

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6122489号
(P6122489)

(45) 発行日 平成29年4月26日(2017.4.26)

(24) 登録日 平成29年4月7日(2017.4.7)

(51) Int.Cl.

G 0 1 N 23/04 (2006.01)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

G 0 1 N 23/04 3 2 0
A 6 1 B 6/03 3 3 0 C
A 6 1 B 6/03 3 4 9

請求項の数 19 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2015-515989 (P2015-515989)
(86) (22) 出願日	平成24年6月5日(2012.6.5)
(65) 公表番号	特表2015-518972 (P2015-518972A)
(43) 公表日	平成27年7月6日(2015.7.6)
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/040923
(87) 国際公開番号	W02013/184103
(87) 国際公開日	平成25年12月12日(2013.12.12)
審査請求日	平成27年1月23日(2015.1.23)

(73) 特許権者	509347538 ラピスカン システムズ、インコーポレイ テッド アメリカ、カリフォルニア州 90503 、トランス、コロンビア ストリート 2 805番地
(74) 代理人	100094983 弁理士 北澤 一浩
(74) 代理人	100095946 弁理士 小泉 伸
(74) 代理人	100098829 弁理士 市川 朗子
(74) 代理人	100158023 弁理士 牛田 竜太

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線画像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長さを有する物体の放射線画像を取得するX線画像装置であつて、
 a. 前記物体の周囲に第1のリング状に配置され、各々が所定個数のX線源を有する複数のX線管と、
 b. 前記X線源の各々を発射パターンに応じてX線を放射させるように構成されている
 コントローラと、
 を有し、

各X線源は、隣接する線源とは等間隔で離間配置され、

各X線源は、所定の放射期間中にX線を放射し、

前記発射パターンは、長さを有する仮想シリンダの表面に亘って、X線源からのX線の実質的に均一な分布を生ぜしめ、

前記仮想シリンダは、前記物体の周囲に配置され、前記仮想シリンダの前記長さは、前記物体の長さ以上であることを特徴とするX線画像装置。

【請求項 2】

前記仮想シリンダの前記長さは、前記物体の長さに距離を加算したものに等しく、前記距離は、0mmから100mmまでの範囲内にあることを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。

【請求項 3】

前記X線源は、固定されていることを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。

10

20

【請求項 4】

前記発射パターンによって、X線源はノンシーケンシャルオーダでX線を放射することを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。

【請求項 5】

前記発射パターンによって、X線源は、ノンヘリカルパターンにX線を放射することを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。

【請求項 6】

前記発射パターンは、回転不变であることを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。
。

【請求項 7】

X線画像装置は、複数のボクセルを含む再構成容量を画定し、
X線は、複数の角度で前記再構成容量の各ボクセルと交差し、
前記複数の角度は、0度から360までの角度に亘り実質的に均一に分布していることを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。

【請求項 8】

前記物体の周囲に第2のリング状に配置された複数のセンサをさらに有し、前記複数のセンサは、前記複数のX線源から放射されて前記物体を通過した後のX線を検出し、前記複数のセンサは、所定の軸に沿って前記X線源からオフセットされていることを特徴とする請求項1に記載のX線画像装置。

【請求項 9】

長さを有する物体の放射線画像を取得するX線画像装置であつて、
a. 各々が所定個数のX線源を有すると共に、各X線源が所定放射期間内にX線を放射する複数のX線管と、
b. 前記X線源の各々に発射パターンに応じてX線を放射させるように構成されているコントローラと、
を有し、

前記複数のX線源は、前記物体の移動方向に対し垂直な面内において円形パターンに配置され、

前記発射パターンによって、前記X線源は、回転不变のシーケンスでX線を放射し、

前記発射パターンによって、長さを有する仮想シリンダの表面に亘ってX線源からのX線の均一な分布が生じ、
30

前記仮想シリンダは、前記物体の周囲に配置され、前記仮想シリンダの長さは、前記物体の長さ以上であることを特徴とするX線画像装置。

【請求項 10】

動作中、前記X線管は固定されていることを特徴とする請求項9に記載のX線画像装置。
。

【請求項 11】

前記物体は、250mm/sから500mm/sまでの範囲の速度を有するコンベヤベルトに載って移動することを特徴とする請求項9記載のX線画像装置。

【請求項 12】

前記仮想シリンダの前記長さは、前記物体の長さに距離を加算したものに等しく、前記距離は、0mmから100mmまでの範囲内にあることを特徴とする請求項9に記載のX線画像装置。
40

【請求項 13】

投影データを生成する複数の検出器をさらに有し、
前記コントローラは、前記投影データに基づいて前記発射パターンを変更することを特徴とする請求項9に記載のX線画像装置。

【請求項 14】

投影データを生成する複数の検出器をさらに有し、
前記X線源及び前記検出器は、組み合わされて、マルチフォールドシンメトリを呈する
50

ことを特徴とする請求項 9 に記載の X 線画像装置。

【請求項 15】

再構成容量を画定し、複数のボクセルを含み、物体をスキャンする X 線画像装置であつて、

- a . 各々が所定個数の X 線源を含む複数の X 線管と、
 - b . 複数の検出器と、
 - c . 前記 X 線源が発射パターンに応じて X 線を放射するように構成されているコントローラと、
- を有し、

各 X 線源は、所定の放射期間の間 X 線を放射し、動作中、前記 X 線源は固定され、前記 X 線源は面内に配置され。 10

前記複数の検出器は、前記 X 線源の面と平行な少なくとも 1 つの面内にあり、
前記検出器と前記 X 線源とは、同一面上に無く、

前記検出器は、投影データを生成し、

前記発射パターンによって、前記 X 線源は、複数の角度で前記再構成容量の各ボクセルと交差する X 線を放射し、

前記複数の角度は、0 度から 360 度の範囲に亘り実質的に均一に分布していることを特徴とする X 線画像装置。

【請求項 16】

前記発射パターンは、長さを有する仮想シリンダの表面に亘って前記 X 線源からの X 線の実質的に均一な分布を生ぜしめ。 20

前記仮想シリンダは、前記物体の周囲に配置され、

前記仮想シリンダの前記長さは、前記物体の長さ以上であることを特徴とする請求項 15 に記載の X 線画像装置。

【請求項 17】

前記仮想シリンダの長さは、前記物体の長さに距離を加算したものに等しく、前記距離は、0 mm から 100 mm までの範囲内であることを特徴とする請求項 16 に記載の X 線画像装置。

【請求項 18】

前記投影データを使用する再構成方法の実行のためのデータストレージ要件は、シーケンシャル又はヘリカル発射パターンから生成された投影データを使用する再構成方法の実行のためのデータストレージ要件より小さいことを特徴とする請求項 15 に記載の X 線画像装置。 30

【請求項 19】

投影データを使用する再構成方法の実行のためのコンピュータプロセッシングパワー要件は、シーケンシャル又はヘリカル発射パターンから生成された投影データを使用する再構成方法の実行に対するコンピュータプロセッシングパワー要件よりも小さいことを特徴とする請求項 15 に記載の X 線画像装置。

【発明の詳細な説明】

【関連出願の相互参照】

【0001】

本出願は、2011年2月24日に出願された同一タイトルの米国仮特許出願第 61 / 446、098 号の利益を主張する。当該出願は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

