

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4603823号
(P4603823)

(45) 発行日 平成22年12月22日(2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日(2010.10.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/02 (2006.01)

A 6 1 B 6/02 301 D

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 300 S

A 6 1 B 6/02 300 B

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2004-171226 (P2004-171226)
 (22) 出願日 平成16年6月9日 (2004.6.9)
 (65) 公開番号 特開2005-137878 (P2005-137878A)
 (43) 公開日 平成17年6月2日 (2005.6.2)
 審査請求日 平成19年6月7日 (2007.6.7)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-354158 (P2003-354158)
 (32) 優先日 平成15年10月14日 (2003.10.14)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100090273
 弁理士 國分 孝悦
 (72) 発明者 遠藤 忠夫
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ャノン株式会社内
 審査官 遠藤 孝徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮像装置、放射線撮像方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線発生手段と、

前記放射線発生手段からの放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されて構成され、放射線の検出を行う放射線検出手段と、

複数フレームにわたって前記放射線検出手段から電気信号を1フレーム毎に読み出す読み出し手段と、

前記読み出し手段が読み出した電気信号に対応したデータを、1フレーム毎に1群の情報群として、mフレーム分の情報群を記憶する記憶手段と、

mフレームにわたって前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段が移動して前記放射線発生手段と前記放射線検出手段との間に配置される被検出体を透過した放射線の検出を前記放射線検出手段が行う時に、前記複数の放射線検出素子のうちの第1の放射線検出素子が位置する点と前記放射線発生手段が位置する点とを結ぶ直線と前記被検出体内に設定された第1の平面との交点が実質的に定点となっているように、前記第1の平面から距離D離間した第2の平面において前記放射線発生手段を移動量L_x(m)移動させ、且つ、前記第1の平面から距離d離間した第3の面において前記放射線検出手段を移動させる位置制御手段と、

前記mフレーム分の情報群に基づいて前記第1の平面から前記放射線発生手段側に距離h離間した第4の平面の断層像を得るための処理を行う信号処理手段と、

を有し、

10

20

前記信号処理手段は、前記mフレーム分の情報群のうちの第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記mフレーム分の情報群のうちの第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子から Z_x (m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて処理を行い、

【数1】

$$Z_x(m) = \frac{h \times (D + d)}{D \times (D - h)} \times L_x(m)$$

10

が成り立つことを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項2】

前記記憶手段は、前記読み出し手段が読み出した電気信号をフレーム毎に記憶することを特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

【請求項3】

前記記憶手段は、前記放射線検出手段による1フレーム分の放射線の検出で前記複数の放射線検出素子から得られた電気信号を1群の情報群として記憶し、

前記信号処理手段は、前記記憶手段に記憶された複数フレーム分の情報群に基づいて、前記平面又はこれに平行な平面の断層像を得ることを特徴とする請求項1又は2に記載の放射線撮像装置。

20

【請求項4】

前記信号処理手段は、前記第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子から Z_x (m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて平均化処理を行うことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の放射線撮像装置。

【請求項5】

前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段の移動は、前記放射線発生手段による放射線の発生及び前記放射線検出素子による放射線の電気信号への変換の度に停止することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の放射線撮像装置。

【請求項6】

30

前記被検出体が動物である場合に、前記放射線発生手段は、前記動物の心臓の拍動及び呼吸の少なくとも一方に同期させてパルス状に放射線を発生することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか1項に記載の放射線撮像装置。

【請求項7】

前記放射線検出素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、前記可視光を受光して電気信号に変換する光電変換体と、前記電気信号を転送するスイッチ素子と、を有することを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の放射線撮像装置。

【請求項8】

前記光電変換体は、アモルファスシリコンを主材料として構成されていることを特徴とする請求項7に記載の放射線撮像装置。

40

【請求項9】

放射線発生手段と、

前記放射線発生手段からの放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されて構成され、放射線の検出を行う放射線検出手段と、

前記放射線検出手段から電気信号を読み出す読み出し手段と、

前記読み出し手段が読み出した電気信号を記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶された電気信号の処理を行う信号処理手段と、

前記放射線発生手段と前記放射線検出手段の位置を制御する位置制御手段と、を有する放射線撮像装置を用いた放射線撮像方法であって、

mフレームにわたって前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段が移動して前記放射

50

線発生手段と前記放射線検出手段との間に配置される被検出体を透過した放射線の検出を前記放射線検出手段が行う時に、前記複数の放射線検出素子のうちの第1の放射線検出素子が位置する点と前記放射線発生手段が位置する点とを結ぶ直線と前記被検出体内に設定された第1の平面との交点が実質的に定点となっているように、前記位置制御手段を用いて、前記第1の平面から距離D離間した第2の平面において前記放射線発生手段を移動量L_x(m)移動させ、且つ、前記第1の平面から距離d離間した第3の面において前記放射線検出手段を移動させ、

前記読み出し手段を用いて、mフレームにわたって、前記放射線検出素子が生成した電気信号を1フレーム毎に読み出し、

前記記憶手段を用いて、前記読み出し手段が読み出した電気信号に対応したデータを、
1フレーム毎に1群の情報群として、mフレーム分の情報群を記憶し、

前記信号処理手段を用いて、前記mフレーム分の情報群に基づいて前記第1の平面から前記放射線発生手段側に距離h離間した第4の平面の断層像を得るために、前記mフレーム分の情報群のうちの第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記mフレーム分の情報群のうちの第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子からZ_x(m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて処理を行い、

【数2】

$$Z_x(m) = \frac{h \times (D + d)}{D \times (D - h)} \times L_x(m)$$

が成り立つことを特徴とする放射線撮像方法。

【請求項10】

放射線発生手段と、

前記放射線発生手段からの放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されて構成され、放射線の検出を行う放射線検出手段と、

前記放射線検出手段から電気信号を読み出す読み出し手段と、

前記読み出し手段が読み出した電気信号を記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶された電気信号の処理を行う信号処理手段と、

前記放射線発生手段と前記放射線検出手段の位置を制御する位置制御手段と、を有する放射線撮像装置をコンピュータに制御させるためのプログラムであって、

mフレームにわたって前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段が移動して前記放射線発生手段と前記放射線検出手段との間に配置される被検出体を透過した放射線の検出を前記放射線検出手段が行う時に、前記複数の放射線検出素子のうちの第1の放射線検出素子が位置する点と前記放射線発生手段が位置する点とを結ぶ直線と前記被検出体内に設定された第1の平面との交点が実質的に定点となっているように、前記位置制御手段を用いて、前記第1の平面から距離D離間した第2の平面において前記放射線発生手段を移動量L_x(m)移動させ、且つ、前記第1の平面から距離d離間した第3の面において前記放射線検出手段を移動させる手順と、

前記読み出し手段を用いて、mフレームにわたって、前記放射線検出素子が生成した電気信号を1フレーム毎に読み出す手順と、

前記記憶手段を用いて、前記読み出し手段が読み出した電気信号に対応したデータを、
1フレーム毎に1群の情報群として、mフレーム分の情報群を記憶する手順と、

前記信号処理手段を用いて、前記mフレーム分の情報群に基づいて前記第1の平面から前記放射線発生手段側に距離h離間した第4の平面の断層像を得るために、前記mフレーム分の情報群のうちの第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記mフレーム分の情報群のうちの第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子からZ_x(m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて処理

10

20

30

40

50

を行う手順と、

をコンピュータに実行させ、

【数3】

$$Z_x(m) = \frac{h \times (D + d)}{D \times (D - h)} \times L_x(m)$$

が成り立つことを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、病院内での診断に用いられる放射線検出システム、及び工業用の非破壊検査装置に好適な放射線撮像装置、放射線撮像方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

