

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5033313号  
(P5033313)

(45) 発行日 平成24年9月26日 (2012. 9. 26)

(24) 登録日 平成24年7月6日 (2012. 7. 6)

(51) Int. Cl.

F I

**G O 1 T** 1/20 (2006. 01)  
**A 6 1 B** 6/00 (2006. 01)  
**H O 1 L** 31/09 (2006. 01)  
**H O 1 L** 27/144 (2006. 01)

G O 1 T 1/20 J  
 G O 1 T 1/20 E  
 G O 1 T 1/20 G  
 A 6 1 B 6/00 3 O O S  
 H O 1 L 31/00 A

請求項の数 6 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2005-139268 (P2005-139268)  
 (22) 出願日 平成17年5月12日 (2005. 5. 12)  
 (65) 公開番号 特開2005-326414 (P2005-326414A)  
 (43) 公開日 平成17年11月24日 (2005. 11. 24)  
 審査請求日 平成20年5月9日 (2008. 5. 9)  
 (31) 優先権主張番号 10/846, 971  
 (32) 優先日 平成16年5月14日 (2004. 5. 14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタディ、リバーロード、1 番  
 (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  
 (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線検出器、X線検出器の形成方法、およびX線検出器内に誘起する電磁ノイズの低減方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線検出器に誘起する干渉電磁界による電磁ノイズを低減する方法 ( 1 0 0 0 , 1 1 0 0 )  
 ) であって、

前記X線検出器 ( 6 0 0 ) 内に形成した少なくとも一つの電磁界検出導体 ( 6 4 0 ) を用  
 いて前記X線検出器内の干渉電磁界をサンプリングするステップ ( 1 0 1 0 , 1 1 1 0 )  
 と、

前記X線検出器でX線放射を計測するステップと、

計測された前記X線検出器の少なくとも一つの出力から前記干渉電磁界の大きさを減算す  
 るステップ ( 1 0 2 0 , 1 1 2 0 ) と、

低減された電磁ノイズを有する少なくとも一つのX線検出器出力を出力するステップ ( 1  
 0 3 0 , 1 1 3 0 ) とを含み、

前記電磁界検出導体 ( 6 4 0 ) が前記X線検出器 ( 6 0 0 ) のデータ線と同方位に配置さ  
 れている、方法。

【請求項 2】

前記X線検出器 ( 6 0 0 ) が医用画像処理システムに用いられる、請求項 1 記載の方法 ( 1  
 0 0 0 , 1 1 0 0 ) 。

【請求項 3】

アナログ/デジタル変換システムの前置増幅段において前記サンプリングした干渉電磁  
 界の前記大きさを減算するステップを含む、請求項 1 記載の方法 ( 1 0 0 0 , 1 1 0 0 )

。

## 【請求項 4】

医用撮像システムに用いる X 線検出器の形成方法 ( 8 0 0 , 9 0 0 ) であって、  
前記 X 線検出器に誘起する少なくとも一部干渉電磁界に基づき電磁界検出導体 ( 6 4 0 )  
の数と前記電磁界検出導体 ( 6 4 0 ) の間隔のうちの少なくとも一方を割り出すステップ  
( 8 1 0 , 9 1 2 ) と、  
前記割り出された数と前記割り出された間隔の電磁界検出導体 ( 6 4 0 ) を有する X 線検  
出器を形成するステップ ( 8 2 0 , 9 2 0 ) とを含む、方法。

## 【請求項 5】

前記干渉電磁界の最高周波数を割り出すステップ ( 9 1 0 ) を含む、請求項 4 記載の方法  
( 8 0 0 , 9 0 0 ) 。

10

## 【請求項 6】

医用撮像システム ( 1 0 0 ) に用いる X 線検出器 ( 6 0 0 ) であって、  
少なくとも一つの X 線検出器画素と少なくとも一つの電磁界検出導体 ( 6 4 0 ) を有する  
パネル部 ( 6 1 2 ) で、前記電磁界検出導体 ( 6 4 0 ) が前記 X 線検出器 ( 6 0 0 ) 内の  
干渉電磁界を計測する前記パネル部と、  
前記干渉電磁界に基づいて前記少なくとも一つの X 線検出器画素の出力を調整する電磁ノ  
イズ低減部とを備え、  
前記 X 線検出器 ( 6 0 0 ) のデータ線及び走査線と同方位の複数の電磁界検出導体 ( 6 4  
0 ) を備える、X 線検出器。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本出願は、X 線検出器の設計及び製造ならびにそれらにより形成する X 線検出器に概ね  
関するものである。具体的には、本出願は平面パネル X 線検出器の設計及び製造ならびに  
それらにより形成する平面パネル X 線検出器に関するものであり、これらは翻って例えば  
医用撮像システムや装置や他の装置にて使用できるものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

30

例えば X 線検出器における使用に適合させた平面パネルの設計ならびに製造が、錯綜し  
て手間のかかるものであることは理解されたい。ソリッドステート X 線撮像技術は、間接  
的 X 線 - 光閃光放射パネル ( 例えば、ヨウ化セシウム ( Cs I ) を用いた非晶質シリコン  
) 或いは直接的 X 線転換パネル ( 例えば、非晶質セレン ( Se ) や酸化鉛 ( PbO ) や塩  
化水銀 ( HgI ) ) のいずれかを用いた感光性半導体配列の発展に一部起因して着実に進  
歩してきた。1 以上のこれらの技術が、画素配列を効果的に多重化し、所与の X 線検出器  
パネル内の画素総数よりも変換器の総数との比較においてより少数の変換器を用いた基板  
アナログ / デジタル変換の実行を可能にするトランジスタスイッチ ( 例えば、TFT -  
FET ) を使用できることを熟思した。

## 【0003】

40

さらに、1 以上のこれらの技術が光素子からの電荷を ( 異方向或いは逆方向 ) に担持しな  
がら、蒸着金属線路 ( 例えば、モリブデン ( Mo ) やアルミニウム ( Al ) や銅 ( Cu )  
や他の導体材料をスパッタリングすることで形成した導体路 ) を用いて行列格子にてデー  
タ線路と走査線路を形成して TFT 制御 ( 一方向 ) を容易にしていることを熟思した。X  
線検出器パネル画素の寸法を減らしパネル寸法を増やすにつれ、光センサから A / D 変換  
器への経路に対する信号 ( 電荷 ) の比率は劇的に減少する。この現象は、X 線検出器や C  
T 検出器の両方で事実であることが分かっている。

## 【特許文献 1】米国特許第 6 4 5 3 0 0 8 号

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 0 4 】

同時に、より小さくより長いデータ線路経路を取り扱いかつ依然として許容可能な画像品質を生成するため、A / D 変換システムの設計は益々複雑になってきている。許容可能な信号対ノイズ比（「S N 比」）を生成すべく、ほぼ 2 0 0 0 エレクトロンにかなり満たないノイズレベルはこれらの種のシステムでは稀ではないことを熟思した。しかしながら、この種の複合ソリッドシステムは光センサパネル上に誘起する（主にデータ線路経路に誘起する）電界及び / 又は磁界（電磁すなわち「E M」と呼ぶ）ノイズに対し元来が影響されやすいものとなっていた。

## 【 0 0 0 5 】

高周波を効果的にシールドすることで、電磁ノイズは実現可能ではあるが検出器の X 線検出面内への一部レベル X 線光子の減衰なしには実現可能ではないことが示されてきた。低周波及び高周波を有効にシールドすることで現行材料を用いては電磁ノイズは起き得ず、それは低周波磁界は医用用途において X 線光子を大幅に低減する金属要素を必要とするからである。例えば、E M ノイズは R F 除去システムだけでなく器官及びカテーテル誘導案内システムやペースメーカー配置及びプログラミングシステムや磁気カテーテル駆動システムにも極めて近い特定のソリッドステート X 線システム内で撮像を実行する十分なレベルにあることが示されてきた。これらの種のシステムは、国際的な認定の一部として感応性検査に必要とされる以上の電界及び / 又は磁界又は電磁界の強度を十分生ずることがある。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 6 】

一実施形態は、干渉電界及び / 又は磁界すなわち電磁界の振幅 / 大きさを局所的に（例えば、X 線検出器内で）サンプリングして低減又は除去するシステム及び方法を備える。より具体的には、実施形態は X 線検出器パネルと同方位内で干渉電磁界をサンプリングし、続いて各個別要素サンプルから減算し去ることのできるシステム及び方法を備える。