【0002】

本出願は、2011年7月27日に出願された米国特許出願第 13 / 146,645 号にも関係する。当該出願は、2010年1月27日に出願された PCT / GB / 2010 / 050125 の 371 国内段階出願であり、2009年1月28日に出願された英国出願第 0901338.4 号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。 50

【0003】

本出願は、2011年1月13日に出願された米国特許出願第13/054,066号にも関係する。当該出願は、2009年7月15日に出願されたPCT/GB/2009/001760の371国内段階出願であり、2008年7月15日に出願された英国出願第0812864.7号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

【0004】

本出願は、2011年3月11日に出願された米国特許出願第13/063,467号にも関係する。当該出願は、2009年9月13日に出願されたPCT/GB09/51178の371国内段階出願であり、2008年9月13日に出願された英国出願第0816823.9号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

10

【0005】

本出願は、2011年2月22日に出願された米国特許出願第13/032,593号にも関係する。当該出願は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

【0006】

本出願は、2010年5月26日に出願された米国特許出願第12/787,930号にも関係する。当該出願は、2009年5月26日に出願された米国仮特許出願第61/181,068号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

20

【0007】

本出願は、2010年5月26日に出願された米国特許出願第12/788,083号にも関係する。当該出願は、2009年5月26日に出願された米国仮特許出願第61/181,070号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

【0008】

本出願は、2011年4月14日に出願された米国特許出願第13/086,708号にも関係する。当該出願は、2009年6月16日に出願された米国特許第7,949,101号の継続出願である。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

30

【0009】

本出願は、2010年6月3日に出願された米国特許出願第12/792,931号に関係する。当該出願は、2009年6月3日に出願された米国仮特許出願第61/183,591号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体を関連として本願に取りこまれている。

【0010】

本出願は、2012年1月9日に出願された米国特許出願第13/346,705号にも関係する。当該出願は、2010年7月13日に出願された米国特許第12/835,682号の継続出願であり、2009年7月14日に出願された米国仮特許出願第61/225,257号を優先権の基礎とする。上記出願の各々は、その全体が関連として本出願に取りこまれている。

40

【0011】

本出願は、2010年5月26日に出願された米国特許出願第12/787,878号にも関係する。当該出願は、2009年5月26日に出願された米国仮特許出願第61/181,077号を優先権の基礎とする。これは、以下の出願である。

【0012】

1. 2009年6月16日に出願された米国特許出願第12/485,897号の一部継続出願であり、当該出願は、2005年10月25日に出願された米国特許出願第10/554,656号の継続出願であり、米国特許第7,564,939号として発行される。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB04/01729の

50

371 国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国出願第0309387.9号を優先権の基礎とする。

【0013】

2. 2009年2月16日に出願された米国特許第7,903,789号の一部継続出願であり、当該出願は、2005年10月25日に出願された米国特許第7,512,215号の継続出願である。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB2004/01741の371国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国出願第0309383.8号を優先権の基礎とする。

【0014】

3. 2005年10月25日に出願された米国特許第7,664,230号の一部継続出願である。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB2004/01741の371国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国特許出願第0309371.3号を優先権の基礎とする。

【0015】

4. 2008年2月19日に出願された米国特許出願第12/033,035号の一部継続出願であり、米国特許第7,505,563号として発行される。当該出願は、2005年10月25日に出願された米国特許出願第10/554,569号の継続出願であり、米国特許第7,349,525号として発行される。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB04/01732の371国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国特許出願第0309374.7号を優先権の基礎とする。

【0016】

5. 2010年4月12日に出願された米国特許第7,929,663号の一部継続出願である。当該出願は、2008年9月16日に出願された米国特許出願第12/211,219号の継続出願であり、米国特許第7,724,868号として発行される。当該出願は、2005年10月25日に出願された米国特許10/554,655号の継続出願であり、米国特許第7,440,543号として発行される。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB04/01751の371国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国特許出願第0309385.3号を優先権の基礎とする。

【0017】

6. 2010年1月29日に出願された米国特許第8,085,897号の一部継続出願である。当該出願は、2005年10月25日に出願された米国特許出願第10/554,570号の継続出願であり、米国特許第7,684,538号として発行される。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB04/01747の371国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国特許出願第0309379.6号を優先権の基礎とする。

【0018】

7. 2011年1月25日に特許された米国特許第7,876,879号と、2008年6月19日に出願された米国特許出願第12/142,005号との一部継続出願である。両出願は、2006年12月15日に出願されたPCT/GB2006/004684の371国内段階出願であり、2005年12月16日に出願された英国特許出願第0525593.0号を優先権の基礎とする。

【0019】

8. 2011年12月7日に出願された米国特許出願第13/313,854号の一部継続出願である。当該出願は、2009年6月4日に出願された米国特許出願第12/478,757号の継続出願であり、米国特許第8,094,784号として発行される。当該出願は、2009年2月2日に出願された米国特許出願第12/364,067号の継続出願である。当該出願は、2008年2月19日に出願された米国特許出願第12/033,035号の継続出願であり、米国特許第7,505,563号として発行され

10

20

30

40

50

る。当該出願は、2005年10月25日に出願された米国特許出願第10/554,569号の継続出願であり、米国特許第7,349,525号として発行される。当該出願は、2004年4月23日に出願されたPCT/GB04/01732の371国内段階出願であり、2003年4月25日に出願された英国特許出願第0309374.7号を優先権の基礎とする。さらに、米国特許出願は、2008年7月15日に出願された英国特許出願第0812864.7号を優先権の基礎とする。

【0020】

9. 2010年2月25日に出願された米国特許出願第12/712,476号の一部継続出願である。当該出願は、2009年2月26日に出願された米国仮特許出願第61/155,572号と、2009年2月25日に出願された英国特許出願第0903198.0号とを優先権の基礎とする。10

【0021】

上記PCT、外国、及び米国出願、及びこれらに関係する適宜の出願の各々は、本発明にその全体を参照として取りこまれている。

【技術分野】

【0022】

本発明は、X線スキャンニング、特に、コンピュータ断層撮影(CT)X線スキャンニングシステムによって生成される画像の改良された再構成に関する。20

【背景技術】

【0023】

物体の内部の三次元画像は、セキュリティ検査、医療用の診断、プロセスイメージング、及び非破壊検査を含む様々な目的のために、従来のX線システムを使用して現在作成されている。複数の異なるシステム構成が、三次元画像を作成するために使用される画像スキャンニングデータを生成するために実際に存在する。20

【0024】

例示的なシステムにおいて、X線源は、検査下の物体を中心に回転される。線源からのX線のコリメートされた扇形のビームは、検査下の物体を通って、線源からは物体の反対側に位置するX線検出器の一次元アレイへと通過する。透過X線データは、多数の角度の各々で収集され、二次元シノグラムを作成する。この情報は、画像再構成アルゴリズムを通過して、検査下の物体の二次元断面画像を形成する。30

【0025】

他の例示的なシステムにおいて、X線源は、X線を放射のコーンへと放射する。このX線は、物体を通して、線源とは直接対向するX線検出器の二次元アレイにまで通過する。線源及び検出器アレイは、検査下の物体を中心に回転され、結果であるX線投影データは、三次元画像へと再構成される。