現在、医療におけるX線の静止画撮影方式は、患者にX線を照射し、その透過X線像をフィルムに露光するフィルム方式が主流になっている。フィルムは、情報を表示及び記録する機能を有し、大面積で、階調性が高く、しかも軽量で取り扱いが容易であるため、広く普及している。

20

【0003】

このようなフィルムを用いた撮影方法の一つとして、断層撮影法がある。図15は、従来のフィルムを用いた断層撮影法を示す模式図である。点Fは、X線発生源の焦点の位置である。被検出体(患者)内の点Oを透過した点FからのX線は、フィルム面の点Sに照射される。即ち、点F、点O及び点Sは一直線上にある。そして、点F、点O及び点Sを一直線上に保持したまま、撮影対象とする断層面に平行にX線源及びフィルムを移動させながら、フィルムに露光する。このとき、X線源及びフィルムは互いに逆方向に移動されることになる。このような撮影を行うことにより、点Oを含んだフィルムに平行な断層面が写し出される。このような方法が、一般に断層撮影法とよばれている。図15に示す例では、点Oを含む断層面A、即ちX線とフィルムの間隔をD:dで分割する断層面AのX線断層写真が得られる。

30

【0004】

ここで、断層面AのX線撮像写真が得られる機構について説明する。図15に示す例では、線分F₁F₂の長さL_{F1F2}と線分S₁S₂の長さL_{S1S2}との間には、L_{F1F2}/L_{S1S2}=D/dの関係が成り立ち、L_{F1F2}と線分T₁T₂の長さL_{T1T2}との間には、L_{F1F2}/L_{T1T2}=D/dの関係が成り立つ。点S₁、点S₂は、夫々点F₁、点F₂からの点Oの投影点であり、点T₁、点T₂は、夫々点F₁、点F₂からの点O'の投影点である。そして、L_{S1S2}=L_{T1T2}の関係も成り立っている。即ち、点O及び点O'の投影像が同一のフィルム面に一意的に写し出される。つまり、フィルムに平行な点Oと点O'を結ぶ断層画像を撮影することができる。

40

【0005】

一方、断層面AからX線源側に距離hだけ離間した点Zについては、点Zの投影像は、X線源の移動に伴って点U₁から点U₂まで移動する。このとき、L_{S1S2}と線分U₁U₂の長さL_{U1U2}との間には、L_{F1F2}/L_{U1U2}=(D-h)/(d+h)の関係が成り立ち、L_{F1F2}<L_{U1U2}(L_{F1F2}<L_{U1U2})となる。この結果、点Zの投影像はフィルムには点として写し出されず、長さ「L_{F1F2}-L_{U1U2}」の直線像として投影される。従って、点Zのように、点O及び点O'を含むフィルム面に平行な断層面以外にある被検出体(患者)の像は、直線状にぼやけた画像となり、フィルムに写し出されない。これが、断層撮影法の原理である。図15では、被検出体(患者)内におけるX線源とフィルムとをD:dに2分する断層面について図示したが、X線源と患者とフィルムの位置関係を予め選択することに

50

より、任意の断層画像を得ることができる。

【0006】

また、最近、病院内でのX線画像のデジタル化の要求が高まりつつある。例えば、フィルムの替わりに、X線量を電気信号に変換するX線検出素子（固体撮像素子）が2次元アレー状に配置されたX線撮像装置が使用され始めている。このようなX線撮像装置によれば、X線画像をデジタル情報に置き換えることができるため、画像情報を遠方に瞬時に伝送することが可能である。このため、例えば、地方でも都心の大学病院に匹敵する高度な診断を受けることが可能になる。また、フィルムの使用を回避することにより、病院内でフィルムの保管スペースが省けるという長所もある。そして、将来的には、優れた画像処理技術を用いることにより、放射線医師を介さずにコンピュータを用いて患者を自動的に診断する方法も期待されている。10

【0007】

近年、固体撮像素子にアモルファスシリコン薄膜半導体を用い、静止画像を撮影できる放射線撮像装置が実用化されている。そして、アモルファスシリコン薄膜半導体の作製技術を用い、人体胸部の大きさを網羅する40cm角を超える大面積化が実現されている。また、その作製プロセスが比較的容易であるため、将来的には安価な検出装置の提供が期待されている。しかも、アモルファスシリコンは1mm以下の薄いガラス上に作製することが可能であるため、ディテクタとしての厚さを非常に薄く、軽く作製できるという長所もある。例えば、特開平8-116044号公報には、このようなアモルファスシリコン薄膜半導体を用いた放射線撮像装置が記載されている。20

【0008】

しかしながら、フィルムを用いた断層撮影方法においては、取得したい断层面は、予め、X線源とフィルムと被検出体（患者）との位置関係を選択することにより、任意に決定することができるが、上述のように、1回の撮影で得られる断層写真は1枚だけである。つまり、その他の断层面を得るためにには、もう一度撮影しなければならない。また、所望の断層画像が得られなかつた場合には、再度撮影のやり直しを選択せざるをえない場合もある。このことは、患者に対して被曝線量が増加することを意味し、決して好ましいことではない。また、一般に、断層撮影方法では、フィルムへの露光時間が数秒にも及ぶため、露光期間における患者の心臓の動きや、呼吸による肺の動きにより、例えば胸部断層画像において、心臓周辺の断層像が不鮮明になることも多く、良好な断層写真を得にくい。30更に、フィルムを用いた方法は、断層撮影方法に限らず、病院内においてフィルムの保管スペース上の問題や、膨大なフィルムの中から必要な患者のフィルムを検索するために時間を要すといった問題など、病院での管理、運営面で多くの課題が残されている。

【0009】

また、上述のように、固体撮像素子を備えたX線撮像装置も開発されているが、現状では、フィルムを用いた場合と同様に、1回の撮影で得られる断層写真が1枚だけであることに変わりはない。

【0010】

【特許文献1】特開平8-116044号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、1回の撮像で複数の断層像を得ることができる放射線撮像装置、放射線撮像方法及びプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本願発明者は、前記課題を解決すべく鋭意検討を重ねた結果、以下に示す発明の諸態様に想到した。

【0013】

本発明に係る放射線撮像装置は、放射線発生手段と、前記放射線発生手段からの放射線50

を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されて構成され、放射線の検出を行う放射線検出手段と、複数フレームにわたって前記放射線検出手段から電気信号を1フレーム毎に読み出す読み出し手段と、前記読み出し手段が読み出した電気信号に対応したデータを、1フレーム毎に1群の情報群として、mフレーム分の情報群を記憶する記憶する記憶手段と、mフレームにわたって前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段が移動して前記放射線発生手段と前記放射線検出手段との間に配置される被検出体を透過した放射線の検出を前記放射線検出手段が行う時に、前記複数の放射線検出素子のうちの第1の放射線検出素子が位置する点と前記放射線発生手段が位置する点とを結ぶ直線と前記被検出体内に設定された第1の平面との交点が実質的に定点となっているように、前記第1の平面から距離D離間した第2の平面において前記放射線発生手段を移動量 L_x (m)移動させ、且つ、前記第1の平面から距離d離間した第3の面において前記放射線検出手段を移動させる位置制御手段と、前記mフレーム分の情報群に基づいて前記第1の平面から前記放射線発生手段側に距離h離間した第4の平面の断層像を得るための処理を行う信号処理手段と、を有し、前記信号処理手段は、前記mフレーム分の情報群のうちの第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記mフレーム分の情報群のうちの第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子から Z_x (m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて処理を行い、「 Z_x (m) = (h × (D + d)) / (D × (D - h)) × L_x(m)」が成り立つことを特徴とする。
。