## 【 0 0 0 7 】

一実施形態は、パネルデータ線路と同方位に 1 以上の電磁界検出導体を有する X 線検出器を備える。少なくとも一実施形態では、電磁界検出導体を T F T 走査線路方向にもまた配向することができることを熟思してある。干渉電磁界は、実質的に通常のデータ線路とほぼ同じ抵抗と容量を有する 1 以上のこれらの導体により局所的にサンプリングする。干渉電磁界の電磁界振幅は、前置増幅段にて減算し去ることができる。干渉電磁界の振幅をデジタル化し、続いてデジタル処理を用いて減算し去る実施形態もまた熟思した。

## 【 0 0 0 8 】

一実施形態は、X 線検出器内に誘起する電磁ノイズを低減する方法に関する。この実施形態は、X 線検出器内での干渉電磁界の局所的サンプリング及び少なくとも一つの要素サンプルからのサンプリングした干渉電磁界の振幅 / 大きさの減算を含む。本方法はさらに、低減された E M ノイズを有する少なくとも一つのサンプルの出力を含む。

## 【 0 0 0 9 】

他の実施形態は、X 線検出器内に形成した少なくとも一つの電磁界検出導体を用いる干渉電磁界のサンプリングを含む。干渉電磁界は、X 線検出器と同方位内でサンプリングすることができる。実施形態はさらに、（例えば、アナログ / デジタル変換システムや前置増幅段を用い、かつ / 又は干渉電磁界の大きさをデジタル化し、続いてデジタル処理を用いて大きさを減算することによる）各個別要素サンプルからのサンプリングした干渉電磁界の振幅 / 大きさの減算を含む。少なくとも一実施形態では、X 線検出器は医用撮像システム内に用いる。

## 【 0 0 1 0 】

別の実施形態は、医用撮像システム内で使用する X 線検出器内で誘起した E M ノイズの低減方法に関する。本方法は、少なくとも一つの電磁界検出導体を用いた干渉電磁界の局所的サンプリングとサンプリングした干渉電磁界の振幅 / 大きさの割り出しとを含む。サンプリングした干渉電磁界の振幅 / 大きさを、（例えば、アナログ / デジタル変換シス

10

20

30

40

50

テムと前置増幅段を用い、かつ／又は干渉電磁界の大きさをデジタル化し、続いてデジタル処理を用いて振幅／大きさを減算することで）各サンプルから減算し、低減されたEMノイズを有する個別要素サンプルを出力する。

【0011】

さらに別の実施形態は、X線検出器の形成方法に関する。この実施形態は、少なくとも干渉電磁界の一部に基づく電磁界検出導体数と電磁界検出導体間隔のうちの少なくとも一方の割り出しが含まれる。X線検出器は、電磁界検出導体の割り出し数と割り出し間隔のうちの少なくとも一方をもって形成する。

【0012】

他の実施形態には、干渉電磁界の最高周波数の割り出しが含まれる。検出導体は、最低干渉電磁界の最高周波数の波長の約1/4だけ離間させてある。さらに、電磁界検出導体はX線検出器内に形成したデータ線路と走査線路のうちの少なくとも一方と同方位に付加する。

10

【0013】

さらにもう一つの実施形態は、X線検出器の形成方法に関する。この実施形態には、干渉電磁界とこの干渉電磁界の最高周波数の割り出しが含まれる。干渉電磁界の最高周波数の波長を、割り出す。幾つかの電磁界検出導体及び／又は電磁界検出導体の間隔は、干渉電磁界の最高周波数の波長に少なくとも一部に基づき割り出すことができる。X線検出器は、幾つかの電磁界検出導体と割り出し済み間隔をもって形成する。少なくとも一実施形態では、電磁界検出導体をX線検出器内に形成されたデータ線路と走査線路の少なくとも一方と同方位に付加する。

20

【0014】

さらに別の実施形態は、医用画像処理システムに用いるX線検出器に関する。本実施形態では、X線検出器はパネル部と少なくとも一つの端部指状接点と読み出し電子機器部を備える。この少なくとも一つの電磁界検出導体は、X線検出器内に誘起した電磁ノイズを低減するよう設ける。少なくとも一つの端部指状接点が、パネル部と読み出し電子機器部の少なくとも一部に結合してある。

【0015】

実施形態は、複数の電磁界検出導体を備えるX線検出器に関し、ここで少なくとも一つの電磁界検出導体を最低別の干渉電磁界検出導体からサンプル干渉電磁界の最高周波数の波長の約1/4だけ離間させる。少なくとも一つの電磁界検出導体を、X線検出器内に形成したデータ線路と走査線路のうちの少なくとも一方と同方位とする。

30

【0016】

X線検出器の少なくとも一実施形態では、干渉電磁界をX線検出器と同方位内でサンプリングすることができる。読み出し電子機器部は、干渉電磁界の大きさを減算し去るよう設けたアナログ／デジタル変換システムを備える。干渉電磁界の振幅は、アナログ／デジタル変換システム内の前置増幅段にて減算し去ることができる。さらに、アナログ／デジタル変換システムには、干渉電磁界の振幅をデジタル化し、続いてデジタル処理を用いてこの振幅を減算し去るよう設けたデジタル処理システムを備えることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

前述の解決手段は、本発明の特定の実施形態の以下の詳細な説明と同様、添付図面と併せ読むときにより良く理解されよう。本発明を例示するため、特定の実施形態を図面に示した。しかしながら、本発明が添付図面に示した構成や手段に限定されないことは理解されたい。

【0018】

例示のみを目的に、以下の詳細な説明は医用撮像システムや装置や機械や器具に用いるX線検出器（平面パネルX線検出器）の特定の実施形態を参照する。しかしながら、本発明が他の装置やシステムと共に使用できることは理解されたい。

50

## 【 0 0 1 9 】

例えばX線検出器に用いるアクティブ方式すなわち平面パネルの設計と製造は、錯綜した手間のかかるものであることを、理解されたい。この種の設計ならびに製造工程は、例えば薄膜トランジスタ電界効果トランジスタ(T F T F E T ; T h i n F i l m T r a n s i s t o r s F i e l d E f f e c t T r a n s i s t o r )や広帯域バンドギャップフォトダイオード等の非晶質或いは単結晶/多結晶半導体デバイスの知識を必要とする。例えばプラズマ化学気相成長(或いは「P E C V D ; P l a s m a E n h a n c e d C h e m i c a l V a p o r D e p o s i t i o n」と呼ぶ)等の蒸着工程やスパッタリングが、金属やデバイス構造やX線変換器やこの種の設計ならびに製造工程における他の構造の相互接続の生成に用いられる。

10

## 【 0 0 2 0 】

例えば器官及びカテーテル誘導案内システムやペースメーカー配置及びプログラミングシステムや磁気カテーテル駆動システムやR F除去システムや撮像システムの他の構成要素によって生成される所与の周波数の電気力線及び/又は磁力線がX線検出器を通過し、少なくとも検出データ線路上に信号ノイズを生むことは公知である。E M電磁力線はX線検出器を通過し、データ線路上に信号ノイズを招来することがある。この種の電磁力線は、T F T - ダイオードとデータ線路やアナログ/ディジタル変換器や接地帰還路の回路ループを通過することがある。このことが、翻って回路ループを流れる電流を誘起し、これが非相関構造化ノイズとしてディジタル化されて生成画像内に人為画像を生成することになる。生成された人為画像は、例えば誘起した電磁界強度及び周波数や検出器の全体寸法や電磁界内の方位に依存する。

20

## 【 0 0 2 1 】

一実施形態は、干渉電磁界の大きさを局所的に(例えばX線検出器内に)サンプリングし、低減或いは除去することのできるシステムならびに方法を備える。より具体的には、実施形態は干渉電磁界をX線検出器パネルと同方位内でサンプリングし、続いて各個別要素サンプルから減算し去ることのできるシステムならびに方法を備える。一実施形態は、パネルデータ線路と同方位に1以上の電磁界検出導体を有するX線検出器を備える。少なくとも一実施形態では、電磁界検出導体をT F T走査線路方向にも配向できることを熟思してある。干渉電磁界は、データ線路とほぼ同じ抵抗と容量を有する1以上のこれらの導体により局所的にサンプリングする。干渉電磁界の場の振幅/大きさは、変換電子機器の前増幅段内で減算し去る。干渉電磁界の振幅/大きさをディジタル化し、続いてディジタル処理を用いて減算し去ることができると熟思してある。