【0026】

他の例示的なシステムにおいて、検査すべき物体は、実質的に線条の軌道に沿って並進され、一方、線源及び検出器アセンブリは、物体の移動軸とは垂直な面内で回転し、改良された三次元画像を形成する。この場合、線源は、物体を中心にヘリカル移動を描き、線源のポイントの軌跡は、物体を中心とするシリンドラの表面に位置する。物体が線源及び検出器の面を通過して移動する速度は、線源及び検出器アセンブリが物体を中心に回転する速度に関係する。この速度は、軌跡のピッチとして記載される。40

【0027】

出願人は、新しい世代のX線システムを開発した。このシステムは、単一の真空容器内に複数の電子銃と1つ以上の高電圧アノードとを備えたX線源を実行する。このシステムにおいて、X線源は、マルチグリッド制御電子銃の使用を介して、検査下の物体を中心とするX線ビームのノンシーケンシャルな移動を許容する。この電子銃は、適宜の選択されたシーケンスにおいて励起される。各線源からの電子ビームは、検査下の物体の周囲に分布するアノードセクションを照射するよう向きが決められる。これによって、ノンヘリカル線源の軌道は、ダイナミック及び高スループット物体描画の要件と一致する高速で描50

かれることが可能となる。さらに、静電制御下の電子銃の高速スイッチングにより、移動部品を使用せずに、X線管の有効焦点の高速移動と、断層撮影X線スキャンデータのセットの高速生成とが可能になる。

【0028】

電子銃の発射シーケンスを適宜構成することにより、X線投影データの最適なセットが、従来のシステムよりもより高速で収集できる。係るシステムの例を、上記にリストされ関連として本発明に取りこまれている複数の出願の中に開示する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0029】

出願人は、電子銃をシーケンシャルに発射するアプローチを以前記載したが、画像のアーチファクトの生成を回避するために電子銃のシーケンスを最適に発射する改良された方法の開発に対する需要が存在する。

【0030】

特に、出願人は、X線源の従来のヘリカル移動が、物体内の投影空間の準最適なサンプリングになり、この限定されたサンプリングにより画像のアーチファクトの必然的な形成になっていたことを認識している。出願人は、さらに、マルチエミッタX線源技術の使用によって、ヘリカルスキャンニング幾何学的配置を表さず、且つ改良された三次元画像の生成につながる最適な線源の発射シーケンスを決めることができることを認識した。

【課題を解決するための手段】

【0031】

一の実施の形態において、本明細書は、長さを有する物体の放射画像を得るためにX線画像装置を開示する。当該装置は、物体の周囲に第1のリング状に配置されると共に各々が所定個数のX線源を有する複数のX線管と、各X線源の各々を発射パターンに応じてX線を放射させるように構成されたコントローラとを有する。各X線源は、隣接する線源からは等間隔に配置される。各X線源は、所定放射期間の間X線を放射する。前記発射パターンによって、長さを有する仮想シリンドラの表面上に、X線源からのX線の実質的に均一な分布が生じる。仮想シリンドラは、物体の周囲に位置し、仮想シリンドラの長さは、物体の長さ以上に長い。X線源は固定される。

【0032】

任意であるが、仮想シリンドラの長さは、物体の長さに距離を加算したものに等しい。前記距離は、0mmから100mmまでの範囲内にある。発射パターンによって、X線源は、ノンシーケンシャルオーダでX線を放射する。発射パターンによって、X線源はノンヘリカルパターンでX線を照射する。発射パターンは、回転不变である。

【0033】

任意ではあるが、X線画像装置は、複数のボクセルを有する再構成容量を画定する。X線は、複数の角度で再構成容量の各ボクセルと交差する。前記複数の角度は、0から360度までの範囲に亘り、実質的に均一に分布している。X線画像装置は、更に、物体の周囲に第2のリング状に配置された複数のセンサを有する。複数のセンサは、物体を通過した後の複数のX線源から放射されたX線を検出する。センサは、所定の軸に沿ってX線源からはオフセットされて配置されている。

【0034】

他の実施の形態において、本明細書は、長さを有する物体の放射画像を取得するX線画像装置を開示する。当該装置は、各々が所定数のX線源を有する複数のX線管と、前記X線源の各々に放射パターンに応じてX線を放射させるように構成されているコントローラと、を有する。各X線源は、所定放射期間の間、X線を放射する。X線源は、物体の移動方向と直交する平面内で円形パターンに配置される。前記発射パターンによって、前記線源は、回転不变なシーケンスでX線を発射する。動作中、X線管は固定されている。

【0035】

任意であるが、物体は、250mm/sから500mm/sまでの範囲内の速度を有す

10

20

30

40

50

るコンベヤベルトに載って移動する。発射パターンによって、長さを有する仮想シリンダの表面上に、X線源からのX線の均一な分布が生じる。仮想シリンダは、物体の周囲に配置され、仮想シリンダの長さは、物体の長さ以上に長い。仮想シリンダの長さは、物体の長さに距離を加算したものに等しい。当該距離は、0mmから100mmの範囲内である。

【0036】

任意ではあるが、X線画像装置は、さらに、投影データを生成する複数の検出器を有する。コントローラは、前記投影データに基づいて発射パターンを変更する。任意ではあるが、X線画像装置は、更に、投影データを生成する複数の検出器を含む。線源と検出器とは、組み合わせることにより、マルチフォールド・シンメトリを呈する。

10

【0037】

他の実施の形態において、本明細書は、物体をスキャンするために、複数のボクセルを有し、再構成容量を画定するX線画像装置を開示する。装置は、複数のX線管を有し、各X線管は、所定個数のX線源を含む。各X線源は、所定放射期間中、X線を放射する。動作中、X線源は、固定されている。X線源は、面内に配置されている。複数の検出器を有する。検出器は、線源の面と平行な少なくとも1つの面内に配置されている。検出器及び線源は、同一面内には無い。検出器は、投影データを生成する。前記X線源の各々を発射パターンに応じてX線を放射させるように構成されたコントローラを有する。

前記発射パターンによって、X線源は、複数の角度で再構成容量の各ボクセルと交差するX線を放射する。前記複数の角度は、0度から360度までの範囲に亘り実質的に均一に分布される。

20

【0038】

任意ではあるが、発射パターンによって、長さを有する仮想シリンダの表面に亘り、X線源からX線の均一な分布を生じさせる。仮想シリンダは、物体の周囲に配置され、仮想シリンダの長さは、物体の長さ以上に長い。仮想シリンダの長さは、物体の長さに距離を加えたものに等しい。前記距離は0mmから100mmまでの範囲内にある。投影データを使用した再構成方法の実行のためのデータストレージ要件は、シーケンシャル又はヘリカル発射パターンから生成された投影データを使用する再構成方法の実行のためのデータストレージ要件よりは少ない。投影データを使用する再構成方法の実行のためのコンピュータプロセッシングパワー要件は、シーケンシャル又はヘリカル発射パターンから生成される投影データを使用する再構成方法の実施のためのコンピュータプロセッシングパワー要件よりも少ない。

30

【0039】

本明細書の上記及び他の実施の形態は、以下に提供する図面や詳細な説明により詳細に記載する。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明との使用に適したX線エミッタを示す。