【0014】

本発明に係る放射線撮像方法は、放射線発生手段と、前記放射線発生手段からの放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されて構成され、放射線の検出を行う放射線検出手段と、前記放射線検出手段から電気信号を読み出す読み出し手段と、前記読み出し手段が読み出した電気信号を記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された電気信号の処理を行う信号処理手段と、前記放射線発生手段と前記放射線検出手段の位置を制御する位置制御手段と、を有する放射線撮像装置を用いた放射線撮像方法であって、mフレームにわたって前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段が移動して前記放射線発生手段と前記放射線検出手段との間に配置される被検出体を透過した放射線の検出を前記放射線検出手段が行う時に、前記複数の放射線検出素子のうちの第1の放射線検出素子が位置する点と前記放射線発生手段が位置する点とを結ぶ直線と前記被検出体内に設定された第1の平面との交点が実質的に定点となっているように、前記位置制御手段を用いて、前記第1の平面から距離D離間した第2の平面において前記放射線発生手段を移動量 L_x (m)移動させ、且つ、前記第1の平面から距離d離間した第3の面において前記放射線検出手段を移動させ、前記読み出し手段を用いて、mフレームにわたって、前記放射線検出素子が生成した電気信号を1フレーム毎に読み出し、前記記憶手段を用いて、前記読み出し手段が読み出した電気信号に対応したデータを、1フレーム毎に1群の情報群として、mフレーム分の情報群を記憶し、前記信号処理手段を用いて、前記mフレーム分の情報群に基づいて前記第1の平面から前記放射線発生手段側に距離h離間した第4の平面の断層像を得るために、前記mフレーム分の情報群のうちの第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記mフレーム分の情報群のうちの第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子から Z_x (m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて処理を行い、「 Z_x (m) = (h × (D + d)) / (D × (D - h)) × L_x(m)」が成り立つことを特徴とする。

【0016】

本発明に係るプログラムは、放射線発生手段と、前記放射線発生手段からの放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されて構成され、放射線の検出を行う放射線検出手段と、前記放射線検出手段から電気信号を読み出す読み出し手段と、前記読み出し手段が読み出した電気信号を記憶する記憶手段と、前記記憶手段に記憶された電気信号の処理を行う信号処理手段と、前記放射線発生手段と前記放射線検出手段の位置を制御する位置制御手段と、を有する放射線撮像装置をコンピュータに制御させる

10

20

30

40

50

ためのプログラムであって、mフレームにわたって前記放射線発生手段及び前記放射線検出手段が移動して前記放射線発生手段と前記放射線検出手段との間に配置される被検出体を透過した放射線の検出を前記放射線検出手手段が行う時に、前記複数の放射線検出素子のうちの第1の放射線検出素子が位置する点と前記放射線発生手段が位置する点とを結ぶ直線と前記被検出体内に設定された第1の平面との交点が実質的に定点となっているようすに、前記位置制御手段を用いて、前記第1の平面から距離D離間した第2の平面において前記放射線発生手段を移動量L_x(m)移動させ、且つ、前記第1の平面から距離d離間した第3の面において前記放射線検出手手段を移動させる手順と、前記読み出し手段を用いて、mフレームにわたって、前記放射線検出素子が生成した電気信号を1フレーム毎に読み出す手順と、前記記憶手段を用いて、前記読み出し手段が読み出した電気信号に対応したデータを、1フレーム毎に1群の情報群として、mフレーム分の情報群を記憶する手順と、前記信号処理手段を用いて、前記mフレーム分の情報群に基づいて前記第1の平面から前記放射線発生手段側に距離h離間した第4の平面の断層像を得るために、前記mフレーム分の情報群のうちの第1フレームの情報群における前記第1の放射線撮像素子のデータと、前記mフレーム分の情報群のうちの第mフレームの情報群における前記第1の放射線検出素子からZ_x(m)ずれた位置に最も近い放射線検出素子のデータと、を用いて処理を行う手順と、をコンピュータに実行させ、「Z_x(m) = (h × (D + d)) / (D × (D - h)) × L_x(m)」が成立つことを特徴とする。10

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、放射線検出素子が生成した電気信号を1フレーム毎に読み出すため、フレーム毎に得られた情報を適当に組み合わせることが可能であり、この組み合わせを適宜調整することにより、1回の撮像で複数の断層像を得ることができる。従って、1回の撮像で所望の断層像が得られやすくなるため、撮像のやり直しを行う頻度が減少する。この結果、被検知体である患者に対する被曝線量の増加を防止することができる。また、患者の心臓の拍動や呼吸による肺の動きとX線の発生タイミングとを同期させた場合には、心臓周辺の断層像として鮮明で良好な断層写真を得ることもできる。更に、本発明では、フィルムを用いる必要がないため、病院内におけるフィルム保管やスペースの問題が解消されると共に、所望の断層写真を検索するための検索時間も短縮される。このため、病院内の管理、運営の面で多くの効果が期待できる。30

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態について添付の図面を参照して具体的に説明する。図1は、本発明の実施形態に係るX線撮像装置（放射線撮像装置）の構成を示す模式図である。

【0020】

本実施形態には、被検出体（患者）3の上方にX線源2が設けられ、被検出体3の下方に放射線検出装置1が設けられている。放射線検出装置1には、X線源1から照射され被検出体3を透過してきたX線を電気信号に変換する複数のX線検出素子（画素）が設けられている。図1では、一方向に配列した13個のX線検出素子を示してある。

【0021】

更に、本実施形態には、放射線検出装置1及びX線源2の位置を制御する位置制御装置4が設けられている。本実施形態では、位置制御装置4がX線源2を被検知体3内の任意の断層面Aに平行に移動させ、互いに等間隔で設定された幾何学的焦点F₁～F_nにX線源2があるときに、X線源2によりX線がパルス的に発生し、放射線検出装置1によるX線の検出が総計でn回行われる。つまり、nフレーム分の検出により1回の撮像が行われる。また、位置制御装置4は、X線源2の移動に合わせて放射線検出装置1を移動させる。40

【0022】

フィルムを用いた従来の断層撮影法では、およそ数秒の間、X線をフィルムに多重露光している。これに対し、本実施形態では、X線を放射線検出装置1に唯1回だけ長時間露光するのではなく、点F₁～F_nの各位置において、X線をその都度照射し、それによって

10

20

30

40

50

得られた画像情報を、1フレーム毎にその都度読み出す。

【0023】

図2は、位置制御装置4による位置制御の方法を示す模式図である。位置制御装置4は、断層面A内の任意の点A₁を透過した透過X線が到達する放射線検出装置1上の点（X線源が位置する点と点A₁とを結ぶ線分の延長線上の点）の位置が一定となるようにして、放射線検出装置1をX線源2とは反対方向に移動させる。即ち、位置制御装置4は、放射線検出装置1上に原点を設定した場合に、X線源2が点F_m（mはn以下の自然数）にある時に照射され、点A₁を透過した透過X線が到達する点_{m1}の放射線検出装置1上の座標が全て一致するようにして、放射線検出装置1及びX線源2を移動させる。

【0024】

ここで、位置制御装置4によるX線源2のmフレーム間での移動量（例えば点F₁と点F_mとの距離）をL_X（m）とすると、これに対応するmフレーム間での放射線検出装置1の移動量L_S（m）は数1で表される。但し、Dは断層面AとX線源2が移動する面との距離であり、dは断層面Aと放射線検出装置1が移動する面との距離である。