30

## 【 0 0 2 2 】

図1は、一実施形態に用いる概ね100で指し示した医用撮像システムや装置や機械や器具を示す。システム100がX線システムやC TシステムやE B Tシステムや超音波システムやM Rシステムや他の撮像システムを含む様々な撮像システムで構成できることは、熟思してある。

## 【 0 0 2 3 】

少なくとも一実施形態では、システム100はC形アーム110と1以上のX線源120と1以上のX線検出器130(例えば、平面パネルX線検出器)と1以上の電磁(E M ; e l e c t r o m a g n e t i c )センサ140とE M送信器150と画像処理コンピュータ160と追尾モジュール170と位置決め装置180と出力装置190とを含む。図示の実施形態では、追尾モジュール170は少なくともE Mセンサ140とE M送信器150と画像処理コンピュータ160と通信するよう描いてある。図1はさらに、少なくともX線検出器130と追尾モジュール170と出力装置190と通信する画像処理コンピュータ160を示すものである。

40

## 【 0 0 2 4 】

少なくとも一実施形態では、X線源120とX線検出器130はC形アーム110の両側に取り付けてある。X線源120とX線検出器130は、C形アーム110上に移動可能に取り付けてある。一実施形態では、E Mセンサ140はX線検出器130上に取り付

50

けられる。E M送信器 1 5 0 は、撮像対象患者等の被写体 1 1 2 上に配置する。さもなくば、E M送信器 1 5 0 をX線検出器 1 3 0 上に配置し、E Mセンサ 1 4 0 を被写体或いは撮像対象患者 1 1 2 上に配置することもできる。被写体すなわち患者 1 1 2 は、位置決め手段 1 8 0 上或いはその中に配置する。少なくとも一実施形態では、位置決め装置 1 8 0 はテーブルとテーブルパッキーと垂直パッキーと支持体或いは用途に適合させた他の位置決め装置を備える。

#### 【 0 0 2 5 】

少なくとも一実施形態では、C形アーム 1 1 0 は例えば軌道方向や長手方向や横方向や横断方向や旋回方向や「前後左右」方向を含む多数の画像獲得経路に沿う幾つかの方向に移動可能としてある。少なくとも一実施形態では、X線源 1 2 0 と検出器 1 3 0 はC形アーム 1 1 0 上に移動可能に配置する。かくして、C形アーム 1 1 0 は、X線源 1 2 0 とX線検出器 1 3 0 と共に移動させ、その上又は中に被写体 1 1 2 を配置した位置決め装置 1 8 0 周囲に配置することができる。

10

#### 【 0 0 2 6 】

C形アーム 1 1 0 を被写体 1 1 2 周りにX線源 1 2 0 と検出器 1 3 0 の位置決め用い、かくして1以上の画像の生成用途に1以上のX線 1 0 5 (或いは他のエネルギー)を被写体 1 1 2 に照射する。C形アーム 1 1 0 は被写体 1 1 2 周りに様々な走査角度で移動させるか再位置決めし、複数の画像を得ることができる。C形アーム 1 1 0 が移動すると、X線検出器 1 3 0 と被写体 1 1 2 の間の距離は変化しよう。さらに、X線源 1 2 0 と被写体 1 1 2 との間の距離もまた変化しよう。

20

#### 【 0 0 2 7 】

少なくとも一実施形態では、C形アーム 1 1 0 上のX線源 1 2 0 と検出器 1 3 0 を例えば交差させるか或いは軌道動作にて移動させることができることは熟思してある。軌道動作では、X線源 1 2 0 と検出器 1 3 0 は円形経路内を移動しない。軌道動作を用いた断面X線撮影画像再生では、検出器 1 3 0 と被写体 1 1 2 の間の距離(及び線源 1 2 0 と被写体 1 1 2 の間の距離)は投影画像の収集期間中に変化しよう。

#### 【 0 0 2 8 】

少なくとも一実施形態では、X線検出器 1 3 0 の位置を1以上の投影画像について記録することができる。加えて、検出器 1 3 0 とX線源 1 2 0 の間の距離を割り出すことができる。倍率の変化は定量化され、検出器 1 3 0 の位置と検出器から被写体まで距離とを用いて断面X線撮影画像再生期間中に補償することができる。E Mセンサ 1 4 0 或いは他の追尾装置を、検出器 1 3 0 上に配置することができる。E M送信器 1 5 0 或いは他の追尾装置を、被写体 1 1 2 上に配置することができる。センサ 1 4 0 と送信器 1 5 0 からのデータを用い、検出器 1 3 0 が軌跡を描く間に検出器の位置を割り出すことができる。光学的或いは機械的追尾装置等の他の追尾装置を用い、システム 1 0 0 内の1以上の構成要素の位置を割り出すことができる。

30

#### 【 0 0 2 9 】

少なくとも一実施形態では、送信器 1 5 0 がセンサ 1 4 0 が検出する磁界等の信号を同報送信する。追尾モジュール 1 7 0 が送信器 1 5 0 からのデータを用い、被写体 1 1 2 に関する検出器 1 3 0 の位置を割り出す。位置の差すなわち検出器 1 3 0 と被写体との間の距離が、得られるX線投影画像内の倍率の差異に対応する。

40

#### 【 0 0 3 0 】

検出器 1 3 0 と被写体 1 1 2 の間の距離及び/又は線源 1 2 0 と被写体 1 1 2 の間の距離が変わることにより、点光源用或いはX線等の非平行ビームを照射する近点光源用の検出器上に投影される被写体の倍率は変化する。X線源 1 2 0 の視野が一定である場合、被写体がX線源 1 2 0 に近づくにつれ、被写体は視野のより大きな部分を占め、それ故に検出器 1 3 0 上へより大きな画像として投影する。一実施形態では、被写体 - 検出器間距離は被写体をシステム 1 0 0 の仮想アイソセンターに保持するよう可変する。一実施形態では、C形アーム 1 1 0 及び/又は線源 1 2 0 及び/又はC形アーム 1 1 0 上の検出器 1 3 0 は任意の平面内を移動させるか、或いは検出器 1 3 0 の視野内の仮想アイソセンターに

50

被写体を配置するよう移動させないようできる。変化する検出器 - 被写体間及び / 又は線源 - 被写体間の距離の割り出しにより、画像プロセッサ 160 は距離の変化すなわち倍率の変化を補償することができる。追尾モジュール 170 は EM センサ 140 と EM 送信器 150 或いは他の追尾装置からのデータを用い、検出器 - 被写体間距離を追尾することができる。

#### 【0031】

さもなくば、EM センサ 140 或いは EM 送信器 150 を EM 送信器 150 或いは EM センサ 140 を被写体上に載置した状態で線源 120 に取り付け、線源 120 の位置を割り出すことができる。X 線源 120 の位置を記録し、線源から検出器までの距離と併せ用いて倍率を割り出し計上する。例えば、追尾モジュール 170 は診断や外科処置期間中に使用する器具或いは道具の位置を監視することができる。

10

#### 【0032】

追尾モジュール 170 は、システム 100 内の被写体 112 と X 線検出器 130 及び / 又は X 線源 120 の位置を監視する。追尾モジュール 170 は、被写体 112 と線源 120 及び / 又は検出器 130 に関し基準座標系内の位置データを供給することができる。画像プロセッサ 160 は、画像データを処理し 2D 及び / 又は 3D 画像を再生するときに位置データを用いる。位置データは、例えば外科的誘導案内等の他の目的に用いることもできる。一実施形態では、追尾モジュール 170 は座標系基準点或いは中心軸に対し規定した座標系について X 線検出器 130 と被写体 112 の位置を算出する。少なくとも一実施形態では、画像プロセッサ 160 は X 線源 120 又は線源コントローラへ制御或いは起動コマンドを生成し、位置データに基づいて被写体を走査する。

20

#### 【0033】

少なくとも一実施形態では、画像プロセッサ 160 は C 形アーム 110 を動かす際に検出器 130 からの一連の露光画像を収集する。検出器 130 は、X 線源 120 が起動するたびに露光画像を受信する。画像プロセッサ 160 は露光画像を基準データと複合し、例えば 3D 立体データ集合を再生する。3D 立体データ集合は、断層すなわち被写体からの関心領域等の画像の生成に用いることができる。例えば、画像プロセッサ 160 は立体データ集合から患者の脊椎や膝や他の領域の矢状や冠状及び / 又は軸方向図を生成することができる。画像プロセッサ 160 は、ソフトウェア及び / 又はハードウェアにて実装することができる。画像プロセッサ 160 が例えば汎用コンピュータやマイクロプロセッサやマイクロコントローラ及び / 又は特定用途向け集積回路から構成できることは熟思してある。

