

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4502736号  
(P4502736)

(45) 発行日 平成22年7月14日(2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int. Cl. F 1  
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 2 O P

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2004-212468 (P2004-212468)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年7月21日(2004.7.21)		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
(65) 公開番号	特開2005-40610 (P2005-40610A)		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
(43) 公開日	平成17年2月17日(2005.2.17)		
審査請求日	平成19年7月19日(2007.7.19)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	10/604, 449		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成15年7月22日(2003.7.22)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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】 マルチスライスCT用多層可撓性信号伝送検出器回路

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1つの検出器68に電気的に結合された少なくとも1つの単一指向性導電層80と、

前記少なくとも1つの単一指向性導電層80に電気的に結合される複数の可撓性回路層77と、

前記複数の可撓性回路層77間に配置された少なくとも1つの絶縁層86と、  
を備え、

前記複数の可撓性回路層77の各層が、前記少なくとも1つの検出器68により生成されたX線信号をデータ収集システム42へ配向する、X線イメージング・システム10用の可撓性検出器アレイ伝送回路12。

【請求項 2】

前記少なくとも1つの単一指向性導電層80及び前記少なくとも1つの検出器68に電気的に結合された複数の検出器結合パッド81を更に備える請求項1に記載の回路。

【請求項 3】

前記少なくとも1つの単一指向性導電層80及び前記複数の可撓性回路層77に電気的に結合された複数の可撓性回路結合パッド84を更に備える請求項1に記載の回路。

【請求項 4】

前記少なくとも1つの検出器がバックライト・ダイオードである請求項1に記載の回路。

【請求項 5】

10

20

前記少なくとも1つの検出器及び前記少なくとも1つの単一指向性導電層に電氣的に結合された少なくとも1つの導電性基板層70を更に備える請求項1に記載の回路。

【請求項6】

X線ビーム32を発生する線源18と、  
前記X線ビーム32を受信して投影データを生成する少なくとも1つの検出器68と、  
可撓性検出器アレイ伝送回路12と、  
を備えるX線イメージング・システム10であって、  
前記可撓性検出器アレイ伝送回路12が、前記少なくとも1つの検出器68に複数のパッドを介して電氣的に結合された少なくとも1つの単一指向性導電層80と、前記少なくとも1つの単一指向性導電層80に電氣的に結合された複数の可撓性回路層77と、前記複数の可撓性回路層77間に配置された少なくとも1つの絶縁層86とを含み、  
前記X線イメージング・システム10が更に、  
前記可撓性検出器アレイ伝送回路12に電氣的に結合された、前記少なくとも1つの検出器68から前記投影データを受信して前記投影データに应答して画像を再構成する画像再構成装置44と、  
を備えるシステム。

10

【請求項7】

前記少なくとも1つの単一指向性導電層80及び前記少なくとも1つの検出器68に電氣的に結合された複数の検出器結合パッド81を更に備える請求項6に記載のシステム。

【請求項8】

前記少なくとも1つの検出器68及び前記少なくとも1つの単一指向性導電層80に電氣的に結合された少なくとも1つの導電性基板層70を更に備える請求項6に記載のシステム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的にマルチスライス・コンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システムに関し、より具体的には、コンピュータ断層撮影イメージング・システム内の検出器アレイからの信号伝送のための装置及びシステム、並びに当該装置及びシステムを用いて画像を再構成する方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

X線イメージング・システムの性能を向上させる取り組みが継続的になされている。これは、コンピュータ断層撮影(CT)イメージング・システムにおいて特に当てはまる。CTイメージング・システムは通常、扇状のX線ビームを患者などの撮像中の対象物を透過して放射線検出器のアレイに投射するX線源を含む。ビームは、一般に「イメージング平面」と呼ばれるX-Y平面内に位置するようにコリメートされる。検出器アレイで受信されるビームからの放射線強度は、対象物によるX線の減弱量に左右される。各検出器からの減弱測定値は、別個に収集されて、伝送プロファイルが生成される。

40

【0003】

検出器アレイは、X線ビームを受信する何百個もの検出器ダイオードを含むことができる。一般的な検出器アレイは、受信した信号情報を各検出器ダイオードから支持体及びデータ収集システムへ転送する、何百もの並列微細線接続を含む一連の可撓性伝送回路又は伝送ケーブルに結合されている。