【図2】図1に示すような多数のエミッタユニットを含む本発明によるX線画像システムのブロック図である。

40

【図3】本発明の第2の実施の形態によるX線画像システムのレイアウトの構成図である。

【図4】本発明の第3の実施の形態によるX線画像システムのレイアウトの構成図である。

【図5】リアルタイム断層撮影(RTT)システムの例示的な幾何学的配置を示す。

【図6】シリンダの表面の規則的格子上の線源の位置を示す。

【図7(a)】ヘリカル形態を使用したサンプリングパターンの第1のプロットを示す。

【図7(b)】本願にて開示された方法によって生成された発射パターンを使用するサンプリングパターンの第2のスロットを示す。

【図8】様々な発射パターンに対する投影濃度のプロフィールのグラフを示す。

50

【発明を実施するための形態】**【0041】**

本明細書は、複数の実施の形態に関する。以下の開示は、当業者が本発明を実施することができるよう提供される。本明細書で使用される言語は、特定の実施の形態の一般的な否認として解釈すべきではなく、又は、使用されている用語の意味を超えて請求項を限定するために使用されない。本明細書にて定義される一般的な原理は、本発明の請求項の範囲から逸脱せずに、他の実施の形態や適用例に対し適用される。また、使用される用語や表現は、例示的な実施の形態を記載する目的であり、限定するものとして考慮すべきではない。このように、本発明には、多数の代替例、変更例、及び開示された原理及び特徴と一致する等価例を包囲する最大の権利範囲が与えられるべきである。明確さを目的として、本発明に係る技術分野において周知の技術的材料に関する詳細は、本発明を必要以上に不明確にしないようにするために、詳細には記載しない。10

【0042】

図1は、マルチエミッタX線源10を示す。X線源10では、アノード32が電子銃18のセットによって照射され、アセンブリ全体が真空容器25内に配置されている。各電子源は、電位によって制御されている。この電位は、一連の制御ピン30を介して電子銃アセンブリに印加されている。共通フォーカスポテンシャル28は、各電子銃管の焦点を制御して、アノードの熱的負荷に対して画像における空間解像度のバランスをとる。当業者は、他の電子銃配置を、アノード領域を選択的に照射するように構成し、さらに、係る実施の形態の全てが、本願の権利範囲内でカバーされることを理解する。20

【0043】

マルチフォーカスX線管10は、セラミックフォーマ12及び電子銃、すなわちエミッタ素子18を有する。エミッタ素子18は、フォーマの側部14、16の間に延在する。グリッドワイヤ形状の多数のグリッド素子20が、フォーマ12に支持され、エミッタ素子18に垂直でありながらも、2つの側部14、16の間のギャップを跨ぐように延びているが、それと平行な面内にある。フォーカシングワイヤの形状をした多数のフォーカシング素子22が、エミッタ素子に対しグリッドワイヤの反対側で別の面内で支持されている。フォーカシングワイヤ22は、グリッドワイヤ20と平行であり、グリッドワイヤと同じ間隔で互いに離間配置されている。各フォーカシングワイヤ22は、グリッドワイヤ20の対応するものと直線的に配置されている。30

【0044】

ソース10は、エミッタユニット25のハウジング24内に封じ込められ、フォーマ12は、ハウジングのベース24aの上に支持されている。フォーカシングワイヤ22は、2つのサポートレール26a、26bに接して支持されている。サポートレール26a、26bは、エミッタ素子18と平行に延び、フォーマ12からは離間している。サポートレールは、ハウジングのベース24aに装着されている。サポートレール26a、26bは、伝導性を有し、全てのフォーカシングワイヤ22は、一緒に電気的に接続されている。サポートレール26aの1つは、コネクタ28に接続される。コネクタ28は、ハウジングのベース24aを介して突出し、フォーカシングワイヤ22との電気的接続を提供する。グリッドワイヤ20の各々は、フォーマの一側部16より下方に延び、対応する電気的コネクタ30に接続されている。電気的コネクタ30は、グリッドワイヤ20の各々に対して別々の電気的接続を提供する。40

【0045】

アノード32は、ハウジングの側壁部24b、24cの間に支持されている。アノードは、エミッタ素子18と平行に延びる。故に、グリッド及びフォーカシングワイヤ20、22は、エミッタ素子18とアノード32との間を延びる。アノードへの電気的コネクタ34は、ハウジングの側壁部24bを通過して延びる。

【0046】

エミッタ素子18は、フォーマの端部にて支持され、ハウジング内のさらなるコネクタ36、38を介して供給される電流によって加熱される。50

【0047】

一の位置から電子ビームを生成するために、1対の隣接するグリッドワイヤ20を、引き抜きポテンシャルに接続することができる。引き抜きポテンシャルは、素子18に対してポジティブであり、残りのグリッドワイヤは、ブロッキングポテンシャルに接続されている。ブロッキングポテンシャルは、素子18に対してネガティブである。電子を引き出すために使用されるワイヤ20の対を選択することによって、電子ビームの位置を選択することができる。X線は、アノード32から電子が衝突した部位で放射されるので、X線源の位置も、電子を引き出すグリッドワイヤの対を選択することによって、選ぶことができる。フォーカシング素子22は、全て、グリッドワイヤ20に対して正電位に維持されるので、適宜のグリッドワイヤ対の間からか引き出された電子も、その間を通過し、フォーカシング素子22の対応する対によってフォーカスされる。10

【0048】

図2は、マルチエミッタX線管ベースのX線画像システムに適した制御システムを示す。このシステムにおいて、正確なタイミングが、グリッド制御システムと、X線センサアレイからのデータの獲得との間で維持される。なお、グリッド制御システムは、照射されるべきアノードの領域を決定する。画像再構成エンジンは、2次元投影データを、オペレータの検査のための3次元データセットへと結合する。

【0049】

X線スキャナ50は、従来の幾何学的配置に配置され、中心のスキャナ軸Xを中心にアーチ状に配置されたエミッタユニット25のアレイを有し、スキャナ軸Xに向けてX線を放射するように向きが向けられている。センサのリング52は、エミッタの内部に配置され、向きがスキャナ軸に向けて内側に向かっている。センサ52及びエミッタユニット25は、軸Xに沿って互いにオフセットされ、故に、エミッタユニットから放射されたX線は、エミッタユニットに最も近いセンサの傍らを通って物体を通過し、最も離れて位置する複数のセンサによって検出される。各線源からのX線を検出するセンサ52の個数は、管内25の各線源の部位から放射されるX線の扇形の幅に依存する。スキャナは、制御システムによって制御される。この制御システムは、図2において機能ブロックによって表現される多数の機能を操作する。20

【0050】

システム制御ブロック54は、画像ディスプレイユニット56、X線管制御ブロック58及び画像再構成ブロック60を制御して、これらのユニット56、58、60からデータを受け取る。X線管制御ブロック58は、焦点制御ブロック62と、グリッド制御ブロック64と、高電圧供給68とを制御する。焦点制御ブロック62は、エミッタユニット25の各々においてフォーカスワイヤ22の電位を制御する。グリッド制御ブロック64は、各エミッタユニット25での個々のグリッドワイヤ20の電位を制御する。高電圧供給68は、エミッタブロックの各々のアノード32に電力を供給し、エミッタ素子18に電力を供給する。画像再構成ブロック60は、センサ制御ブロック70を制御して、このブロック70からデータを受け取る。センサ制御ブロック70は、次に、センサ52を制御してこのセンサ52からのデータを受け取る。30