【0025】

【数1】

$$L_S(m) = \frac{d}{D} \times L_X(m)$$

【0026】

また、点_{m1}の放射線検出装置1上の座標は不变であるため、mフレーム間での点_{m1}の移動量x（m）（例えば点₁₁と点_{m1}との距離）もL_Sである。

【0027】

このような位置制御が行われた場合、断層面A内の他の任意の点に関しても、図3に示すように、その点を透過したX線が照射される放射線検出装置1上の点の位置は不变である。即ち、点F_mにあるX線源2から照射され、任意の点A₂を透過したX線が到達する点_{m2}の放射線検出装置1上の座標は全て一致し、mフレーム間での点_{m2}の移動量もL_Sである。

【0028】

他の見方をすると、位置制御装置4を用いた制御により、任意の放射線検出素子（例えば点_{m2}にあるX線検出素子）について、放射線検出装置1（放射線検出手段）がX線（放射線）の検出を行う時に放射線検出素子が位置する点_{m2}とX線源2（放射線発生手段）が位置する点F_mとを結ぶ直線と、被検出体3内に設定された断層面A（一の平面）との交点A₂が実質的に定点となっているように、X線源2及び放射線検出装置1が移動する。

【0029】

次に、放射線検出装置1の構成について説明する。図4は、放射線検出装置1の概略的な回路構成を示す回路図である。なお、図4には、便宜上、3×3画素分のX線検出素子（光電変換素子）を例示している。

【0030】

放射線検出装置1では、光電変換基板101に、光電変換素子S1-1～S3-3がマトリクス状に配列され、光電変換素子S1-1～S3-3毎にスイッチ素子（TFT）T1-1～T3-3が設けられている。また、スイッチ素子T1-1～T3-3をオン／オフさせるための信号が伝送されるゲート配線G1～G3、光電変換素子S1-1～S3-3によって生成された電気信号が伝送される信号配線M1～M3が設けられている。また、信号配線M1～M3と接地電位との間には、読み出し容量素子CM1～CM3が接続されている。例えば、読み出し容量素子CM1～CM3の容量は、各スイッチ素子（TFT）のゲート-ソース間容量（Cgs）の総和（TFT3個分）である。

【0031】

光電変換素子S1-1～S3-3は、例えばフォトダイオードと容量素子とが並列接続

10

20

30

40

50

されて構成されており、バイアス配線 V_S を介して逆方向バイアスが印加される。即ち、フォトダイオードのカソード電極側は正にバイアスされる。そして、フォトダイオードによって光電変換された電荷は容量素子に蓄積される。なお、バイアス配線 V_S は光電変換素子間で共通の配線である。これらの光電変換素子 S₁ - 1 ~ S₃ - 3、スイッチ素子 T₁ - 1 ~ T₃ - 3、ゲート配線 G₁ ~ G₃、信号配線 M₁ ~ M₃、及びバイアス配線 V_S 等から放射線検出回路（光電変換回路）が構成されている。

【0032】

放射線検出装置 1 には、更に、ゲート配線 G₁ ~ G₃ にパルス信号を印加し、光電変換素子 S₁ - 1 ~ S₃ - 3 の動作を制御するシフトレジスタ 102、信号配線 M₁ ~ M₃ を介して並列して出力された信号を増幅し、直列した信号に変換して出力する読み出し用回路 103、及びこの読み出し用回路 103 から出力された電気信号を処理する信号処理回路 104 が設けられている。なお、信号処理回路 104 には、図 4 に示しないが、読み出し用回路 103 から出力されたアナログ画像信号をデジタル変換する A/D コンバータ回路（A/D C）や、A/D C から出力されたデジタルデータを記憶する記憶回路（メモリ）等が含まれている。10

【0033】

なお、放射線検出装置 1 の放射線検出回路等の回路上には、例えば X 線を直接吸収し電気信号に変換する材料を含有する膜が形成されているか、又は可視光を電気信号に変換する光電変換体と、X 線を吸収し可視光に変換する波長変換体（蛍光体）を含有する膜との積層体が形成されている。X 線を直接吸収し電気信号に変換する材料としては、例えばヨウ化鉛（PbI₂）、ヨウ化水銀（HgI₂）、セレン（Se）、ヒ化ガリウム（GaAs）が挙げられる。また、光電変換体としては、例えばアモルファスシリコンを主たる材料にした光電変換素子が挙げられ、波長変換体（蛍光体）としては、酸化ガドリニウム（Gd₂O₃）、酸硫化ガドリニウム（Gd₂O₂S）、ヨウ化セシウム（CsI）等を主たる母体材料とした材料が挙げられる。なお、図 1 には、これらの材料は示していない。20

【0034】

次に、読み出し用回路 103 の構成について説明する。図 5 は、読み出し用回路 103 の概略的な回路構成を示す回路図である。なお、図 5 には、便宜上、信号配線 M₁ ~ M₃ に対応する部分を例示している。

【0035】

読み出し用回路 103 には、信号配線 M₁ ~ M₃ の電位をリセットするためのスイッチ R_{E S 1} ~ R_{E S 3}、信号配線 M₁ ~ M₃ の信号を増幅するアンプ A/M/P₁ ~ A/M/P₃、これらのアンプ A/M/P₁ ~ A/M/P₃ によって増幅された信号を一時的に記憶するサンプルホールド容量素子 C_{L 1} ~ C_{L 3}、サンプルホールド容量素子 C_{L 1} ~ C_{L 3} がサンプルホールドするタイミングを制御するためのスイッチ S_{n 1} ~ S_{n 3}、バッファアンプ B/U₁ ~ B/U₃、及び並列信号を直列変換するためのスイッチ S_{r 1} ~ S_{r 3} が設けられている。更に、読み出し用回路 103 には、並列信号を直列変換するためのパルス信号をスイッチ S_{r 1} ~ S_{r 3} に与えるシフトレジスタ 105、及び直列変換された信号を出力するバッファアンプ 106 が設けられている。30

【0036】

次に、信号処理回路 104 の構成について説明する。図 6 は、信号処理回路 104 の概略的な回路構成を示す回路図である。40

【0037】

信号処理回路 104 には、読み出し用回路 103 から出力された X 線情報を含むアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D コンバータ回路（A/D C）107 が設けられている。A/D C 107 の分解能は、診断目的に応じて調節することができ、胸部 X 線撮影の場合、12 ビット ~ 14 ビット以上とすることが妥当である。更に、信号処理回路 104 には、A/D C 107 から出力されたデジタル信号が表すデータを格納する n 個の記憶回路（メモリ）108 - 1 ~ 108 - n が設けられている。記憶回路 108 - 1 には、点 F₁ にある X 線源 2 から照射され到達した X 線から変換された信号が格納され、記憶回路 1050

8 - 2 には、点 F_2 にある X 線源 2 から照射され到達した X 線から変換された信号が格納され、同様にして、記憶回路 108 - n には、点 F_n にある X 線源 2 から照射され到達した X 線のデータが格納される。そして、記憶回路（メモリ）108 - 1 ~ 108 - n に格納されたデータは、信号処理回路 108 内で、コンピュータである C P U（中央演算処理装置）109 等によって処理される。

【0038】

次に、本実施形態に係る X 線撮像装置の 1 フレーム分の動作について説明する。図 7 は、X 線撮像装置の 1 フレーム分の動作を示すタイミングチャートである。図 7 に示すように、1 フレームは光電変換期間（X 線照射期間）と読み出し期間とから構成されている。

【0039】

光電変換期間（X 線照射期間）では、ゲート配線 G1 ~ G3 をロウ（Low）とし、全ての T F T をオフ状態としておく。この状態において、光源（X 線）をパルス的にオンとすると、被検知体 3 を透過した X 線が各光電変換素子 S1 - 1 ~ S3 - 3 に照射され、X 線の量に対応した信号電荷が容量素子に蓄積される。その後、光源がオフとなるが、この後でも、信号電荷は容量素子に保持され続ける。