30

#### 【0034】

1 以上の実施形態では、3D 画像再生を例えば扇形ビームを用いて被写体 112 の連続断層或いは走査平面を組み合わせて形成することができる。3D 画像の再生は被写体 112 の周囲に線源 120 と検出器 130 を回転させることで形成し、被写体の円錐形すなわち領域ビーム投影を得ることもできる。円錐形ビーム投影では、点光源を用いて被写体を照射し、検出器 130 により X 線束を平面上で割り出すことができる。被写体 112 から検出器 130 までの距離と被写体 112 から線源 120 までの距離は、画像再生用の平行投影図の割り出しに用いることができる。

40

#### 【0035】

フィルタ処理した背面投影を、円錐形ビーム内平面のフィルタ処理及び背面投影に基づく 3D 画像の再生に用いることもできる。フィルタ処理背面投影では、個々の扇形ビームすなわち円錐形投影図を分析して組み合わせ、3D 再生画像を形成する。扇形ビームは、フィルタ処理背面投影用の新規座標系内での分析に向け線源 - 検出器回転平面外へ傾斜させる。投影データは、距離に基づき加重して畳み込む。次に、畳み込まれた加重投影を 3D 再生格子上へ背面投影し、3D 画像を再生する。

#### 【0036】

一又は複数の画像を再生した後、画像プロセッサ 160 は一又は複数の画像を出力装置 190 へ送信することができる。例えば、出力装置 190 をディスプレイやプリンタやフ

50

ァクシミリや電子メールや記憶装置或いは他の媒体で構成できることは熟思してある。一又は複数の画像を、技師や医師や外科医や他の保険医療開業医や保安職員等のユーザによる使用へ向け出力装置 190 を介して表示及び / 又は記憶させることができる。少なくとも一実施形態において、出力装置 190 を画像処理コンピュータ 160 と無線通信するラップトップや PDA や携帯電話や他の無線機器で構成できることは熟思してある。

#### 【0037】

動作時に、例えばシステム 100 内で患者の中部脊髓領域を走査することができる。C 形アーム 110 は、患者を位置決め器 180 等のテーブル上に位置決めしたときに中部脊椎走査の全ての位置に到達させることは出来ない。それ故、C 形アーム 110 は一側から移動させて位置決めすることができる。C 形アーム 110 を非円形運動で移動させると、脊椎は走査画像内に中央寄せして止めることはできず、何故なら C 形アーム 110 の経路は円形には出来ないからである。C 形アーム 110 は、C 形アーム支持体上で C 形アーム 110 を昇降すること等で移動させ、脊椎を中央（仮想アイソセンター）に保持することができる。

#### 【0038】

C 形アーム 110 を動かすものの脊椎は動かさないため、脊椎は X 線源 120 へより接近させるか或いはより離間させて配置される。かくして、得られた画像は開始から終了までに異なる倍率（例えば、より大きな倍率に起因して第 1 画像における 5 脊椎レベルから最終画像における 3 脊椎レベルまで）を有し、何故なら C 形アーム 110 が非円形弧にて移動するからである。倍率の変更が割り出されるが、それは走査対象被写体に対する検出器 130 の位置が例えば EM 送信器 150 とセンサ 140 を用いて追尾モジュール 170 により割り出されるからである。そこで、中部脊髓領域の 3D 立体画像の再生期間中に倍率変化を考慮に入れる。標準的な画像再生アルゴリズム内で固定距離を用いるのではなく、一又は複数の画像の再生計算に可変距離値を用いる。

#### 【0039】

図 2 は、図 1 に示したもの（例えば、X 線検出器 130）に類似の医用撮像システムに使用することのできる概ね 200 で指し示した X 線検出器（例えば、平面パネル X 線検出器）の公知の実装の一部切截図を示す。図示の実施形態では、平面パネル検出器 200 は平面パネル 212 と、基板材料 214 と、平面パネル検出器制御器（図示せず）に電氣的に接続した読み出し電子機器 216 とを備える。図示の実施形態では、平面パネル 212 は X 線変換器材料 220 上に形成した画素配列 218（例えば、半導体 TFT / ダイオード画素配列）と、少なくとも平面パネル 212 を読み出し電子機器 216 へ電氣的に結合するよう設けた 1 以上の端部指状接点 222 とを備える。

#### 【0040】

X 線検出器 200 が干渉電磁界（例えば電界及び / 又は磁界）に影響を受けることがあることは、熟思してある。図 2 は、X 線検出器 200 を通る所与の周波数の複数の電磁力線 230 を示す。電磁力線 230 が少なくともデータ線路 232 上で信号ノイズを引き起こすことがあることは、熟思してある。特に、電磁力線 230 は X 線検出器 200 の TFT - ダイオードとデータ線路と A / D 変換器と接地帰還路の回路ループうちの少なくとも一つを流れることがある。このことが、翻って少なくとも回路ループを流れる電流を誘起することがあり、この電流を検出器が非相関構造化ノイズとしてデジタル化する。

#### 【0041】

図 3 は、格子を形成する概ね 300 で指し示した複数の検出画素 310 群の平面図を示す。図 3 には 4 個の画素 310 が描いてあるが、異なる数の画素 310 も熟思してある。図示の実施形態では、各検出画素 310 はトランジスタスイッチ 314（例えば、TFT - FET）を有するフォトダイオード 312 を備え、ここではトランジスタスイッチ 314 により画素配列の効果的な多重化が可能になる。

#### 【0042】

一実施形態では、群 300 はさらに複数の走査線路 316 及びデータ線路 318 を備え

10

20

30

40

50



る。少なくとも一実施形態では、少なくとも一つの走査線路 3 1 6 を少なくとも一つのデータ線路 3 1 8 に接触させてある。各走査線路 3 1 6 を複数のデータ線路 3 1 8 に接触させかつ / 又は各データ線路 3 1 8 を複数の走査線路 3 1 6 に接触させることもまた、熟思してある。さらにまた、データ線路 3 1 8 と走査線路 3 1 6 は少なくとも一つの検出画素 3 1 0 に結合連通させてある。少なくとも一実施形態では、各検出画素 3 1 0 (一つのフォトダイオード 3 1 2 と T F T - F E T 3 1 4 からなる) がデータ線路 3 1 8 と走査線路 3 1 6 のうちの少なくとも一方に結合連通させてある。

【 0 0 4 3 】

図 4 は、(例えば、平面 X 線検出器にて使用する) 概ね 4 0 0 で指し示した T F T - フォトダイオード配列の概略図を示す。図示の実施形態では、配列 4 0 0 は複数の検出画素 4 1 0 とデータ線路 4 1 8 と走査線路 4 1 6 を備える。本実施形態では、各検出画素 4 1 0 は少なくとも一つの走査線路 4 1 6 及び一つのデータ線路 4 1 8 に結合連通させたトランジスタスイッチ (例えば、T F T - F E T) を備える。さらにまた、スイッチ 4 1 4 はフォトダイオード 4 1 2 に結合連通させてあり、フォトダイオードは翻ってダイオード共通線路 4 2 0 に結合連通させてある。一実施形態では、複数のフォトダイオード 4 1 2 をダイオード共通線路 4 2 0 に結合連通させてある。

【 0 0 4 4 】

図示の如く、アナログデータ線路 4 1 8 を分割し、各半分の線路が基板外アナログ / デジタル変換器 (図示せず) に取り付けられるようにしてある。分割されたデータ線路 4 2 2 が、配列 4 0 0 を第 1 のすなわち上部と第 2 のすなわち底部の A / D 変換部 4 2 4 , 4 2 6 にそれぞれ分割している。

【 0 0 4 5 】

図 4 に示した如く、上部と底部の A D 転換部 4 2 4 , 4 2 6 のうちの少なくとも一方を複数の走査線路とデータ線路 4 1 6 , 4 1 8 のうちの少なくとも一方で構成してある。図示の実施形態では、第 1 のすなわち上部 A / D 変換部 4 2 4 は 1 以上のデータ線路 4 1 8 に接触するデータ線路スプリット 4 2 2 上方に複数の走査線路 4 1 6 を備える。一実施形態では、上部 A / D 変換 4 2 4 は図示の如くデータ線路 K + K を介してデータ線路 K - K に接触し格子パターンを形成する走査線路 N - N を介して走査線路 N を構成している。