【0051】

動作中、スキャンすべき物体は、軸Xに沿って通過され、X線ビームは、X線管25から物体を通過するように向きが向けられる。各スキャンニングサイクルにおいて、各管25における各線源の位置は、一度使用され、物体が軸Xに沿って移動する度にスキャンニングサイクルは繰り返される。各線源の位置は、扇形のX線を生成する。このX線は、物体を通過した後、複数のセンサ52によって検出される。40

【0052】

前の出願において、出願人は、管25内の線源の位置からのX線放射の順番は、X線管への熱的負荷を最小限にするように選択されるべきものとして記載した。これは、各線源の位置が隣り合わないように、故に、前の線源の位置と次の線源の位置とから離れるように、放射の順番を決めるこことによって達成される。以下に記載するように、本明細書は、50

管 2 5 内の線源の位置からの X 線放射の順番を決める改良されたアプローチを開示する。

【 0 0 5 3 】

X 線画像システムの様々な構成が、本願の権利範囲によってカバーされる。例えば、図 3 は、物体再構成空間が、領域 7 5 によって画定され、一連のリニア X 線管セクション 6 0 、 6 1 、 6 2 、 6 3 、 6 4 によって照射されるシステムを示す。各リニア X 線管セクションは、一続きの個別の X 線源放射部位、すなわち、 7 0 、 7 1 、 7 2 、 7 3 、 7 4 を含む。各 X 線管において線源は、 1 、 2 、 3 、 4 、 5 とラベルが付され、所定のシーケンスで X 線を発射する。

【 0 0 5 4 】

図 4 は、再構成領域 8 6 が、線源部位 8 0 のアレイによって包囲され、検出器 8 2 のリングが線源部位を含む面に隣接する面に配置されているシステム構成を示す。X 線源 8 0 は、軸 X を中心に離間配置され、センサ 8 2 は、線源 8 0 から軸方向にオフセットされている。線源 8 0 の 1 つが X 線ビーム 8 4 を放射するとき、このビームは、発散し、物体 8 6 を通過して、複数個のセンサ 8 2 に到達する。線源部位 8 0 の各々から X 線を検出するために必要とされるセンサ 8 2 が既知のとき、共通の検出器を必要としないという仮定の下に、同時に X 線を放射する線源の位置を選択できる。例えば、2 4 個の線源位置 8 0 と、2 4 個のセンサ 8 2 とがあり、各線源位置が 5 つのセンサを必要とする場合、9 0 度の間隔で物体の周囲に離間配置された 4 つのセンサ 8 0 a , 8 0 b , 8 0 c , 8 0 d が同時に使用される。

【 0 0 5 5 】

本出願において、非回転 X 線源を有するコンピュータ化断層撮影システムが、線源の発射パターンを最適化するためにプログラムされる。一の実施の形態において、CT システムは、高速コーンビーム CT スキャナであり、このシステムは、複数線源の固定リングと、オフセット配置された検出器の固定リングとを使用する。線源発射パターンは、コントローラによって実現される。コントローラは、プロセッサと、複数のプログラマチックインストラクションを記憶するメモリとを有する。インストラクションは、本発明に開示される線源発射パターンを実行するためにプログラムされる。プロセッサがインストラクションを実行するとき、コントローラによって、X 線源は、所定の線源発射パターンに従い X 線を発射する。

【 0 0 5 6 】

非回転 X 線源を有するコンピュータ化断層撮影システムは、改良されたスキャンニング時間を含む、特定の長所をもたらす。その理由は、スキャンすべき物体の周囲を線源が物理的に回転することによって生じるタイムシンクが排除されるからである。しかしながら、X 線源及び検出器の幾何学的配置は、図 5 に示すような、距離 ₁ 5 0 1 の分だけ z 方向にオフセットされているので、従来の回転ガントリ CT システムにおいて使用される画像再構成手順を、この幾何学的配置に適用することはできない。線源発射パターンを決定する方法は、X 線源および検出器の幾何学的配置がオフセットされている幾何学的配置に適用される。故に、当該方法は、必要とされている。

【 0 0 5 7 】

図 5 を参照すると、Z a 及び C a は、それぞれ、z 軸に沿った軸を有する半径 a のシリンダと、その境界とを表す。関数 f は、物体を表し、Z a , ₁ 5 0 2 に接してサポートされていると仮定する。Z a , ₁ 5 0 2 は、有限の長さ l の Z a の部分集合であり、原点に中心が配置されている。可能な線源及び検出器位置のセットは、C b 5 0 3 及び C d 5 0 4 によってそれぞれ与えられる。なお、「 a < d < b 」である。「 ₂ > ₁ > 0 」は、z 方向における線源 - 検出器のオフセットを表す。次に、複数個の線源の位置

【 数 1 】

$$x \in C_b$$

10

20

30

40

50

に対し、アクティブ検出器領域 D_x 506 は、 L_1 501、 L_2 505 及び角度範囲 -
、 L_3 507 によって画定される C_d の部分集合である。

【0058】

幾何学的配置は、シフト - 不变であると仮定され、故に、アクティブ検出器領域は、適
宜の線源位置

【数2】

$$x \in C_b$$

10

の視点からみると同じである。適宜の

【数3】

$$x \in C_b$$

を考慮すると、 L_1 、 x は、 x を含み、更に、 x で C_b と接する線に x を含む横断面と交差
する面であるとする。この面は、複数の

20

【数4】

$$s \in R \text{ 及び } \alpha \in S^2$$

ユニット2 - 領域に対し、方程式 $y \cdot s = s$ を有する。

【0059】

L_1 、 x は、 x 及び z 軸と交差する L_2 、 x の中の線であるとする。オフセット L_1 、 L_2
は、適宜の

30

【数5】

$$x \in C_b$$

に対し、面 L_1 、 x 内の全ての放射線が、 L_2 の適宜のスマールネイバーフッドの中で
、 L_3 に対し、 L_1 、 x に平行であり且つ f のサポートと交差し、さらに、測定されるよう
に、

40

【数6】

$$\alpha \in S^2$$

が存在する。

【0060】

従って、線源の部位 x は、距離 L_1 だけ検出器の2次元アレイの下方端部から離れ、さ
らに、距離 L_2 だけ同一の検出器アレイの上方端部から離れた面内に位置する。検出器ア

50

レイのセクションは、回転軸及びスキャン領域の中心と交差する面から、± 507 の距離だけ離れて延びている。線源は、シリンドCb 503 の表面上の部位を占有しながらも、検出器は、シリンドCd 504 の表面上にある。物体は、シリンドZa,I 502 内に含まれている。物体は、スキャンの間、z 軸に沿って移動する。

【0061】

一の実施の形態において、システムは、物体内の投影空間の一様なサンプリングを提供する最適な線源発射シーケンスを実行するので、画像のアーチファクトは最小限になる。ここで、システムは、投影空間の均一なサンプリングを要求する制約を適用する。これは、以下の式によって要約される。