【0040】

読み出し期間では、読み出し動作を、第 1 行目の光電変換素子 S1 - 1 ~ S1 - 3、第 2 行目の光電変換素子 S2 - 1 ~ S2 - 3、第 3 行目の光電変換素子 S3 - 1 ~ S3 - 3 の順で行う。

【0041】

第 1 行目の光電変換素子 S1 - 1 ~ S1 - 3 の読み出しでは、スイッチ素子（TFT）T1 - 1 ~ T1 - 3 のゲート配線 G1 にシフトレジスタ 102 からゲートパルスを与える。これにより、スイッチ素子 T1 - 1 ~ T1 - 3 がオン状態になり、光電変換素子 S1 - 1 ~ S1 - 3 に蓄積されていた信号電荷が、信号配線 M1 ~ M3 に転送される。前述のように、信号配線 M1 ~ M3 には、読み出し容量素子 CM1 ~ CM3 が付加されているため、信号電荷はスイッチ素子 T1 - 1 ~ T1 - 3 を介して、読み出し容量素子 CM1 ~ CM3 に転送される。そして、読み出し容量素子 CM1 ~ CM3 に転送された信号電荷は、読み出し用回路 103 内のアンプ AMP1 ~ AMP3 によって増幅される。

【0042】

更に、アンプ AMP1 ~ AMP3 によって増幅された信号電荷は、サンプルホールド容量素子 CL1 ~ CL3 に転送され、SMP1 信号をオンした後、オフすると、サンプルホールド容量素子 CL1 ~ CL3 に保持（ホールド）される。次に、シフトレジスタ 105 から、スイッチ Sr1、Sr2、Sr3 にこの順番でパルス信号を印加すると、サンプルホールド容量素子 CL1 ~ CL3 にホールドされていた信号が、バッファアンプ BU1 ~ BU3 を介してサンプルホールド容量素子 CL1、CL2、CL3 の順でアンプ 106 によって増幅された後、出力される。ここで、バッファアンプ BU1 ~ BU3 から出力されたアナログ信号がアンプ 104 から出力されるため、バッファアンプ BU1 ~ BU3、シフトレジスタ 105、スイッチ Sr1 ~ Sr3 及びアンプ 106 から構成される回路をアナログマルチプレクサと称することもできる。従って、光電変換素子 S1 - 1、S1 - 2 及び S1 - 3 によって生成された 1 行分の光電変換信号がアナログマルチプレクサにより順次出力されるということもできる。

【0043】

第 2 行目を構成する光電変換素子 S2 - 1 ~ S2 - 3 の読み出し動作、第 3 行目を構成する光電変換素子 S3 - 1 ~ S3 - 3 の読み出し動作も、第 1 行目と同様に行う。第 1 行目の光電変換素子 S1 - 1 ~ S1 - 3 からの読み出し時に SMP1 信号を用いて信号配線 M1 ~ M3 の信号をサンプルホールド容量素子 CL1 ~ CL3 にサンプルホールドしておくことにより、CRES 信号を用いて信号配線 M1 ~ M3 の電位を GND 電位にリセットした後に、ゲート配線 G2 のゲートパルスを印加することができる。即ち、信号の重畠が生じないため、シフトレジスタ 105 を用いて第 1 行目の信号を直列変換している間に、並行してシフトレジスタ 102 を用いて第 2 行目の光電変換素子 S2 - 1 ~ S2 - 3 の信

10

20

30

40

50

号電荷を転送することができる。これらの動作により、第1行目から第3行目までの光電変換素子S1-1～S3-3の信号電荷を出力することができる。

【0044】

ここで、本実施形態に係るX線撮像装置を用いてX線断層写真を得る方法について説明する。先ず、放射線検出装置1及びX線源2を、図2及び図3に示すように移動させながら、nフレームの検出を上記の方法に従って行う。この結果、第mフレームのデータが記憶回路108-mに格納される。

【0045】

被検知体3内の撮影対象とする断層面が、被検知体3を透過したX線が放射線検出装置1上に照射される点の座標が不变な点の集合からなる断層面（例えば図2及び図3に示す断層面A）である場合には、同一の光電変換素子（画素）から読み出され、記憶回路108-mに一旦格納されたデータを、図8に示すように、そのまま10フレーム間で足し合わせ、その総和を求めればよい。即ち、図8に示すように、例えば点A₃₀の像を得ようとする場合には、第1フレーム～第10フレームの全10フレームについて、画素“a33”的データを記憶回路108-1～記憶回路108-0から読み出し、これらを足し合わせてその総和を求めればよい。これは、そのまま足し合わせた画素データには、断層面A内の同一点のX線情報が含まれているからである。そして、撮影対象である断層面A内の各点について画素データの平均値を求めることにより、断層面AのX線断層写真を得ることができる。なお、図8では、便宜上、「n=10」とし、X線源2が点F₁～点F₁₀にある時に、放射線検出装置1によるX線の検出が行われ、10フレームから1のX線断層写真が得られるものとしているが、nの値は10である必要はない。また、図8中の“a23”～“a51”は、放射線検出装置1に、その移動方向に沿って配置された画素（光電変換素子）に付した番号である。10

【0046】

次に、図9に示すように、断層面AからX線源2側に距離hだけ離間した断層面BのX線断層写真を得る方法について説明する。

【0047】

上述のように、本実施形態では、mフレームの間にX線源2がL_x(m)だけ移動し、放射検出装置1がL_s(m)だけ移動する。従って、断層面B内で点A₁の直上に位置する点B₁に関し、点B₁を透過したX線が到達する放射線検出装置1上の点_{m1}のmフレームの間での移動量x(m)は数2で表される。30

【0048】

【数2】

$$x_{\beta}(m) = \frac{d+h}{D-h} \times L_x(m)$$

【0049】

従って、移動量x(m)は放射線検出装置1の移動量L_s(m)とは一致しておらず、同一の光電変換素子（画素）から読み出されたデータをそのままnフレーム間で足し合わせただけでは、断層面BのX線断層写真は得られない。40

【0050】

ここで、点_{m1}の放射線検出装置1上の座標に着目すると、点_{m1}の放射線検出装置1上の座標は、mフレームの間に、数3で表される量Z_x(m)だけ第1フレーム時の座標からずれていことになる。

【0051】

【数3】

$$Z_x(m) = x_{\beta}(m) - L_s(m) = \frac{d+h}{D-h} \times L_x(m) - \frac{d}{D} \times L_x(m) = \frac{h \times (D+d)}{D \times (D-h)} \times L_x(m)$$

10

20

30

40

50

【0052】

ここで、上述したように、位置制御装置4によるX線源2の連続した2フレーム間での移動量 $L_x(2)$ は一定であるため、ずれ量 $Z_x(2)$ も一定である。従って、数3より、点 m_1 は1フレーム毎に(連続した2フレーム間で)一定量ずつずれていることになる。