【 0 0 4 6 】

同様に、第 2 すなわち底部 A / D 変換 4 2 6 は 1 以上のデータ線路 4 1 8 に接触するデータ線路スプリット 4 2 2 下方に複数の走査線路 4 1 6 を備える。一実施形態では、底部 A D 転換 2 4 6 は図示の如くデータ線路 K + K を介してデータ線路 K - K に接触して格子パターンを形成する走査線 N + N を介して走査線 N + 1 を構成している。

【 0 0 4 7 】

図 5 は、干渉電磁界が生成することのある概ね 5 0 0 で指し示した人為画像の一例を示す。生成された人為画像 5 0 0 が少なくとも一部干渉電磁界の誘起電磁界強度及び周波数と電磁界内の検出器寸法全体及び方位とに依存することは、熟思してある。図 5 に示した如く、一般的な干渉パターンは、それぞれ環状及びカテーテル解剖学パターン 5 0 6 , 5 0 8 のうちの少なくとも一方を追加的に含む模擬 X 線画像 5 0 4 の下部を介して転動する 1 以上の水平バー 5 0 2 を含もう。

【 0 0 4 8 】

図 6 は、特定の実施形態に従い干渉電界及び / 又は磁界の影響に感応しないか或いは低減する概ね 6 0 0 で指し示した X 線検出器 (例えば、平面パネル X 線検出器) の一部切截斜視図を示す。特に、図 6 は図 1 に例示したものに類似の撮像システム 1 0 0 と共に用いることのできる平面パネル X 線検出器の一部切截図を示す。X 線検出器 6 0 0 が電界及び / 又は磁界に影響を受けることがあり、所与の周波数の複数の電磁力線が X 線検出器 6 0 0 を通り、少なくともデータ線路上に信号ノイズを招来することは熟思してある。このことが翻って、非補正構造化ノイズとしてデジタル化することのできる本回路を介して流れる電流を誘起することがある。

【 0 0 4 9 】

10

20

30

40

50

図示の実施形態では、平面パネル検出器 600 は X 線検出器 600 内の電気及び / 又は磁気ノイズを局所的に低減するよう設けた少なくとも一つの電磁界検出導体 640 を有するパネル部 612 を備える。X 線検出器 600 は、少なくとも複数の電磁界検出導体 640 と、変換部 616 (少なくとも一実施形態では以下に提示するものに類似のアナログ / デジタル変換システムを備える) と、変換部 616 とパネル部 612 をそれぞれ接続する 1 以上の端部指状接点 622 を備える。一実施形態では、パネル部 612 はさらに基板材料 614 と X 線材料 620 と X 線材料 620 上に形成した画素配列 618 を備える。画素配列 618 の少なくとも一実施形態は、少なくとも一つの T F T / 光素子 630 (複数の T F T / 光素子 630 を図示) を備える。

【0050】

10

図 6 に示した実施形態では、各半導体 T F T / 光素子 630 はトランジスタスイッチ 634 (例えば、T F T - F E T) を有するフォトダイオード 632 を備え、ここでトランジスタスイッチ 634 により画素配列 618 の効果的多重化が可能とされる。

【0051】

図示の如く、パネル部 612 はさらに複数の走査線路 636 とデータ線路 638 を備える。少なくとも一実施形態では、少なくとも一つの走査線路 636 を少なくとも一つのデータ線路 638 に接触させてある。各走査線路 636 を複数のデータ線路 638 に接触させかつ / 又は各データ線路 638 を複数の走査線路 636 に接触させて格子を形成することもまた、熟思してある。さらに、少なくとも一つのデータ線路 638 と走査線路 636 を少なくとも一つの検出画素 630 に結合連通させてある。少なくとも一実施形態では、各検出画素 630 (一つのフォトダイオード 632 と T F T - F E T 634 からなる) をデータ線路 638 と走査線路 636 の少なくとも一方に結合連通させてある。

20

【0052】

一実施形態は、データ線路 638 のうちの少なくとも一つと同方位に 1 以上の電磁界検出導体 640 を有する X 線検出器 600 を備える。電磁界検出導体の数と間隔は、以下に提示する如く少なくとも一部干渉電磁界に基づくことで割り出す。少なくとも一実施形態では、検出導体 640 をデータ線路 638 の方位だけでなく走査線路 636 の方位に配向できることを熟思してある。干渉電磁界は 1 以上のこれらの導体 640 により局所的にサンプリングし、この導体が少なくとも一実施形態ではデータ線路 638 のうちの少なくとも一つと実質的に同じ抵抗と容量を有する。

30

【0053】

図 7 は、特定の実施形態になる X 線検出器 (図 6 に示したものに類似) に用いるアナログ / デジタル変換システムすなわち概ね 700 で指し示したモジュールを示す概略図である。本実施形態では、アナログ / デジタル変換システム 700 はアナログ / デジタルモジュール 702 と少なくとも一つの電磁界検出導体 (図 6 について上記した電磁界検出導体に類似) が検出するノイズを減算するよう設けた差動前置増幅モジュール 704 を備える。図示のモジュールは一体化形状の A / D 変換部を備えるが、任意の変換器構成を熟思してある。例えば、干渉電磁界は個別に検出しデジタル化でき、続いてデジタル処理を用いて画素値サンプルから減算することができる。

【0054】

40

図示の実施形態では、干渉電磁界の振幅 / 大きさを検出し、変換前に第 1 のアナログ段にて減算する。干渉電磁界の振幅 / 大きさは差動前置増幅器 / 集積モジュール 704 (差動前置増幅器 / 集積モジュール 704 は演算増幅器 706 とコンデンサ 708 を備える) を用いて減算し去る。少なくとも一実施形態では、差動前置増幅器 / 集積モジュール 704 は入力としてデータ及び電磁界検出線路 710 を有する。差動前置増幅器 / 集積モジュール 704 の出力端はコンデンサ 711 を介して D S アンプ積分増幅器 712 に結合してある (ここで、D S アンプ積分増幅器 712 は演算増幅器 713 とコンデンサ 715 を備える)。

【0055】

本実施形態では、A / D 変換器モジュール 702 はさらに比較器 714 に結合連通させ

50

たDSアンプ積分増幅器712の出力端を備える。ランプ型DA変換器718を有する範囲可選択増幅器716は、比較器714に結合した出力端を有する。比較器714はさらに、カウンタ720と高速出力714を有するラッチ722とに結合してある。

【0056】

図8を参照するに、干渉EM場の影響を除去或いは低減する概ね800で指し示したX線検出器（例えば、平面パネルX線検出器）をプログラミングする方法を表わす高位フロー線図が図示してある。少なくとも一実施形態では、電界及び/又は磁界の大きさを（例えば、X線検出器の平面パネルと同方位内で）局所的にサンプリングし、各個別要素サンプルを減算し去ることができる。図示の実施形態では、方法800は干渉電界及び/又は磁界に少なくとも一部基づいて電磁界検出導体の幾何構造間隔及び総数のうちの少なくとも一方を割り出すブロック810を備える。方法800はさらに、割り出された数の電磁界検出導体と間隔を有する少なくとも一つのX線検出器（例えば、平面パネルX線検出器）を形成するブロック820を備える。

【0057】

図9は、干渉電磁界の影響を低減又は除去するX線検出器（例えば、平面パネルX線検出器）を形成する概ね900で指し示した方法を表わす詳細なフロー線図を示す。方法900は、検出可能なノイズを招く干渉電磁界の最高周波数の割り出し910を備える。少なくとも一実施形態では、本方法は検出可能なノイズを引き起こす干渉電磁界の割り出しと続くこの種の電磁界の最高周波数の割り出しとを備える。ブロック912には、干渉電磁界の最高周波数に少なくとも一部に基づく電磁界検出導体の総数内での少なくとも一つの幾何構造間隔の割り出しが備わる。一実施形態では、電磁界検出導体の総数及びその間隔の両方が割り出される。方法900はさらに、この種の割り出された数の電磁界検出導体及び間隔を有する少なくとも一つのX線検出器の形成920が備わる。