【0004】

単一の可撓性伝送回路層を有する可撓性伝送回路は、非導電性セラミック基板とフォトダイオードとの間に結合されることが多い。可撓性伝送回路は、大量のワイヤ結合接続によりフォトダイオードに結合される。ワイヤ結合接続は、本質的にシステムを複雑にし、ダイオードと単一の可撓性回路間の伝送可能接続数を制限する。

50

## 【 0 0 0 5 】

また、可撓性伝送回路の所与の量の使用可能スペース内における信号伝送線の数の増加と共に、単一層の可撓性回路と検出器ダイオードとの間の各線のルーティングの柔軟性が制限されることになる。

## 【 0 0 0 6 】

C T イメージング・システムの特定のダイオードにおける、1つの撮像範囲当たりのスライス数及び受信可能範囲の大きさに対応する画像解像度並びに画像受信可能範囲は、検出器アレイとデータ収集システムとの間で使用可能な並列伝送可能信号接続の数に直接関係がある。従って、顧客は高品質画像を有するX線スキャンを望んでおり、これには高レベルの画像解像度が要求されることから、可撓性伝送回路の電氣的歩留まり及び電氣性能の向上が望まれている。

10

【特許文献1】米国特許第6343171号

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 7 】

従って、C T イメージング・システムの検出器アレイとデータ収集システムとの間の並列生成検出器信号を増大させた数で転送することができる伝送装置を提供すること、すなわち、簡単に述べれば、上述のように電氣的歩留まり及び電氣性能を向上させることが望ましい。伝送装置が使用可能な回路レイアウト・スペースを最大化し、ルーティング・パターンの柔軟性を向上させ、製造を比較的簡単になり、電氣性能を向上させることもまた望ましい。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 8 】

本発明は、コンピュータ断層撮影(C T)イメージング・システム内の検出器アレイからの信号を伝送するための装置及びシステム、並びに当該装置及びシステムを用いて画像を再構成する方法を提供する。X線イメージング・システム用の可撓性検出器アレイ伝送回路が提供され、該回路は、検出器に電氣的に結合された導電性基板層を含むことができる。単一指向性導電層もまた、該基板層に電氣的に結合されている。1つ又はそれ以上の可撓性回路層が、単一指向性導電層に電氣的に結合され、検出器により生成されたX線信号をデータ収集システムへ配向する。

30

## 【 0 0 0 9 】

本発明のいくつかの利点の1つは、本発明が複数の可撓性回路層を有する可撓性検出器アレイ伝送回路を提供する点である。これにより、可撓性回路層当たりの全体のピッチ密度が低減され、更に、絶縁抵抗の増大及び/又は信号キャパシタンスの減少などの電氣的歩留まりが増大する。このようにすることにより、本発明はまた、可撓性検出器アレイ伝送回路の電氣性能の向上及び製造の容易性をもたらす。本発明は、所与の検出領域に対する解像可能性を向上させ、且つ撮像範囲の可能性全体を向上させながら、可撓性検出器アレイ伝送回路内の相互接続数を最小化する。

## 【 0 0 1 0 】

本発明の別の利点は、本発明が検出器アレイの整合用の剛体部材及びC T ガントリの回転中に受ける加速力に耐えるための機械的構造を提供するだけでなく、電氣的接続のルーティングを配向する電線導管を提供する。従って、本発明は、ルーティング・パターンの柔軟性を向上させる。

40

## 【 0 0 1 1 】

本発明自体は、これに伴う利点と共に、添付の図面と併せてなされる以下の詳細な説明を参照することにより最もよく理解される。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 1 2 】

次に、本発明をより完全に理解するために、添付の図面により詳細に示す実施形態を参照し、以下に本発明の実施例として説明する。

50

## 【 0 0 1 3 】

可撓性伝送回路は、異方性導電フィルム（ＡＣＦ）層を含み、ダイオードと、可撓性伝送回路と基板とを結合し、これらの間の接続を形成することができる。当該技術分野で知られているように、ＡＣＦは、単一の軸又は単一の方向に沿ってのみ電氣的接続を形成するＺ軸導電フィルムである。従って、ＡＣＦ層は、ＡＣＦ層内における信号の相互干渉がなく、受信信号をダイオードから可撓性回路へ転送する。