【0053】

このため、例えば、連続した2フレーム間でのずれの量 $Z_x(2)$ ($x(2) - L_s(2)$)が2画素分(2個の光電変換素子分)に相当している場合には、記憶回路108-1~108-nに格納されているデータの処理に当たり、読み出されたデータを2画素分ずつずらしながらnフレーム間で足し合わせてその総和を求めればよい。即ち、図10に示すように、例えば点B₃₀の像を得ようとする場合には、第1フレームについては、画素“a43”的データを記憶回路108-1から読み出し、第2フレームについては、画素“a43”から2画素ずれた画素“a41”的データを記憶回路108-2から読み出し、第3フレームについては、画素“a41”から2画素ずれた画素“a39”的データを記憶回路108-2から読み出し、以下順次2画素分のずれを設定しながら、最後に、第10フレームについて、画素“a27”(第9フレームの読み出し対象)から2画素ずれた画素“a25”的データを記憶回路108-10から読み出し、これらを足し合わせてその総和を求めればよい。これは、第1フレームから第10フレームまでの間に得られた画素データに関し、2画素ずつずれた画素データには、断層面B内の同一点のX線情報が含まれているからである。そして、撮影対象である断層面B内の各点について画素データの平均値を求ることにより、断層面BのX線断層写真を得ることができる。

10

20

【0054】

また、断層面B内の点の画素データが得られる機構は、次のように考えることもできる。

【0055】

図11に示すように、点F₁にあるX線源2から断層面A内の点C₁に照射されたX線は、その延長線上にある放射線検出装置1上の点P₁に照射され、点F_nにあるX線源2から点C₁に照射されたX線は、その延長線上にある放射線検出装置1上の点P₂に照射され、点C₁が断層面A内の点であるため、上述のように、点P₂の放射線検出装置1上の座標は点P₁の放射線検出装置1上の座標と一致する。即ち、点P₂に位置する画素は点P₁に位置する画素と同じものである。同様に、点F₁にあるX線源2から断層面A内の点C₂に照射されたX線は、その延長線上にある放射線検出装置1上の点Q₁に照射され、点F_nにあるX線源2から点C₂に照射されたX線は、その延長線上にある放射線検出装置1上の点Q₂に照射され、点C₂が断層面A内の点であるため、上述のように、点Q₂の放射線検出装置1上の座標は点Q₁の放射線検出装置1上の座標と一致する。従って、線分P₁Q₁と線分P₂Q₂との間には、数4の等式が成り立つ。

30

【0056】

【数4】

$$\overline{P_1Q_1} = \overline{P_2Q_2}$$

40

【0057】

また、図12に示すように、点F₁に位置するX線源から照射され、点P₁に到達したX線(X線F₁-P₁)から得られる情報には、点C₁の情報だけでなく、断層面B内の点E₁の情報も含まれている。同様に、点F_nに位置するX線源から照射され、断層面B内の点E₁を経て点P₃に到達したX線(X線F_n-P₃)から得られる情報にも、点E₁の情報が含まれている。但し、点P₁と点P₃とでは、放射線検出装置1上の座標が相違している。即ち、点P₁に位置する画素と点P₃に位置する画素とは相違している。一方、前述のように、点P₁に位置する画素と点P₂に位置する画素とは同一である。従って、点P₂と点P₃との間隔だけ点P₂から離れた画素に、点E₁の情報を含むX線が点F_nのX線源2から照射されることになる。

50

【0058】

ここで、三角形 $F_n E_2 E_1$ と三角形 $F_n P_2 P_3$ との間には、相似の関係が成り立ち、数5の等式が成り立つ。

【0059】

【数5】

$$\frac{\overline{E_2 E_1}}{\overline{P_2 P_3}} = \frac{D-h}{D+d}$$

【0060】

なお、点 E_2 は、点 F_n に位置する X 線源から照射され、断層面 A 内の点 C_1 を経て点 P_2 に到達する X 線 (X 線 $F_n - P_2$) が経路とする断層面 B 内の点である。 10

【0061】

従って、点 F_n に位置する X 線源から照射され、点 P_2 に到達した X 線 (X 線 $F_n - P_2$) から得られる情報には、点 A_3 の情報だけでなく、断層面 B 内の点 E_2 の情報も含まれている。同様に、点 F_1 に位置する X 線源から照射され、断層面 B 内の点 E_2 を経て点 P_0 に到達した X 線 (X 線 $F_1 - P_0$) から得られる情報にも、点 E_2 の情報が含まれている。但し、点 P_0 と点 P_2 とでは、放射線検出装置 1 上の座標が相違している。即ち、点 P_0 に位置する画素と点 P_2 に位置する画素とは相違している。一方、前述のように、点 P_1 に位置する画素と点 P_2 に位置する画素とは同一である。従って、点 P_1 と点 P_0 との間隔だけ点 P_1 から離れた画素に、点 E_2 の情報を含む X 線が点 F_1 の X 線源 2 から照射されたことになる。 20

【0062】

ここで、三角形 $F_1 E_2 E_1$ と三角形 $F_1 P_0 P_1$ との間には、相似の関係が成り立ち、数6の等式が成り立つ。

【0063】

【数6】

$$\frac{\overline{E_2 E_1}}{\overline{P_0 P_1}} = \frac{D-h}{D+d}$$

【0064】

30

従って、数5及び数6より数7の等式が成り立つ。

【0065】

【数7】

$$\overline{P_2 P_3} = \overline{P_0 P_1}$$

【0066】

また、図 13 に示すように、点 F_n に位置する X 線源から照射され、点 Q_2 に到達した X 線 (X 線 $F_n - Q_2$) から得られる情報には、点 C_2 の情報だけでなく、断層面 B 内の点 E_3 の情報も含まれている。同様に、点 F_1 に位置する X 線源から照射され、断層面 B 内の点 E_3 を経て点 Q_0 に到達した X 線 (X 線 $F_1 - Q_0$) から得られる情報にも、点 E_3 の情報が含まれている。 40

【0067】

ここで、三角形 $F_1 E_3 E_4$ と三角形 $F_1 Q_0 Q_1$ との間には、相似の関係が成り立ち、数8の等式が成り立つ。

【0068】

【数8】

$$\frac{\overline{E_3 E_4}}{\overline{Q_0 Q_1}} = \frac{D-h}{D+d}$$

50

【0069】

なお、点 E_4 は、点 F_1 に位置する X 線源から照射され、断層面 A 内の点 C_2 を経て点 Q_1 に到達する X 線 (X 線 $F_1 - Q_1$) が経路とする断層面 B 内の点である。

【0070】

従って、点 F_1 に位置する X 線源から照射され、点 Q_1 に到達した X 線 (X 線 $F_1 - Q_1$) から得られる情報には、点 C_2 の情報だけでなく、断層面 B 内の点 E_4 の情報も含まれている。同様に、点 F_n に位置する X 線源から照射され、断層面 B 内の点 E_4 を経て点 Q_3 に到達した X 線 (X 線 $F_n - Q_3$) から得られる情報にも、点 E_4 の情報が含まれている。

【0071】

ここで、三角形 $F_n E_3 E_4$ と三角形 $F_n Q_2 Q_3$ との間には、相似の関係が成り立ち、10 数 9 の等式が成り立つ。

【0072】

【数 9】

$$\frac{\overline{E_3 E_4}}{\overline{Q_2 Q_3}} = \frac{D - h}{D + d}$$

【0073】

従って、数 8 及び数 9 より数 10 の等式が成り立つ。

【0074】

【数 10】

$$\overline{Q_2 Q_3} = \overline{Q_0 Q_1}$$

20

【0075】

更に、図 11 に示すように、三角形 $F_1 E_2 E_4$ と三角形 $F_1 P_0 Q_1$ との間には、相似の関係が成り立ち、数 11 の等式が成り立つ。