【数7】

10

$$\phi(i) = (k(i - 1) \bmod N_s) + 1 \quad (1)$$

【0062】

式(1)において、 N_s は、システム内の線源の個数、 k は発射線源間の増加数、及び i は、投影番号である。なお、ヘリカルスキャンでは $k = 1$ となる。

【0063】

k の最適値を見つけるために、対象は、図6に示すような、線源部位の均一に分布する三角メッシュ600で、シリンドCb 503 の表面にフィットすることである。ここで、 k の計算のために適した式のセットは、以下のようになる。

20

【数8】

$$l_1^2 = d^2 + \left(\frac{k^{-1} p_z}{N_s}\right)^2 \quad (2)$$

$$l_2^2 = (2d)^2 + p_z^2 \left(\frac{2k^{-1}}{N_s} - 1\right)^2 \quad (3)$$

$$l_3^2 = d^2 + p_z^2 \left(1 - \frac{k^{-1}}{N_s}\right)^2 \quad (4)$$

30

【0064】

但し、 d は隣接する線源の間の距離であり、 p_z は、 z ピッチであり、 k^{-1} は、 N_s を法とする逆数であり、 l_1 、 l_2 、 l_3 は、各三角形の三辺の長さである。

【0065】

三角格子をできる限り正三角形にするために、 k^{-1} の値は、 l_1 、 l_2 、 l_3 の標準偏差を最小限にするように選択される。次に、 k の値は、 k^{-1} をこの値にできるだけ近づけるように選択される。その理由は、 k の全ての値は、 N_s を法とする逆数を有しないためである。

【0066】

特に、システムが、 $S = s_1, \dots, s_s$ によって表されるディスクリートな線源のセットを有する場合、期間1回転の発射の順序は、シーケンス……，(1), ……，(S); ……，の周期的拡張として定義される。これは、複数の関数

40

【数9】

$$\phi : \{1, \dots, S\} \rightarrow \{1, \dots, S\}$$

によって決定される。

【0067】

50

この定義は、任意の期間 R 回転の発射順序をカバーするために一般化される。上述の如く、発射の順序は、R T T システム内の物理的線源がオン及びオフに切り替えられるシーケンスを決定する。特定の発射順序 ϕ に対し、 i は 1 から S に変化するので、線源 $s_{(1)}, \dots, s_{(S)}$ は、シーケンスでスイッチされる。

【0068】

必要とはされないが、全ての線源を使用する発射パターン、すなわち、関数 ϕ が全反射となる（すなわち $\{1, \dots, S\}$ の置換）となる発射順序を作成するのが好ましい。これは、全ての線源が使用され、用語回転の使用を正当化することを保証する。その理由は、物理的な線源 s_1, \dots, s_S からの投影のフルセットは、従来の C T スキャナのガントリの完全回転とは、概念的には類似するが、しかし、実質的には技術的に異なるからである。この限定と、発射順序が期間 1 回転を有するという仮定とを考慮し、普遍性の損失が無ければ、任意の発射順序に対し、 $\phi(1) = 1$ の慣習を採用できる。10

【0069】

S 個の線源を有する R T T システムに対し、関数 ϕ によって定義される発射順序は、複数の固定整数 k に対して

【数10】

$$\phi(i) \equiv (\phi(i + 1) - k) \pmod{|S|}, \forall i = 1, \dots, |S| \quad (5)$$

であれば、順序 1 は、回転的に不变であると言われている。20

【0070】

これを幾何学的に解釈すると、これは、複数の線源 s_i の視点から、システムが線源 s_{i+1} に移動すれば、1 の線源に対する 3 次元空間内の他の全ての線源の位置は、変化しないことを意味する。言い換えれば、システムは、マルチフォールドシンメトリ (multi-fold symmetry) を有すれば回転不变 (rotationally invariant) である。例示的な用途において、システムは、24 回対称 (24 fold symmetry) を呈する検出器及びセンサの構成を有する。

【0071】

順番 1 回転不变発射順序は、以下の形式の関数 ϕ によって与えられる。

【数11】

$$\phi(i) = (k(i - 1) \bmod |S|) + 1; \quad (6)$$

【0072】

ここで、 k は $j \in S$ と互いに素となる整数であり、常時、期間 1 回転である。

【0073】

順番 1 回転不变発射順序の特別なケースは、シーケンシャル発射順序である。これは、古典的な単一ヘリカル線源軌道とすると、同一性マッピング $f(i) = i$ によって簡単に定義される期間 1 発射順序である。

【0074】

高次回転不变発射順序は、1 回転よりも大なる期間に亘って必然的に定義され、上記の順序 1 の事例の一般化として見ることができる。この場合、整数 k は、 $\gcd(k; N_s) > 1$ となるように選択される。 $m = \gcd(k; N_s)$ であれば、式(5)によって作成されるシーケンスは、あらゆる N_s/m 線源を繰り返す。これを回避するために、 k と互いに素となり且つ加えられたあらゆる N_s/m 線源を獲得する第 2 のインクリメント q が導入される。 $q = 1$ であれば、これは、関数 ϕ によって表される。40

【数12】

$$1 \leq r \leq N_S/m$$

に対し、以下のように定義される。

【数13】

$$\phi r(i) = [(k(i-1) + m(r-1) + ((i-1)m/NS)] \bmod NS) + 1; \quad (7)$$

10

【0075】

なお、[.]は、負の無限大演算子に向けた四捨五入である。係る発射順序は、しばし、「マルチらせん」と称される。その理由は、マルチ線源に対しへリカル軌道を定義するものとして見ることができるからである。

【0076】

発射順序の選択は、実行される再構成アルゴリズムによってある範囲にまで指図される。線源軌道の複数の選択を想定する分析的なアルゴリズムが使用される場合、発射パターンは、その軌道に近づくべきである。完全な一般性の中で発射順序を最適化する問題を考慮するために、発射順序の選択とは独立した方法が必要とされる。

20

【0077】

一の実施の形態において、仮想シリンダの表面に等間隔に離間配置されたサンプリング格子を作成する発射順序が選択される。仮想シリンダは、好ましくは、スキャンすべき物体の長さを超える距離に、データ収集装置が物体の中の全ての点をカバーすることが可能となる十分な長さを加算したものを画定する。一の実施の形態において、仮想シリンダは、物体の長さに、10、50、又は100mm又は適宜のインクリメントなどの追加の距離が加算された長さを有する。好ましい実施の形態において、ゼロが仮想シリンダの中心点となる座標系を使用して、シリンダの長さは物体の長さ±50mmに等しい。発射パターンは、シリンダ表面の均一な線源カバレッジが達成されるように最適化される。すなわち、シリンダ表面のポイント間の距離は、全方向において隣接する線源のポイント間の長さと可能な限り等しくなるように最適化される。好ましくは、均一な線源のカバレッジを仮想シリンダの全長に適用する。式(5)の順序 - 1回転不变発射順序によって、シリンダ表面に正三角形のサンプリング格子に近くなる発射順序が、構成され得る。