## 【 0 0 1 4 】

可撓性伝送回路では、接続間の使用可能ピッチ間隔及び現在の可撓性回路製造技術により、ＡＣＦ層を介してダイオードと単一の可撓性回路間を伝送することができる個々の分離信号接続の数を制限することができる。現在の製造技術では、特定量の使用可能スペースに対し、間に誘電性絶縁材料を有する所与の最大数の微細線接続を提供することだけが可能である。換言すれば、微細線間の分離及び絶縁を維持しながら近接して微細線を離間させることができる方法に関しては、製造限界がある。所与の量の使用可能間隔に対する接続の数が多くなるほど、可撓性伝送回路の電気性能が低下し、製造がより困難なものとなる。

## 【 0 0 1 5 】

現在の技術は、接続間に最大約３０ミクロンの間隔を有する接続を提供することができる。一方で、現在のダイオードは、高密度ピクセレーションを有し、ＡＣＦ層及び単一の可撓性回路の物理的伝送限界及び絶縁限界を超える大量の並列信号伝送を行うことができる。

## 【 0 0 1 6 】

種々の種類の検出器ダイオードが存在する。コンピュータ断層撮影（ＣＴ）用途においては、フロントライト・ダイオードが、検出器アレイに一般的に用いられている。近年のバックライト・ダイオードの開発により、現在では、検出器アレイ内にはフロントライト・ダイオードではなくバックライト・ダイオードを用いることが求められている。フロントライト・ダイオードのように側方からではなく、ダイオードの裏側を通じて信号を取り出すことができることから、バックライト・ダイオードが、一般的には好ましい。フロントライト・ダイオードは、信号が側方から取り出されるので、本質的に画素密度が制限される。ダイオードの側部ではなく、増大した画素密度に対して裏側を外れて利用可能なより大きなルーティング・スペースがある。裏側を通じて信号を受け取る際に、バックライト・ダイオードは、Ｘ線システムのＺ方向に「並べる」か、又は積層して、より幅広い撮像可能範囲を提供することができる。例えば、単一のフロントライト・ダイオードの代わりに、一対のバックライト・ダイオードを用いることにより、２倍の撮像可能範囲を得ることができる。フロントライト・ダイオード及びバックライト・ダイオードの解像度は、供給者の画素サイズ能力の関数であるが、バックライト・ダイオードと組み合わせて以下に詳細に説明する本発明の構成を用いることにより、所与の撮像可能範囲に対して画素量を増大させることができる。

## 【 0 0 1 7 】

本発明の一実施形態において、多層可撓性回路と共にバックライト・ダイオードが用いられ、解像度及び撮像可能範囲が増大した検出器アレイ回路が提供される。以下に更に詳細に説明するが、多層可撓性回路と共に使用されるバックライト・ダイオードは、増大した数のＸ線信号を受信して、データ収集システムに送ることができる。

## 【 0 0 1 8 】

以下の図において、同じ参照数字は同じ要素を示すために用いられる。本発明を、ＣＴイメージング・システム内の検出器アレイからの信号を伝送する装置及びシステムに関して説明するが、以下の装置及びシステムは、種々の目的に適合することができ、磁気共鳴イメージング（ＭＲＩ）システム、ＣＴシステム、放射線撮影システム、Ｘ線イメージング・システム、超音波システム、核イメージング・システム、磁気共鳴分光システム、及び他の当該技術分野で公知の用途に限定されるものではない。

## 【 0 0 1 9 】

以下の説明において、種々の操作パラメータ及び構成要素は、1つの構成された実施形態に関して説明される。これらの特定のパラメータ及び構成要素は例証として含まれており、限定を意味するものではない。

#### 【0020】

また、以下の説明において、用語「可撓性回路層」は、可撓性回路ケーブルに結合された層又はその内部にある層を意味する。層自体は可撓性とすることができるが、必須ではない。例えば、本発明の可撓性回路層は、間に可撓性又は剛体の絶縁材料を有する複数の信号線を含むことができる。可撓性回路又は可撓性回路ケーブルは、1つ又はそれ以上の可撓性回路層を含むことができる。可撓性回路層及び可撓性回路ケーブルを一体化して単一の装置に形成することができる。例証として、可撓性回路層は、ポリイミド材料で形成  
10  
10