【0058】

図10を参照するに、撮像システム（先に提示したものに類似）にて使用する概ね1000で指し示したX線検出器（例えば、平面パネルX線検出器）の使用方法を表わす高位フロー線図が示してある。少なくとも一実施形態では、X線検出器は干渉電界及び/又は磁界の影響を低減又は除去する。方法1000には、少なくとも一つの干渉電磁界をサンプリングするブロック1010が備わる。少なくとも一実施形態では、干渉電界及び/又は磁界を（例えば、X線検出器の平面パネルと同方位内で）局所的にサンプリングする。方法1000の実施形態にはさらに、干渉電磁界の大きさを減算するブロック1020が備わる。干渉電磁界の場の振幅/大きさは、X線検出器転換電子機器内の前置増幅段で減算し去る。干渉電磁界の振幅/大きさをディジタル化し、続いてディジタル処理を用いて減算して取り除くこともまた熟思してある。方法1000はさらに、少なくとも一つのサンプルを出力するブロック1030を備える。

【0059】

図11は、撮像システム（先に提示したものに類似）内で使用するX線検出器（例えば、平面パネルX線検出器）の使用方法を表わす概ね1100で指し示した詳細なフロー線図を示す。少なくとも一実施形態では、X線検出器は干渉電界及び/又は磁界の影響を低減又は除去する。方法1100は、少なくとも一つの電磁界検出導体を用いて干渉電磁界を局所的にサンプリングするブロック1110を備える。少なくとも一実施形態では、干渉電界及び/又は磁界を（例えば、X線検出器の平面パネルと同方位内で）局所的にサンプリングする。実施形態は、干渉電磁界の大きさを割り出すブロック1112と、サンプリングした電磁界の大きさを各個別サンプルからそれぞれ減算するブロック1120を備える。干渉電磁界の振幅/大きさは、X線検出器変換電子機器内の前置増幅段において減算し去る。干渉電磁界の振幅/大きさをディジタル化し、続いてディジタル処理を用いて減算し去ることができることもまた、熟思してある。本方法1100はさらに、低減し或いは除去した電界及び/又は磁界を有する少なくとも一つのサンプルを出力するブロック1130を備える。

【0060】

本発明は特定の実施形態を参照して説明してきたが、当業者には本発明範囲から逸脱することなく様々な変更をなし、等価物で置換できることは理解されよう。加えて、本発明の教示に対しその範囲から逸脱することなく特定の状態或いは材料を適用するよう多くの変更態様を作成することができる。それ故、本発明は開示した特定の実施形態に限定することは意図しておらず、本発明は添付特許請求の範囲に包含される全ての実施形態を包含することを意図するものである。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 6 1 】

【図 1】 特定の実施形態に従い使用する医用撮像システムや装置や機械や装置を示す図である。

【図 2】 特定の実施形態に従い医用撮像システム（図 1 に示したものに類似）との使用に適合させた公知の X 線検出器（例えば、平面パネル X 線検出器）の一部切截斜視図である。

【図 3】 特定の実施形態になる 4 個の検出画素群（例えば、フラットパネル X 線検出器と共に使用）を示す平面図である。

【図 4】 特定の実施形態になる T F T フォトダイオード配列（例えば、平面パネル X 線検出器と共に使用）を示す概略図である。

【図 5】 特定の実施形態になる公知の X 線検出器（図 2 に示すものに類似）を通過する誘起電磁界が生成することにある人為画像の一例を示す図である。

【図 6】 特定の実施形態になる干渉 E M 場の影響に感応しないか或いは低減する医用撮像システム（図 1 に示したものに類似）との使用に適合させた X 線検出器（例えば、平面パネル X 線検出器）を示す一部切截斜視図である。

【図 7】 特定の実施形態になる X 線検出器（図 6 に示したものに類似）に用いるアナログ / デジタル変換システムすなわちモジュールを示す概略図である。

【図 8】 特定の実施形態になる医用撮像システム（図 1 に示したものに類似）との使用に適合させた X 線検出器（図 6 に示したものに類似）の形成方法を示す高位フロー線図である。

【図 9】 特定の実施形態になる医用撮像システム（図 1 に示したものに類似）との使用に適合させた X 線検出器（図 6 に示したものに類似）の形成方法を示す詳細なフロー線図である。

【図 1 0】 特定の実施形態になる医用撮像システム（図 1 に示したものに類似）との使用に適合させた X 線検出器（図 6 に示したものに類似）の使用方法を示す高位フロー線図である。

【図 1 1】 特定の実施形態になる医用撮像システム（図 1 に示したものに類似）との使用に適合させた X 線検出器（図 6 に示したものに類似）の使用方法を示す詳細なフロー線図である。

#### 【符号の説明】

#### 【 0 0 6 2 】

- 1 0 0 医用撮像システムや装置や機械や器具
- 1 0 5 X 線
- 1 1 0 C 形アーム
- 1 1 2 被写体（患者）
- 1 2 0 X 線源
- 1 3 0 X 線検出器
- 1 4 0 E M（電磁）センサ
- 1 5 0 E M 送信器
- 1 6 0 画像処理コンピュータ

10

20

30

40

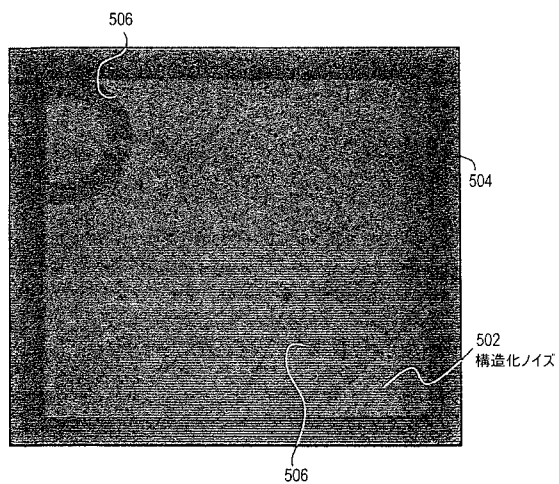
50

1 7 0	追尾モジュール	
1 8 0	位置決め装置	
1 9 0	出力装置	
2 0 0	X線検出器	
2 1 2	平面パネル	
2 1 4	基板材料	
2 1 6	読み出し電子機器	
2 1 8	画素配列	
2 2 0	X線変換器材料	
2 2 2	端部指状接点	10
2 3 0	電磁力線	
2 3 2	データ線路	
3 0 0	群	
3 1 0	検出画素	
3 1 2	フォトダイオード	
3 1 4	トランジスタスイッチ ( T F T - F E T )	
3 1 6	走査線路	
3 1 8	データ線路	
4 0 0	T F T - フォトダイオード配列	
4 1 0	検出画素	20
4 1 6	走査線路	
4 1 8	データ線路	
4 2 0	ダイオード共通線路	
4 2 2	分割データ線路	
4 2 4 , 4 2 6	A / D 変換部	
5 0 0	人為画像	
5 0 2	水平バー	
5 0 4	X線画像	
5 0 6 , 5 0 8	カテーテル解剖学パターン	
6 0 0	X線検出器	30
6 1 2	パネル部	
6 1 4	基板材料	
6 1 6	変換部	
6 1 8	画素配列	
6 2 0	X線材料	
6 2 2	端部指状接点	
6 3 0	T F T / 光素子	
6 3 2	フォトダイオード	
6 3 4	トランジスタスイッチ	
6 3 6	走査線路	40
6 3 8	データ線路	
7 0 0	アナログ / デジタル変換システム	
7 0 2	デジタルモジュール	
7 0 4	差動前置増幅モジュール	
7 0 6	演算増幅器	
7 0 8	コンデンサ	
7 1 0	データ及び電磁界検出線路	
7 1 1	コンデンサ	
7 1 2	D S アンプ積分増幅器	
7 1 3	演算増幅器	50

- 7 1 5    コンデンサ
- 7 1 6    範囲可選択増幅器
- 7 1 8    ランプ型 A / D 変換器
- 7 2 0    カウンタ
- 7 2 2    ラッチ
- 7 2 4    高速出力端子