30

【0078】

好ましくは、発射順序は、360度の範囲に亘って、且つ物体の長さに沿って再構成容量の各ボクセルと交差するX線の角度の均一な分布を得るように選択される。ここで、角度は、横断面へのX線の投影において、線源に対する検出器の角度を意味するように取られる。例えば、768個の線源を備えたシステムに対し、これらの特性の両方を満足する発射順序は、式(4)に $k = 35$ を代入することによって与えられる。

40

【0079】

シリンダCbの表面での線源の位置のセクションを図7(a)及び(b)に示す。図7(a)は、 $k = 1$ の時の線源の位置のセット、すなわち従来のヘリカルスキャン発射パターンが、カバーされない表面の大領域を示しつつ、表面を横切るラインを描くことを示す。対照的に、図7(b)は、モデル化されたシステムに対し、35のk値線源インクリメントを使用する線源位置の三角マップドアレイを示す。

【0080】

このノンヘリカル線源軌道の実用的なインパクトを理解するために、図8に示すデータを考慮する。図8は、物体を通過する1のライン(z軸と垂直な投影容量の中心に位置するライン)に沿った投影密度のプロファイルを示し、ビームの中に物体の無い状態を示す。グラフ805は、スタンダードヘリカルスキャン幾何学的配置に対する投影ライン密度

50

を介したプロファイルを示す。これは、投影密度の相当の非均一性を証明し、ストリーキングなどの再構成画像アーチファクトにつながる。対照的に、グラフ 810 は、ここに記載する方法を使用して得られた、より均一な投影密度を示し、投影データをサンプリングするときのエラーによるアーチファクトの殆ど無い、かなりきれいな再構成画像を生成する。

【0081】

さらに、最適化発射パターンは、本発明に開示する方法により、再構成方法の改良された実施を可能とし、より特別には、シーケンシャルやヘリカルパターンなどの従来の発射パターンに対し、本発明にて開示する発射パターンによって生成された投影データへの、特定の再構成アルゴリズムの実行のための、データストレージ要件やコンピュータ化プロセッシングパワー要件を最小限にする。再構成アルゴリズムは、ART、線形方程式のセットを解く方法、反復線形方程式の解法、又は方程式のシステムを直接解く適宜の再構成方法などである。

10

【0082】

本発明にて開示する方法は、多数の効果を有する。第一に、画像再構成アルゴリズムの精度は、クリティカルに、投影密度の均一性に極めて依存する。例えば、代数的再構成方法は、利用可能な方程式と同程度に良好であるのみである。均一にサンプルされた投影空間は、代数的再構成に対し、方程式の最良に可能なセットを与え、高スキャン速度での高品質な3次元画像の生成を可能とする。例えば、固定X線源を有するCTシステムが、移動コンベヤベルトが組み込まれたバッグやカーゴスキヤナとして構成される場合、高品質3次元画像を、コンベヤベルトの速度が、250mm/s や 500mm/s など、200mm/s よりも速い場合であっても生成することができる。

20

【0083】

第二に、線源の発射順序は、測定された投影データに直接応答して変化させることができる。例えば、爆発性材料からなる薄いシートの検出において、シートの長さに沿ったX線の減衰は、シートの厚みを介したX線の減衰よりも相当大きい。このように、必要であれば、シートの面を通過する投影を犠牲にすると、シートの長端部に近い方向の投影密度は、効果的に増加する。

【0084】

第三に、スキャンシステムは、マルチパス能力を備える。当該システムにおいて、第1スキャンは、本発明にて開示される均一に分布する線源の発射パターンによって、物体に対し行われる。さらなるスキャンが、スキャン全体の投影密度のバランスを取るために、例外的なX線減衰の領域を緩和するために、修正された線源の発射軌道で行われる。従つて、特定のスキャンに対する線源の発射パターンは、前のスキャンから得られた画像データに基づいてダイナミックに変更可能である。

30

【0085】

第四に、X線スキャンシステムは、マルチフォールド放射状シンメトリを呈するように選択された線源及び検出器のセットを備えている。ここで、均一なサンプリングが、依然達成されるが、画像再構成プロセスは、各シンメトリの順番で1回、複数回再使用される係数の小さなセットの使用によって簡単にされる。

40

【0086】

第五に、多くの場合、シーケンシャル発射順序やヘリカルパターンにて発生する、領域が非常に高密度又は非常に低密度のX線でスキャンされることを回避できる。フィード速度が十分に高い場合、これらの領域は、実際にゼロ空間を作成する。しかしながら、本発明にて開示されるような最適化された発射順序に対し、X線密度の分布は、より均一であり、領域と交差するX線の角度の分布も、より均一である。シーケンシャルな発射順序により、角度の非常に狭小な範囲から照射される再構成容量内に領域が存在する。本発明にて記載される最適化された発射順序により、領域と交差するX線の角度の分布は、より均一になり、データ再構成における限定された角度タイプのアーチファクトを減らす。

【0087】

50

要するに、スイッチされた線源及びオフセット検出器の幾何学的配置を使用するCTスキャナに対し、従来のヘリカル線源軌道は、最適なものとはほど遠い。優れた結果は、シリンドラの表面上に線源ポイントの均一な格子のサンプリングを与える発射順序を使用することによって、得られる。

【0088】

上記実施の形態は、本発明のシステムの多数の用途を例示したにすぎない。例えば、768個の線源を有するシステムは、 $k = 35$ を有するが、384、450又は900の線源を備えたシステムは、異なるkの値を有しても良い、すなわち、サンプリングの角度分布、またはzピッチに依存して、384個の線源を備えたシステムは、値25のkを有しても良いことを理解すべきである。本発明の実施の形態をいくつか記載したが、本発明は、特許請求の範囲の記載から逸脱せずに多数の形態で実施されることを理解すべきである。故に、本発明の実施の形態は、例示であって、限定的に解釈すべきではない。また、本発明は、添付の請求項に記載された範囲内の変更が可能である。

10

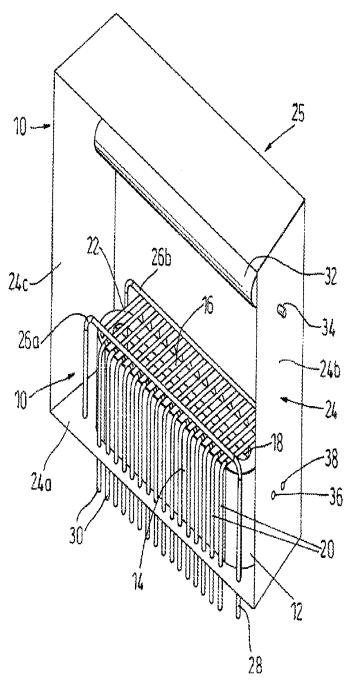
【符号の説明】

【0089】

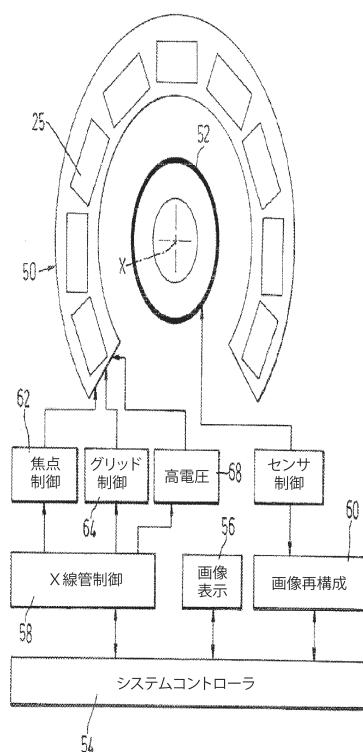
- 10 X線源
- 25 X線管
- 50 スキャナ
- 52 センサ
- 54 コントローラ
- 82 検出器