#### 【0021】

ここで図1を参照すると、本発明の一実施形態による可撓性検出器アレイ伝送回路12を用いたマルチスライスCTイメージング・システム10の図が示されている。イメージング・システム10は、X線源18と検出器アレイ組立体20とを含む回転する内部部分16を有するガントリ14を含む。X線源18は、X線のビームを検出器組立体20に向けて投射する。線源18及び検出器組立体20は、作動的に並進可能なテーブル22の周りを回転する。テーブル22は、ヘリカル・スキャンを実行するために、z軸に沿って、線源18と検出器組立体20との間を並進する。ビームは、患者ボア24内の内科患者2  
20  
20

#### 【0022】

ここで図2を参照すると、本発明の一実施形態によるシステム10のブロック線図が示されている。線源18及び検出器組立体20は、中心軸30を中心として回転する。ビーム32は、複数の検出器素子34により受信される。各検出器素子34は、入射X線ビーム32の強度に対応する電気信号又はX線信号を生成し、バックライト・ダイオードの形態もしくは当該技術分野で公知の別の形態とすることができる。ビーム32が患者23を透過する際に、ビーム32が減弱される。ガントリの中央部分の回転、及び線源18の動作は、制御機構36により管理される。制御機構36は、線源18に電力及びタイミング  
30  
30

#### 【0023】

主制御装置46は更に、オペレータ・コンソール50を介して、オペレータから指令及び走査パラメータを受信する。ディスプレイ52により、オペレータは、主制御装置46からの再構成画像及び他のデータを観察することができる。オペレータが供給した指令及びパラメータは、主制御装置46により、DAS42、X線制御装置38、及びガントリ・モータ制御装置40の操作に用いられる。更に、主制御装置46は、テーブルモータ制御装置54を操作してテーブル22を並進させ、患者12をガントリ14内に位置付ける  
40  
40

#### 【0024】

X線制御装置38、ガントリ・モータ制御装置40、画像再構成装置44、主制御装置46、及びテーブルモータ制御装置54は、中央演算処理装置、メモリ(RAM及び/又はROM)、及び関連する入力バス及び出力バスを有するコンピュータなどのマイクロプロセッサベースであるのが好ましい。X線制御装置38、ガントリ・モータ制御装置40、画像再構成装置44、主制御装置46、及びテーブルモータ制御装置54は、中央制御  
50  
50

装置の一部としてもよく、又は、図に示すように、各々を独立型構成要素としてもよい。

【0025】

ここで図3を参照すると、本発明の一実施形態による検出器組立体20が示されている。検出器組立体は、一对のレール60と、一連の可撓性伝送回路12（説明を簡単にするために1つのみを示しているが）とを含む。各可撓性伝送回路12は、穴62を貫通して延びる留め具（図示せず）によりレール60に結合されている。コリメータ64が、散乱X線を除去して受信されたX線をシンチレータ66に集束し、シンチレータ66が、受信したX線を光エネルギーに変換する。図2における検出器34のうちの1つのような検出器68が、光エネルギーを受け取ってX線信号を生成し、X線信号は、1つ又はそれ以上の導電性基板層70及び可撓性回路ケーブル72を通して伝送される。可撓性回路ケーブル72は、基板層70に結合されている。一对のスペーサ・ブロック74が、レール60と基板層70との間に結合され、シンチレータ66に当接し且つ隣接するような外形にされている。一对のフレックス・クランプ/リテナ76が、可撓性回路ケーブル72を保持し、張力を緩和する。可撓性伝送回路12及びそこに含まれる構成要素を以下に更に詳細に説明する。

10

【0026】

図3の実施形態において、各可撓性回路ケーブル72は、図4において最もよく分かる複数の可撓性回路層77を有することができる。回路ケーブル72は、可撓性伝送回路12の左側78及び右側79へ向かって、フレックス・クランプ76を通り且つその上に折り重なって誘導され、「T」字形の構成を形成する。回路ケーブル72は、フレックス・クランプ76と基板層70との間にある。もちろん、当該技術分野で公知の他の構成を用いてもよい。

20

【0027】

ここで図4及び図5を参照すると、本発明の一実施形態による可撓性伝送回路12の断面図及び平面図が示されている。可撓性伝送回路12は、検出器結合パッド78を介して検出器34に電氣的に結合された基板層70を含む。基板層70は、以下に述べる多くの目的に役立つ。1つ又はそれ以上の単一指向性導電層80（1つのみを示す）が、基板結合パッド82を介して基板層70に電氣的に結合され、基板層70と可撓性回路層77との間に単一指向性の電氣的結合を形成する。可撓性回路層77は、可撓性回路結合パッド84を介して、単一指向性層80に電氣的に結合され、生成されたX線信号を検出器68からデータ収集システム42へ配向する。可撓性回路層77は、可撓性回路層77間に配置された1つ又はそれ以上の絶縁層86（1つのみを示す）により互いに結合され且つ絶縁されている。