【0076】

【数 11】

$$\frac{\overline{E_2 E_4}}{\overline{P_0 Q_1}} = \frac{D - h}{D + d}$$

30

【0077】

同様に、三角形 $F_n E_2 E_4$ と三角形 $F_n P_2 Q_3$ との間には、相似の関係が成り立ち、数 12 の等式が成り立つ。

【0078】

【数 12】

$$\frac{\overline{E_2 E_4}}{\overline{P_2 Q_3}} = \frac{D - h}{D + d}$$

40

【0079】

従って、数 11 及び数 12 より数 13 の等式が成り立つ。

【0080】

【数 13】

$$\overline{P_2 Q_3} = \overline{P_0 Q_1}$$

【0081】

そして、数 4、数 7、数 10 及び数 13 より数 14 の関係が成り立つ。

【0082】

【数14】

$$\overline{Q_0Q_1} = \overline{P_0P_1} = \overline{Q_2Q_3} = \overline{P_2P_3}$$

【0083】

数14より、本実施形態では、位置制御装置4による放射線検出装置1及びX線源2の位置の制御によって、断層面AからX線源2側に離間した断層面Bを構成する点の情報が、すべて等間隔分だけ離れた光電変換素子(画素)に投影されているということができる。

【0084】

次に、X線源2が点F₁から点F_nまで移動したときの光電変換素子(画素)のずれ量に相当する線分Q₀Q₁の長さについて説明する。先ず、三角形E₃F₁F_nと三角形E₃Q₀Q₂との間には、相似の関係が成り立ち、数15の等式が成り立つ。

【0085】

【数15】

$$\frac{\overline{F_1F_n}}{\overline{Q_0Q_2}} = \frac{D-h}{d+h}$$

【0086】

従って、線分Q₀Q₂の長さは数16で表される。

【0087】

【数16】

$$\overline{Q_0Q_2} = \frac{d+h}{D-h} \times \overline{F_1F_n}$$

【0088】

また、三角形C₂F₁F_nと三角形C₂Q₁Q₂との間には、相似の関係が成り立ち、数17の等式が成り立つ。

【0089】

【数17】

$$\frac{\overline{F_1F_n}}{\overline{Q_1Q_2}} = \frac{D}{d}$$

【0090】

従って、線分Q₁Q₂の長さは数18で表される。

【0091】

【数18】

$$\overline{Q_1Q_2} = \frac{d}{D} \times \overline{F_1F_n}$$

【0092】

数16及び数18から線分Q₀Q₁の長さは数19で表される。

【0093】

【数19】

$$\overline{Q_0Q_1} = \overline{Q_0Q_2} - \overline{Q_1Q_2} = \frac{d+h}{D-h} \times \overline{F_1F_n} - \frac{d}{D} \times \overline{F_1F_n} = \frac{h \times (D+d)}{D \times (D-h)} \times \overline{F_1F_n}$$

【0094】

数19より、断層面AとX線源2が移動する平面との距離D、断層面Aと放射線検出装

10

20

30

40

50

置 1 が移動する平面との距離 d、断層面 B と断層面 A との距離 h、X 線源 2 の総移動距離を示す線分 $F_1 F_n$ の長さの 4 つの変数に基づいて、断層面 B を構成する点の情報が得られる光電変換素子（画素）の位置を特定できる。換言すれば、上記 4 つの変数を用いることにより、患者の任意の断層情報、即ち X 線断層写真を得ることができる。

【0095】

そして、例えば「n = 10」とした場合、線分 $Q_0 Q_1$ の長さは数 20 で表される。

【0096】

【数 20】

$$\overline{Q_0 Q_1} = \frac{h \times (D + d)}{D \times (D - h)} \times \overline{F_1 F_{10}}$$

10

【0097】

ここで、線分 $Q_0 Q_1$ の長さは X 線源 2 が点 F_1 から点 F_n まで移動したときの光電変換素子（画素）のずれ量 $Z_x(10)$ に相当し、また、線分 $F_1 F_n$ の長さは、 $L_x(10)$ に相当する。従って、数 20 は数 21 のように表すこともできる。

【0098】

【数 21】

$$Z_x(10) = \frac{h \times (D + d)}{D \times (D - h)} \times L_x(10)$$

20

【0099】

そして、これを一般化すると数 3 と同じ式（数 22）が導き出される。

【0100】

【数 22】

$$Z_x(m) = \frac{h \times (D + d)}{D \times (D - h)} \times L_x(m)$$

【0101】

数 3 及び数 22 における「 $L_x(m)$ 」、「D」及び「d」の各値は、撮影開始時に決定する固定値であり、「h」は撮影対象とする断層面に応じて信号処理時に選択することができる。従って、上述の説明では、連続した 2 フレーム間で 2 画素のずれが生じる場合の信号処理の例を挙げているが、本実施形態によれば、「h」の値を変化させることにより、断層面 B のみならず任意の断層面の X 線断層写真を得ることが可能である。

30

【0102】

なお、断層面 A については、上述のように、画素ずらしを施すことなくそのまま積算することにより、X 線断層写真が得られるが、見方を変えれば、数 3 及び数 22 において、 h が 0 となるため、 $Z_x(m) = 0$ ととらえることもできる。

【0103】

また、光電変換素子（画素）は、図 4 に示すように、2 次元空間に等ピッチで配置されている。これに対し、数 3 及び数 22 から得られる $Z_x(m)$ 、特に $Z_x(2)$ の値が画素ピッチの整数倍とならない場合もある。このような場合には、 $Z_x(2)$ を画素ピッチで除して得られた値の小数点以下を四捨五入することによって整数値を得てもよく、繰り上げ又は繰り下げによって整数値を得てもよい。つまり、連続した 2 フレーム間での光電変換素子（画素）のずれ量 $Z_x(2)$ に基づいて特定される画素に最も近い画素からの読み出しデータを選択すればよい。

40

【0104】

なお、上述の説明では、位置制御装置 4 によって放射線検出装置 1 及び X 線源 2 の位置を制御するに際して、X 線源 2 を点 F_1 、点 F_2 、…、点 F_n の各点で停止させ、X 線を照射させているが、特に X 線の照射を停止させる必要はなく、X 線の照射を継続しながら

50

X線源2を連続的に移動させてもよい。同様に、放射線線検出装置1についても、検出(読み出し)の度に放射線線検出装置1の移動を停止させる必要はなく、連続的に移動させながら検出を行ってもよい。但し、停止させて撮影した場合と比較すると、連続的な撮影を行った場合には断層画像の品位が若干劣化することもあり得る。

【0105】

また、上述の説明では、10フレームから1枚のX線断層写真が得られるとしているが、移動距離 $L_x(2)$ 及び $L_s(2)$ をより細かく設定して撮影枚数を多くするほど、得られる断層写真の画像品位は向上する。

【0106】

また、放射線検出装置1及びX線源2の移動方向は、1次元方向に限定されるものではなく、例えば図1の紙面の奥行き方向にも放射線検出装置1及びX線源2を移動させて2次元方向に移動させてもよい。この場合、信号処理の方法は多少複雑化するが、図8及び図10に示すような方法を2次元方向に適用した信号処理を行えばよい。

10

【0107】

また、放射線検出装置1及びX線源2の移動は直線的である必要はなく、曲線的にこれらを移動させてもよい。例えば、円軌道、橢円軌道又は渦巻き軌道で放射線検出装置1及びX線源2を移動させてもよい。

【0108】

また、放射線検出装置1とX線源2とを互いに平行に移動させる必要はなく、被検知体3内の任意の点を中心に放射線検出装置1及びX線源2を円弧状に移動させてもよい。

20

【0109】

なお、心臓やその近傍のX線断層写真を得ようとする場合には、撮影の段階で患者の心臓の動きを検知しながら、それに同期をさせながら、心臓の動きが小さい期間にX線を発生させることができることが好ましい。図14は、心臓のX線断層写真を得る場合に好ましい制御方法を示すタイミングチャートである。

