動的に判定することができる。

【 0 0 4 6 】

その後、イメージング走査が開始すると、ステップ 94 において、現在のガントリ角度に関する判定が行われる。例えば、X 線源上のエンコーダ、回転ガントリの検出器、又は他の部分は、ガントリの現在の角度位置又は向きを識別する位置情報を提供することができる。従って、ガントリ上の X 線源及び検出器の既知の装着位置、及び識別された患者位置に基づいて、患者に対する X 線源及び検出の位置を決定することができる。例えば、X 線源が患者の正面、患者の後方、又はこれらの間の何れかの位置にあるかどうかについての判定を実施することができる。

【 0 0 4 7 】

決定されたガントリ角度に基づいて、X 線源のコリメーション又は集束並びに X 線源によって発生されるビーム強度が調整される。例えば、集束は、本明細書で説明される動的コリメーションを用いて R O I を対象範囲とするよう調整することができ、X 線ビーム強度は、X 線源が患者の正面か又は背後の近くにあるかどうかに基づいて変更 (例えば、管電圧又は管電流) することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

その後、ステップ 9 8 において、ガントリ角度が変化するようにガントリが移動したか否かに関して判定を行う。ガントリ角度が変化していない場合、ステップ 1 0 0 において、現在の集束及びビーム強度レベルが維持される。ガントリ角度が変化した場合には、ステップ 9 4 において、新しいガントリ角度を再度決定し、本方法は上述のように続行される。

【 0 0 4 9 】

X線源の集束及びノ又はX線源によって生成されるビーム強度の変動は、各ガントリ位置にて調整することができ、或いは、異なるガントリ位置にて維持することができる点に留意されたい。幾つかの実施形態において、X線源の集束及びX線源によって生成されるビーム強度は、各ガントリ角度にて増分的に変更される。

10

【 0 0 5 0 】

従って、種々の実施形態において、乳房CTイメージングは、例えば、患者 2 2 が背臥位（図 1 2 に示す）又は腹臥位の状態で、図 1 2 において例示されるガントリ開口 5 2 （図 1 に示す）を定めるポア 8 2 内で患者 2 2 （又は患者 2 2 の一部）の周りに回転するCTイメージングシステム 1 0 のようなCTイメージングシステムを備えることができる。加えて、mA又はkV変調と組み合わせたROIコリメーションが提供される。更に、小集束スポットが生成される構成で作動する、小検出器セルサイズのフォトンカウンティング検出器を提供することができる。

20

【 0 0 5 1 】

他の修正形態及び変形形態も企図される。例えば、患者の乳房は、乳房領域外の患者曝露を低減するために、FOVの直径上に中心を外れて位置付けることができる。別の実施例として、超低線量初期取得を実施し、患者のサイズなどの患者適合に適應するように手動又は自動的にROIを選択することができる。

【 0 0 5 2 】

種々の実施形態及びノ又は構成要素（例えば、モジュール又はそこにある構成要素及びコントローラ）はまた、1つ又はそれ以上のコンピュータ又はプロセッサの一部として実施することができる。コンピュータ又はプロセッサは、コンピュータデバイス、入力デバイス、ディスプレイユニット、及び例えばインターネットにアクセスするためのインタフェースを含むことができる。コンピュータ又はプロセッサは、マイクロプロセッサを含むことができる。マイクロプロセッサは、通信バスに接続することができる。コンピュータ又はプロセッサはまた、メモリを含むことができる。メモリは、ランダムアクセスメモリ（RAM）及びリードオンリーメモリ（ROM）を含むことができる。コンピュータ又はプロセッサは更に、ハードディスクドライブ、或いは、光ディスクドライブ、半導体ドライブ（例えば、フラッシュRAM）及び同様のものなどのリムーバブルストレージドライブとすることができる、ストレージドライブを含むことができる。ストレージドライブはまた、コンピュータプログラム又は他の命令をコンピュータ又はプロセッサにロードするための他の同様の手段とすることができる。

30

【 0 0 5 3 】

本明細書で使用される用語「コンピュータ」又は「モジュール」は、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ（RISC）、特定用途向け集積回路（ASIC）、ロジック回路、及び本明細書で説明される機能を実行可能な他のあらゆる回路又はプロセッサを用いたシステムを含む、あらゆるプロセッサベース又はマイクロプロセッサベースのシステムを含むことができる。上述の実施例は例証に過ぎず、従って、用語「コンピュータ」の定義及びノ又は意味をどのようにも限定することを意図するものではない。