30

【0028】

特定数の基板層70、単一指向性層80、可撓性回路層77、及び絶縁層86が図3～図5に示されているが、任意の数の各層を用いることができる。

【0029】

基板層70は、検出器68と可撓性回路層77との間の電気接続部の整合及び結合に対する平坦で剛直の支持体を与える。剛直状態の基板層70は、CTシステム10内に加えられる回転力に耐えることができ、検出器68及びシンチレータ66をレール60に整合させる装置を提供する。基板層70は、検出器結合パッド78と基板結合パッド82との間の電氣的接続の直接ルーティング用の電気パイア88の第1のセットを提供する。電気パイア88とは、当該技術分野で知られているように、エッチング又はドリルにより層内に穴を形成し、次いで該穴を導電性材料で充填したものを指す。基板層70は、種々の電気ルーティング・パターンを形成することができ、これによりルーティング設計のみならず、可撓性伝送回路設計にも柔軟性をもたらす。

40

【0030】

基板層70は、セラミック、有機エポキシ、プリント回路基板材料、又は、当該技術分野で公知の他の同様の基板材料を含む種々の材料で形成することができる。

【0031】

50

単一指向性層 80 は、単一の軸 90 に沿って、基板結合パッド 82 と可撓性回路結合パッド 84 との間に、直接的電気接触を形成する。単一指向性層 80 は、当該技術分野で知られているように、1 つ又はそれ以上の異方性のデバイスを含むことができる。異方性デバイスは、異方性導電樹脂フィルム、異方性導電樹脂メンブレインの形態とするか、又は、当該技術分野で公知の同様の形態とすることができる。

#### 【0032】

本発明の一実施形態により示される可撓性回路層 77 は、第 1 の可撓性回路層 92 と、第 2 の可撓性回路層 94 とを含むことができる。可撓性回路層 92 及び 94 は、検出器 68 から D A S 4 2 へ X 線信号を伝送する、並列の複数の導電性の信号線 96 又は信号接続部を含む。図示の実施形態において、導電線 96 は、可撓性回路層 77 の各々の間に分割されており、これにより各可撓性回路層 77 内に存在する導電線がより少なくなっている。所望量の電気性能を提供するのに十分なピッチを維持しながら、決められた量の検出器アレイ領域 98 に対し、所与の数の導電線を該領域に結合することができる。本発明は、信号線の数を可撓性回路層 77 間に分割することにより、1 つの可撓性回路層 77 当たりの信号線の数を増やすことが可能となり、同時に、先行技術の可撓性伝送回路を上回るピッチの増大が得られ、従って電気性能の向上をもたらす。

10

#### 【0033】

当該技術分野で知られているように、高密度の微細な信号線を提供することとは対照的に、所与の領域内に高密度の結合パッドを形成することは比較的容易である。この理由により、及び複数の可撓性回路層の使用により、本発明は、検出器組立体 20 と D A S 4 2 との間の増大した X 線信号の並列伝送に対する関連する信号線と共に、決められた領域内で作動結合パッドの数を増やすことができる。

20

#### 【0034】

第 1 のセットの可撓性回路結合パッド 100 は、第 2 のセットの電気バイア 104 を使用することにより、第 2 のセットの可撓性回路結合パッド 102 に結合されている。電気バイア 104 が、可撓性回路層 77 及び絶縁層 86 を通して形成されており、線 96 の分割されたそれぞれの部分を、第 1 の可撓性回路結合パッド 100 の指定されたそれぞれの部分に結合されている。線 96 は、第 2 の可撓性回路層 94 に結合されている。

#### 【0035】

第 1 のセットの可撓性回路結合パッド 100 は、単一指向性層 80 を通じて基板回路結合パッド 82 に電氣的に結合されている。基板層 70 を用いない用途においては、可撓性回路結合パッド 100 は、単一指向性層 80 を通じ、且つ直接的に検出器結合パッド 78 に結合される。