20

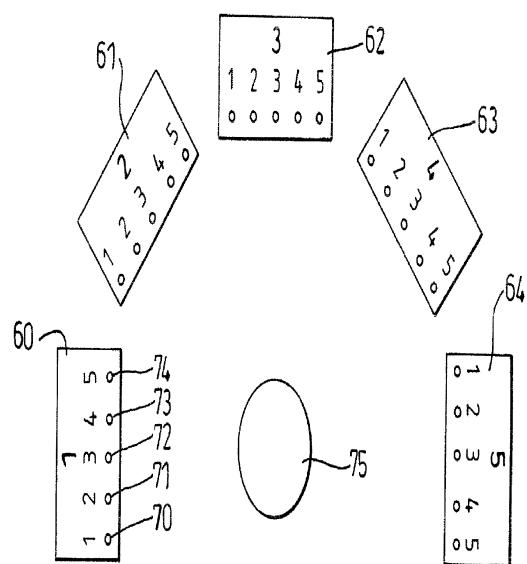
【図1】



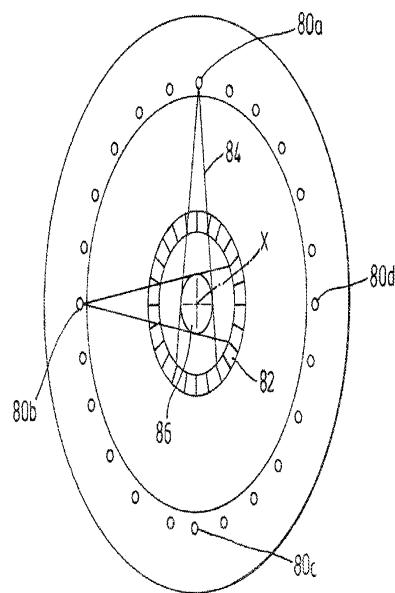
【図2】



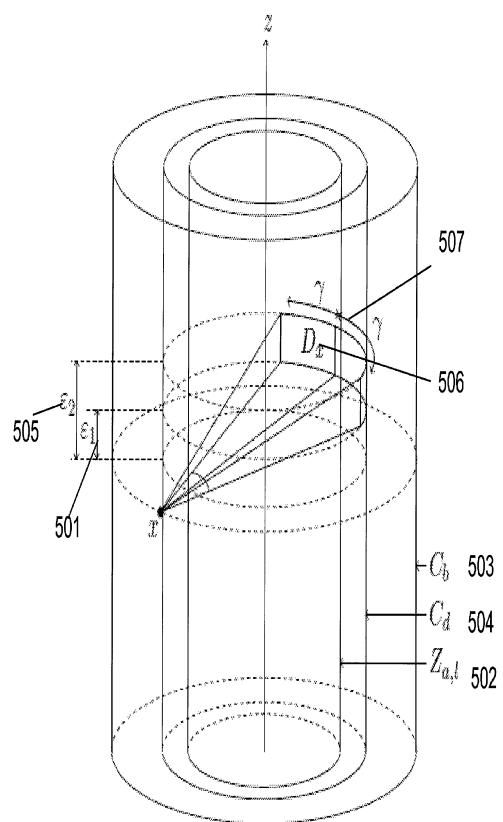
【図3】



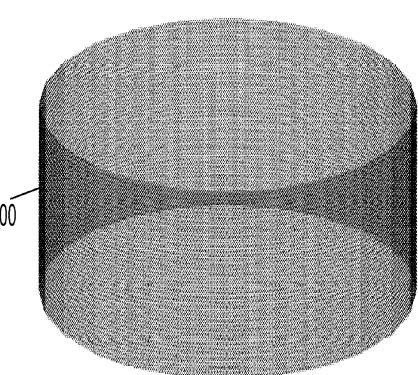
【図4】



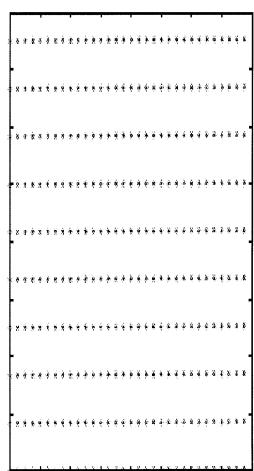
【図5】



【図6】

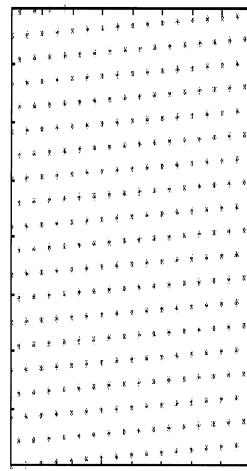


【図 7 (a)】



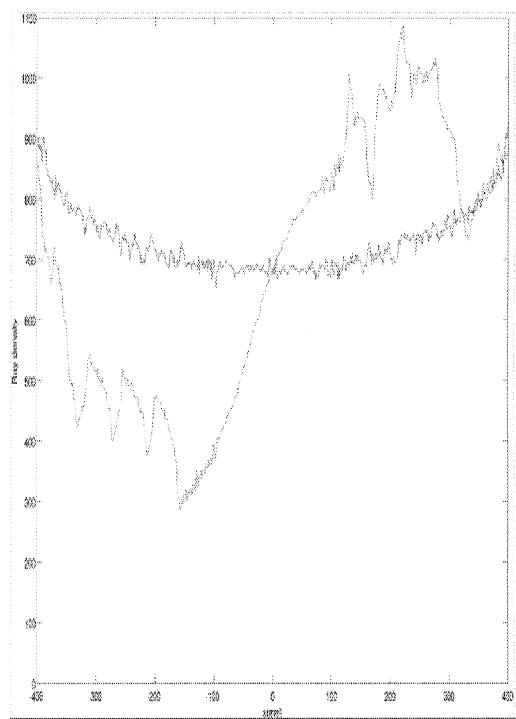
(a) シーケンシャル

【図 7 (b)】



k = 35

【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100192337

弁理士 福本 鉄平

(74)代理人 100195992

弁理士 城臺 顕

(72)発明者 トンプソン、ウィリアム、マイケル

イギリス国、マンチェスター エム31エヌエヌ、ミラベル ストリート、アパートメント 29
テンプス タワー (番地なし)

(72)発明者 ライオンハート、ウィリアム、ロバート、プレックオン

イギリス国、ハイ ピーク エスケー23 7ビーピー、ホエーリー ブリッジ、スタート レーン、マーシャム (番地なし)

(72)発明者 モートン、エドワード、ジェイムス

イギリス国、サリー ジーユー1 2エスエル、ギルフォード、バンダーズ ライズ 37番地

審査官 立澤 正樹

(56)参考文献 特開2010-060572 (JP, A)

特開2009-183742 (JP, A)

特開昭63-109842 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 01 N 23 / 04

A 61 B 6 / 03

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)