40

【 0 0 5 4 】

コンピュータ又はプロセッサは、入力データを処理するために、1つ又はそれ以上の記憶素子内に記憶された命令セットを実行する。記憶素子はまた、要求又は必要に応じてデータ又は他の情報を記憶することができる。記憶素子は、処理機械内の情報ソース又は物理メモリの形態とすることができる。

50

【 0 0 5 5 】

命令セットは、処理機械としてコンピュータ又はプロセッサに指示し、本発明の種々の実施形態の方法及びプロセスなどの特定のオペレーションを実施する種々のコマンドを含むことができる。命令セットは、ソフトウェアプログラムの形態とすることができ、有形の非一時的な1又は複数のコンピュータ可読媒体の一部を形成することができる。ソフトウェアは、システムソフトウェア又はアプリケーションソフトウェアなど、様々な形態で存在できる。更に、ソフトウェアは、別個のプログラム又はモジュールの集合、より大きなプログラム内のプログラムモジュール、或いはプログラムモジュールの一部の形態で存在してもよい。ソフトウェアはまた、オブジェクト指向プログラミングの形態でモジュラープログラミングを含むことができる。処理機械による入力データの処理は、オペレータ

10

【 0 0 5 6 】

本明細書で用いる場合、用語「ソフトウェア」及び「ファームウェア」は同義であり、RAMメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ及び不揮発性RAM(NVRAM)メモリを含む、コンピュータによって実行されるメモリ内に記憶されたあらゆるコンピュータプログラムを含む。上記のメモリタイプは単なる例示であり、従って、コンピュータプログラムの記憶装置として使用可能なメモリのタイプに関して限定するものではない。

【 0 0 5 7 】

上記の説明は例証を意図するものであり、限定ではない点を理解されたい。例えば、上述の実施形態(及び/又はその態様)は、互いに組み合わせて用いることができる。加えて、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく、特定の状況又は物的事項を本発明の教示に適合するように多くの修正を行うことができる。本明細書で説明される寸法及び材料のタイプは、本発明の種々の実施形態のパラメータを定義する目的のものであり、これらの実施形態は、限定を意味するものではなく、例示的な実施形態である。上記の説明を精査すると、多くの他の実施形態があることが当業者には明らかであろう。従って、本発明の種々の実施形態の範囲は、添付の請求項並びに請求項が権利を与えられる完全な範囲の均等物を基準として定められるべきである。添付の請求項において、用語“を含む”及び“であって”は、それぞれ用語「備える」及び「において」の平易な相当語として使用されている。その上、添付の請求項において、「第1の」「第2の」「第3の」等の用語は、単なる標識として用いられ、これの対象に数値的条件を課すものではない。更に、添付の請求項の限定は、ミーンズ・プラス・ファンクションの形式で記載されておらず、かかる請求項の限定が語句「~するための手段」に続けて他の構造を含まない機能の表明を記載したものでない限り、米国特許法第112条第6項に基づいて解釈されるべきではない。

20

30

【 0 0 5 8 】

本明細書は最良の形態を含む実施例を使用して、本発明の様々な実施形態を開示し、また当業者が、あらゆる装置又はシステムを製作し且つ使用しまたあらゆる組込み方法を実行することを含む本発明の実施を行うことを可能にもする。本発明の特許保護される範囲は、請求項によって定義され、当業者であれば想起される他の実施例を含むことができる。このような他の実施例は、請求項の文言と差違のない構造要素を有する場合、或いは、請求項の文言と僅かな差違を有する均等な構造要素を含む場合には、本発明の範囲内にあるものとする。

40

【符号の説明】

【 0 0 5 9 】

- 10 CTシステム
- 12 ガントリ
- 14 X線源
- 16 X線ビーム

50

1 8	検出器アレイ	
2 0	検出器素子	
2 2	患者	
2 4	コリメータ	
2 6	回転中心	
2 8	制御機構	
3 0	X線コントローラ	
3 2	ガントリモータコントローラ	
3 4	コリメータコントローラ	
3 6	D A S	10
3 8	画像再構成器	
4 0	プロセッサ	
4 2	ストレージデバイス	
4 4	オペレータコンソール	
4 6	付随するディスプレイ	
4 8	テーブル・モータコントローラ	
5 0	患者用テーブル	
5 2	ガントリ開口	
5 4	デバイス	
5 6	コンピュータ可読媒体	20
6 0	R O I	
6 2	乳房	
6 4	コリメーションプレート	
6 6	コリメータ孔	
7 0	開口	
7 2	クッション	
8 0	C Tシステム	
8 2	ボア	
9 0	方法	
9 2	患者位置を識別する	30
9 4	ガントリ角度を決定する	
9 6	ガントリ角度に基づいてX線源集束及びビーム強度を調整する	
9 8	ガントリ角度が変化したか？	
1 0 0	現在の集束及びビーム強度を維持する	