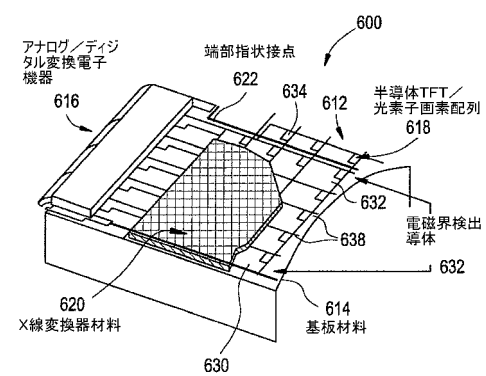
【図 5】

FIG. 5



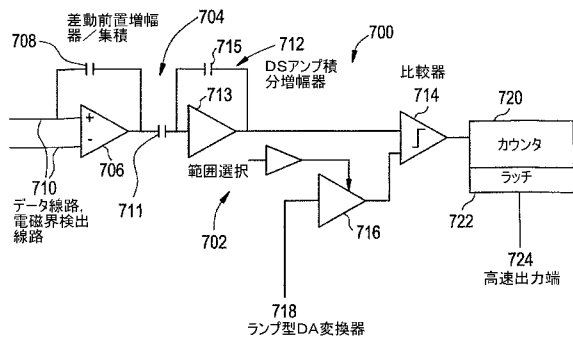
【図 6】

FIG. 6



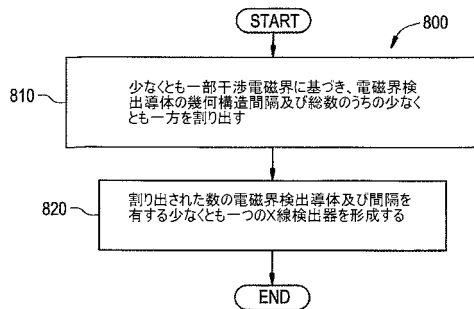
【図 7】

FIG. 7



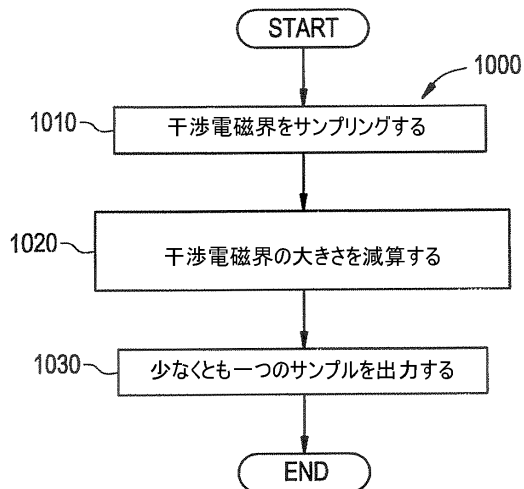
【図 8】

FIG. 8



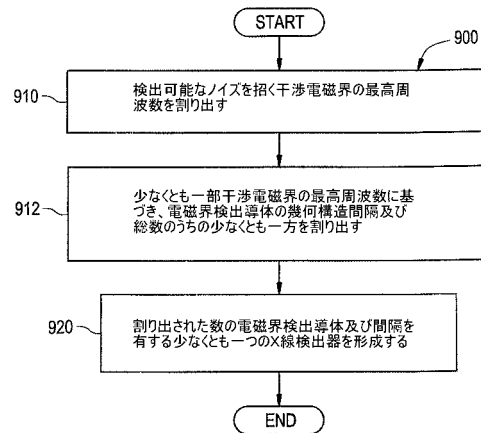
【図 10】

FIG. 10



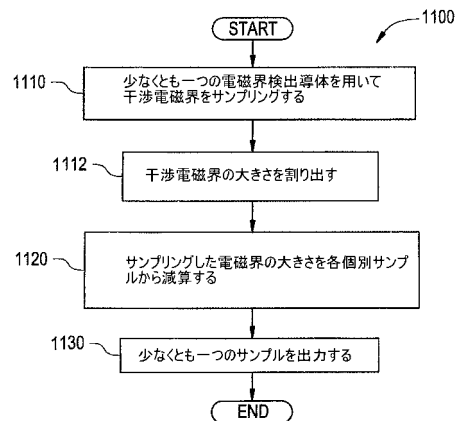
【図 9】

FIG. 9



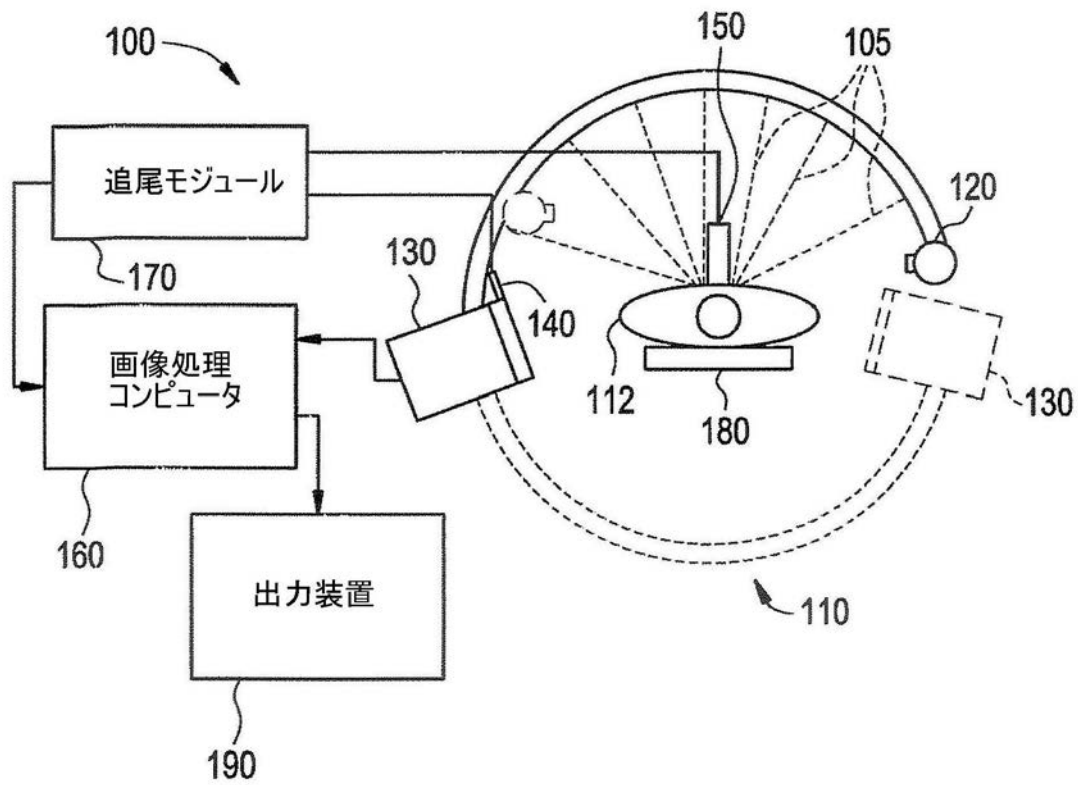
【図 11】

FIG. 11



【図1】

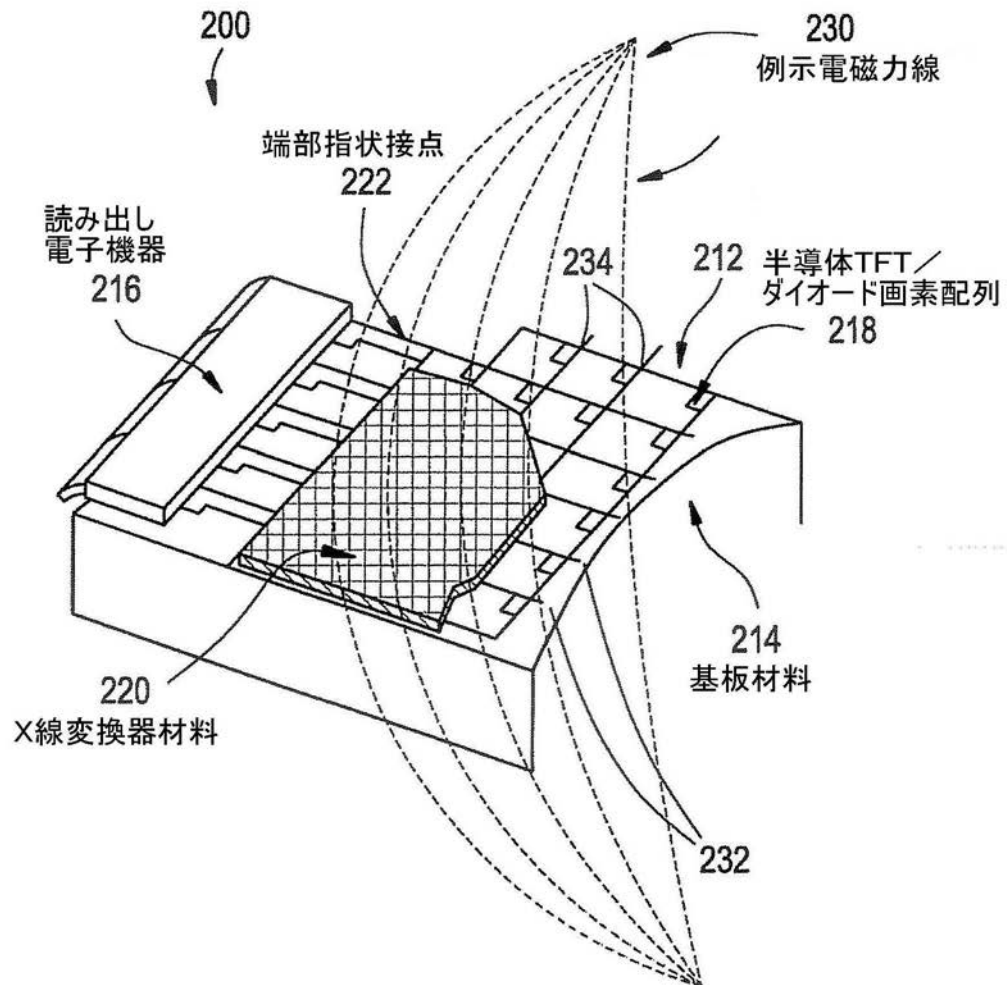
FIG. 1





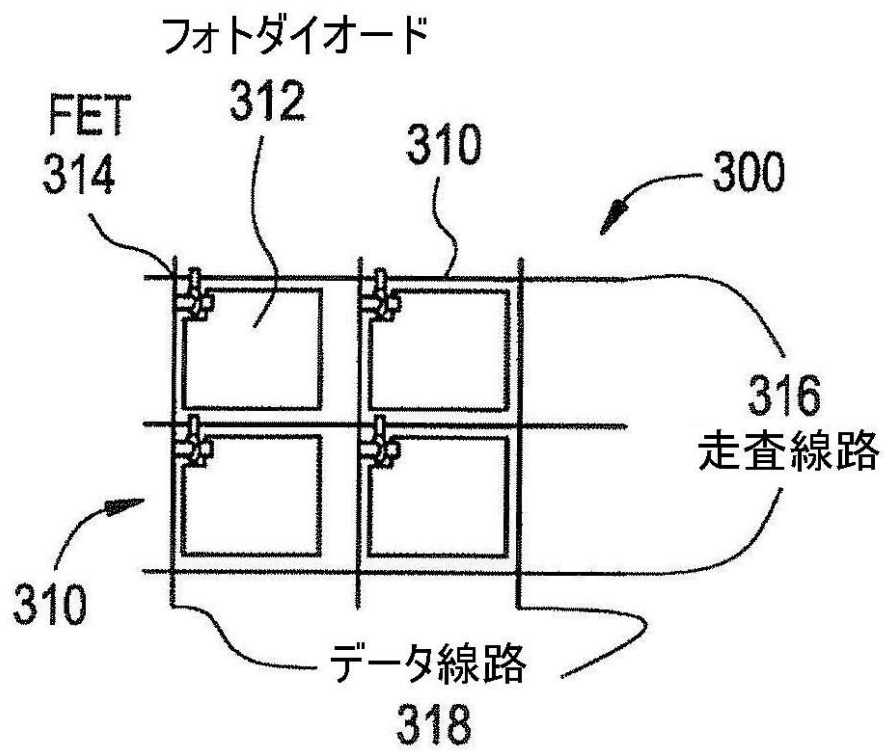
【図2】

FIG. 2



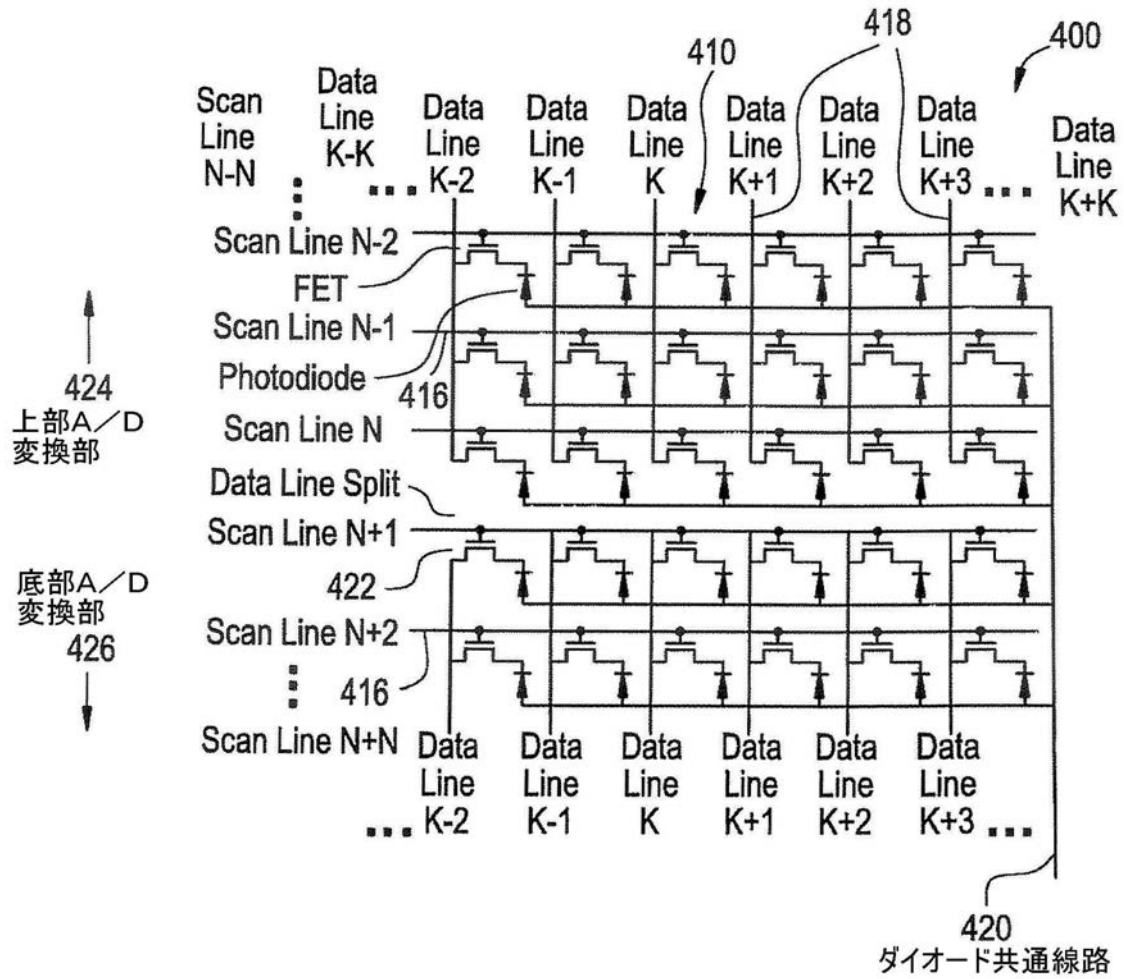
【図3】

FIG. 3



【図 4】

FIG. 4



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
H 0 1 L 27/14 K

- (72)発明者 ジェフリー・エイ・カウツァー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピウォーキー、ヨークシャー・トゥレイス、ダブリュ 2 8 3  
・エヌ 3 9 2 0 番
- (72)発明者 リチャード・ゴードン・クロンス  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、サウス・ティンバーライン・ロード、5  
7 8 0 番
- (72)発明者 オルガン・クックラー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、ナンバー 1 9、ノースビュー・ロード、2 7  
1 8 番

審査官 藤本 加代子

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 1 9 7 0 5 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 4 - 0 2 4 6 8 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 1 5 8 3 4 0 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 2 0 6 2 5 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 3 - 2 0 4 9 5 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 3 4 0 3 2 4 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 0 0 6 7 9 1 ( J P , A )

## (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G 0 1 T 1 / 1 6 1  
G 0 1 T 7 / 0 0  
G 0 1 T 1 / 2 0  
A 6 1 B 6 / 0 0  
H 0 1 L 2 7 / 1 4 4  
H 0 1 L 3 1 / 0 9