30

#### 【0036】

可撓性回路層 77 は、可撓性回路ケーブル 72 (1 つのみ図 5 に示す) 内で結合される。可撓性回路ケーブル 72 及び可撓性回路層 77 は、図示のように単一のユニットとして一体的に形成してもよく、又は、間に結合された別個のデバイスとしてもよい。可撓性回路層 77 は、銅、銀、及びニッケル、並びに当該技術分野で公知の他の導電性材料を含む種々の材料で形成することができる。

#### 【0037】

絶縁層 86 は、可撓性回路層 72 間を分離及び絶縁する。絶縁層 86 は、ポリイミド層の形態とすることができ、熱可塑性樹脂、セラミック、及び当該技術分野で公知の他の絶縁材料などの材料を含むことができる。熱可塑性樹脂は、ポリエーテルイミド (PEI)、ポリエーテルエーテルケトン (PEEK)、ポリエチレンナフタレート (PEN)、ポリエチレンテレフタレート (PET)、又は当該技術分野で公知の他の同様の樹脂材料を含むことができる。

40

#### 【0038】

線 96 は、絶縁層 86 の一体部分とするか又は絶縁層 86 の材料と同様の材料で形成することができる絶縁材料 97 により分離される。絶縁材料はまた、接着性材料を含むことができ、線 96 の配列と、可撓性回路層 77 及び可撓性回路ケーブル 72 の形状とを維持

50

するのを支援し、並びにこれらの使用の耐久性を付与することができる。

【0039】

検出器結合パッド78、基板結合パッド82、及び可撓性回路結合パッド84は、導電性パッドの形態とすることができ、従って、当該技術分野で公知の種々の導電性材料で形成することができる。図5において、可撓性回路結合パッドは、1つおきの結合パッドが第1の可撓性回路結合パッド100のうちの1つであって、第1の可撓性回路層92に対応し、残りの結合パッドの各々が第2の可撓性回路層94に対応する第2の可撓性回路結合パッド102のうちの1つであるような、交互配列で示されている。任意の数の可撓性回路結合パッド84の横列及び縦列が存在することができる。

【0040】

可撓性伝送回路12は、当該技術分野で公知の熱技術及び圧力技術を用いて形成することができる。可撓性伝送回路12はまた、可撓性回路層77の接着結合により形成してもよい。

【0041】

ここで図6を参照すると、本発明の一実施形態によるマルチスライスCTイメージング・システム10に対する画像再構成法を示す論理フロー図が示されている。

【0042】

ステップ120で、線源18が、X線ビーム32を発生する。ステップ122で、検出器組立体20が、患者23のヘリカル・スキャンを実行し、X線ビーム32を受信し、X線信号の形態の投影データを生成する。

【0043】

ステップ124で、基板層70が、第1のセットのバイア88を通じて、X線信号を、単一指向性層80ヘルテイング及び転送する。ステップ126で、単一指向性層80が、X線信号を、基板層70から可撓性回路層77へ、一方向に転送する。ステップ128で、可撓性回路層が、X線信号を、単一指向性層80からDAS42ヘルテイングする。ステップ130で、X線信号に回答して画像が再構成される。

【0044】

上述のステップは、例証となる実施例であることを意味し、各ステップは、用途に応じて、同期して、連続して、同時に、又は異なる順序で実行することができる。

【0045】

本発明は、複数の可撓性回路層及び基板層を有する可撓性検出器アレイ伝送回路を提供する。本発明は、複数の可撓性回路層を用いることにより、可撓性回路層内の信号線間のピッチを増大し、歩留まりを高め、電気性能を向上させる。本発明は、基板層を用いることにより、ルーティング・パターンの柔軟性をも向上させることができる。

【0046】

本発明を、1つ又はそれ以上の実施形態に関して説明してきたが、説明してきた特定の機構及び技法は本発明の原理の単なる例証であり、添付の特許請求の範囲によって定義される本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、多くの修正を、説明した本方法及び装置に対して行うことができることを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本発明の一実施形態による可撓性検出器アレイ伝送回路を用いたマルチスライス・ヘリカルスキャンCTイメージング・システムの図。