【 図 5 】

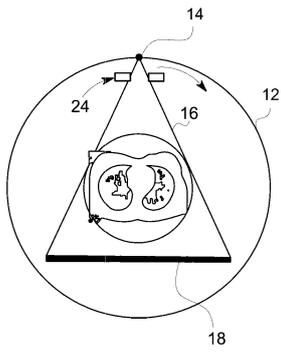


FIG. 5

【 図 6 】

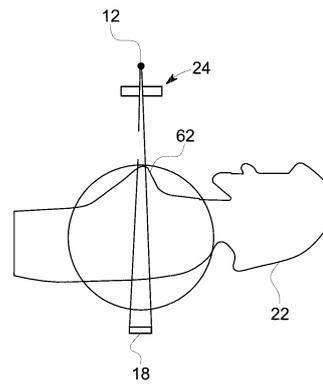


FIG. 6

【 図 7 】

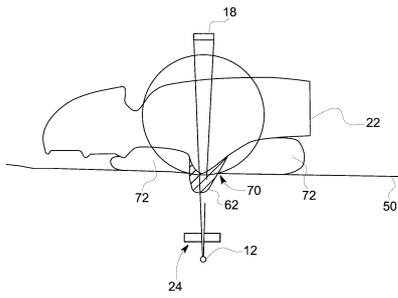


FIG. 7

【 図 8 】

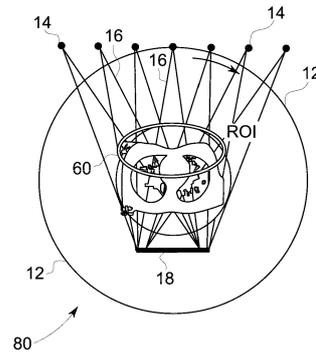


FIG. 8

【 図 9 】

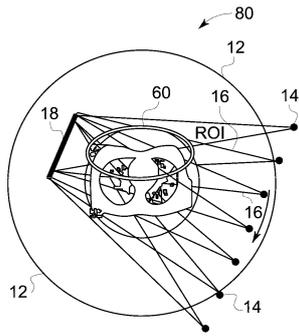


FIG. 9

【 図 10 】

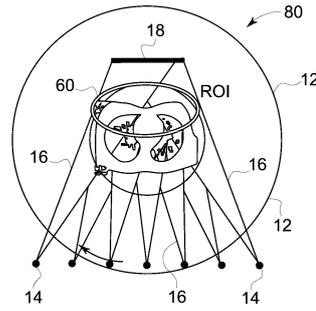


FIG. 10

【 図 11 】

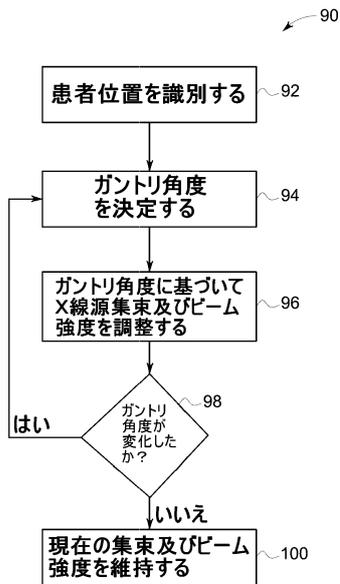


FIG. 11

【 図 12 】

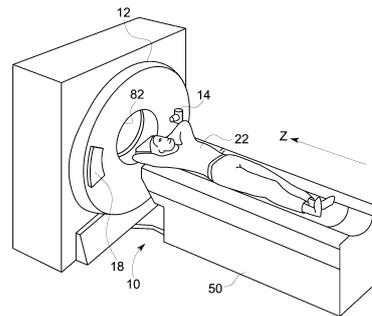


FIG. 12

フロントページの続き

- (72)発明者 ブルーノ・クリスティアン・バナード・デ・マン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1 - 3エイ59、ワン・リサーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
- (72)発明者 セルジ・ルイス・ウィルフリッド・ミュラー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1 - 3エイ59、ワン・リサーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー

審査官 九鬼 一慶

- (56)参考文献 特開平10 - 248835 (JP, A)
特開2011 - 010816 (JP, A)
特開平05 - 192323 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14