【図2】本発明の一実施形態によるマルチスライス・ヘリカルスキャンCTイメージング・システムのブロック線図。

【図3】本発明の一実施形態による検出器アレイ組立体の斜視図。

【図4】本発明の一実施形態による可撓性検出器アレイ伝送回路の断面図。

【図5】本発明の一実施形態による可撓性検出器アレイ伝送回路の平面図。

【図6】本発明の一実施形態によるマルチスライス・コンピュータ断層撮影イメージング・システムにおける画像再構成法を示す論理フロー図。

10

20

30

40

50

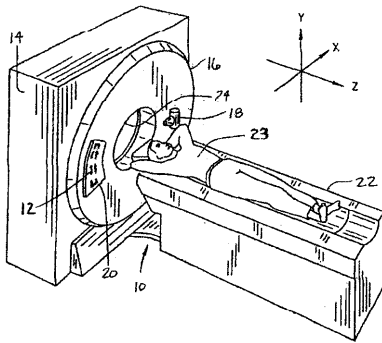


【符号の説明】

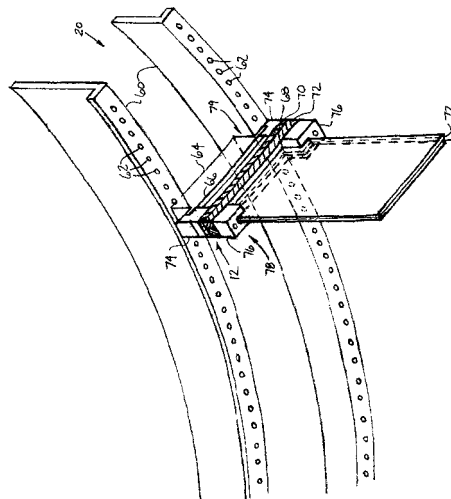
【0048】

- 120 X線ビームを発生する
- 122 X線信号を生成する
- 124 X線信号を、基板層を介して検出器から単一指向性層へ転送する
- 126 X線信号を、基板層から可撓性回路層へ、一方向に転送する
- 128 X線信号を、可撓性回路層を通してデータ収集システムへルーティングする
- 130 X線信号に应答して画像を再構成する

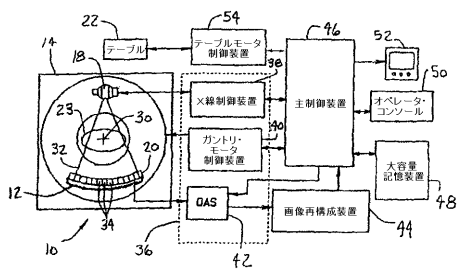
【図1】



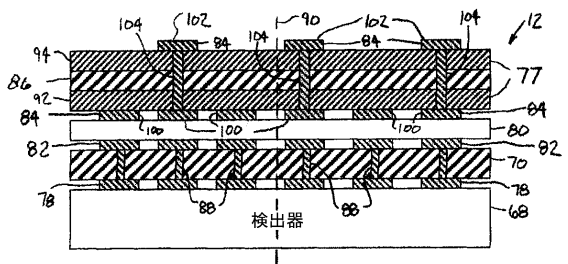
【図3】



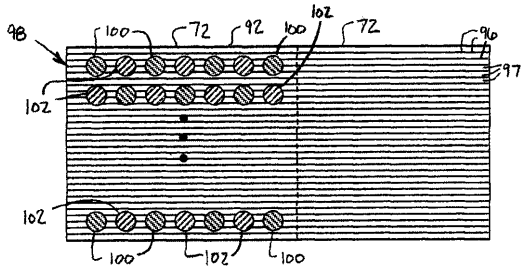
【図2】



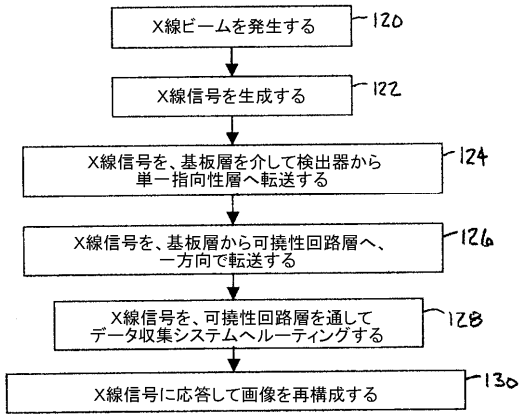
【図4】



【図5】



【図6】



---

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 マヘッシ・ラマン・ナラヤナスワミ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、ナンバー 113、ノース・ミルウォーキー  
・ストリート、1108番

(72)発明者 マシュー・アロン・ハルスマー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ハーヴェイ・アベニュー、411番

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2002-257936(JP, A)

米国特許第06475824(US, B1)

特開2001-318155(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00

G01T 1/00