【0110】

図14に示すように、患者の心臓の拍動を考慮し、心臓の動きが小さい期間にX線を発生させることにより、心臓の動きに左右されない断層写真を得ることができる。特に、胸部断層画像において、心臓近辺の情報を鮮明に採取することができるようになるため、診断能率が向上する。

30

【0111】

ここで、心臓の拍動を検知する方法としては、通常の心電図を得る方式で検知してもよく、また、血圧を測定するように圧力を検知してもよい。

【0112】

心臓の心拍を検知する方法としては、いくつかの方法がある。例えば、健康診断などで使われている最も一般的な十二誘導心電図と呼ばれる測定方法があり、この方法では、体表面に装着した複数の電極を用い、心臓の筋肉が収縮するごとに発生する微量の活動電流の変化(心電図)を検知する。

【0113】

一般にこの方法は、電極は左右の手首、足首の4カ所と、心臓のまわりの胸部に6カ所に装着し、電気配線が多いため、その配線は、X線断層画像を撮影するときにX線を遮る部材となってしまい、状況によっては正確な画像が得られなくなる短所となる。また、電極装着には時間がかかるといった短所がある。

40

【0114】

また、心臓の心拍を検知するの別の方法として、血圧(血管の圧力差)を測定するような圧力を検知する方法がある。この方法では、圧力センサを上腕に装着してもよいし、指に装着してもよい。但し、圧力センサで検知する場合、心臓の動きに対して圧力センサの信号ピーク位置には、遅延が生ずるため、その遅延分を補正して、心臓の動きが最小となる地点でX線を照射せることができる。その遅延量は個人により若干異なるために、心臓の動きが最小となる遅延時間の予測が、むずかしい。

50

【0115】

また、心臓の心拍を検知するの別な方法として、心音を検知する方法がある。この方法では、マイクロフォンを内蔵したプローブを患者の胸部に当て心音を検知する。マイクロフォンを高感度にできれば、心臓に近い左胸部だけではなく、離れた部位に当てても検知可能である。ピックアップした信号は、ワイヤレス構造にして離れた装置に飛ばすことも可能であり。きわめて小型で軽量の心拍検知センサとなる。

【0116】

また、心臓の心拍を検知するの別な方法として、脈波（血管容積の変化）を検知する方法がある。脈波とは、身体組織のある部分への血液の流入によって生じる容積変化を体表面から波形としてとらえたものであり、いわば血管運動反応である。心臓の動きそのものに1対1に対応するのではなく、末梢血管の運動を測定することによって、間接的には心電図の心拍の間隔と同様の意味を持つ情報が得られる。脈波の検知方法のひとつとしては、近赤外光を皮膚表面から照射し、受光素子で透過光または反射光を検出する方法がある。透過光又は反射光が測定部位に流れている血流量によって変化することを利用し、血流量の変化を電気信号に変換する。計測部位としては、指尖や耳朶が良く選ばれる。脈波を検知する方法においても、圧力センサで検知する方法と同様に、検知信号と心臓の動きが最小となるタイミングとの時間関係を掌握した状態で、心臓の動きが最小となる時点でX線を照射することが好ましい。

10

【0117】

また、肺やその近傍のX線断層写真を得ようとする場合には、心臓の拍動ではなく、患者の呼吸にX線の発生を同期させることが好ましい。即ち、胸の動きが小さい期間にX線を発生させる。このような制御を行うことにより、良質な胸部断層画像が得られる。この場合、心臓の拍動と比較すると呼吸の周期が長いため、撮影には多少時間がかかる。更に、呼吸及び心臓の両方の動きにX線を同期させてもよい。

20

【0118】

患者の呼吸を検知する方法としては、例えば、患者の鼻腔近傍に配備された呼吸による吸気又は吸気を検知する方法や、患者の気管支又は肺野部にマイクロフォンを配置し呼吸音を検知する方法がある。

【0119】

本発明の実施形態は、例えばコンピュータがプログラムを実行することによって実現することができる。また、プログラムをコンピュータに供給するための手段、例えばかかるプログラムを記録したCD-ROM等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体又はかかるプログラムを伝送するインターネット等の伝送媒体も本発明の実施形態として適用することができる。また、上記のプログラムも本発明の実施形態として適用することができる。上記のプログラム、記録媒体、伝送媒体及びプログラムプロダクトは、本発明の範疇に含まれる。

30

【図面の簡単な説明】**【0120】**

【図1】本発明の実施形態に係るX線撮像装置（放射線撮像装置）の構成を示す模式図である。

40

【図2】位置制御装置4による位置制御の方法を示す模式図である。

【図3】位置制御装置4による位置制御と断層面A内の点の投射影との関係を示す模式図である。

【図4】放射線検出装置1の概略的な回路構成を示す回路図である。

【図5】読み出し用回路103の概略的な回路構成を示す回路図である。

【図6】信号処理回路104の概略的な回路構成を示す回路図である。

【図7】X線撮像装置の1フレーム分の動作を示すタイミングチャートである。

【図8】断層面Aの断層像を得る際の信号処理回路104による処理を示す図である。

【図9】断層面BのX線断層写真を得る方法を示す模式図である。

【図10】断層面Bの断層像を得る際の信号処理回路104による処理を示す図である。

50

【図11】断層面B内の点の画素データが得られる機構を示す模式図である。

【図12】被検出体3内の点C₁、E₁及びE₂これらの投射影との関係を示す模式図である。

【図13】被検出体3内の点C₂、E₃及びE₄これらの投射影との関係を示す模式図である。

【図14】心臓のX線断層写真を得る場合に好ましい制御方法を示すタイミングチャートである。

【図15】従来のフィルムを用いた断層撮影法を示す模式図である。

【符号の説明】

【0121】

1 : 放射線検出装置

2 : X線源

3 : 被検出体

4 : 位置制御装置

101 : 光電変換基板

102 : シフトレジスタ

103 : 読み出し用回路

104 : 信号処理回路

105 : シフトレジスタ

106 : パッファアンプ

107 : A/Dコンバータ回路

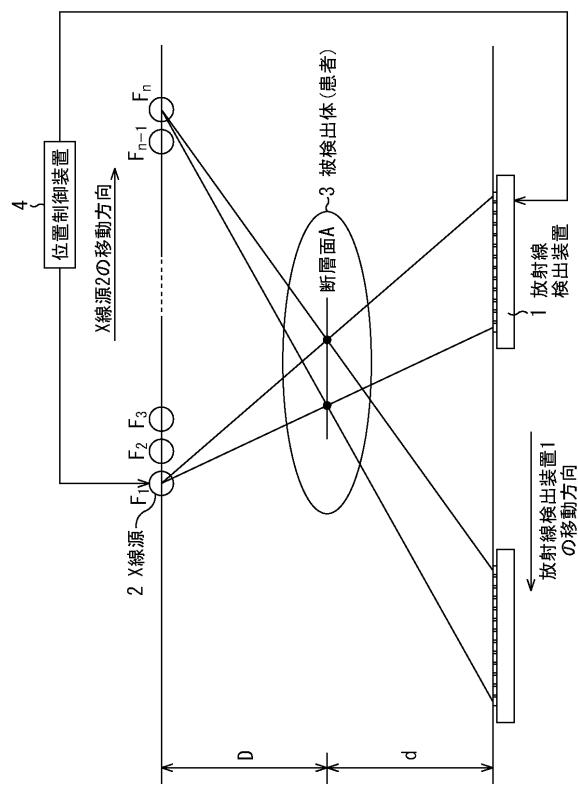
108 - 1 ~ 108 - n : メモリ

109 : 中央演算処理装置

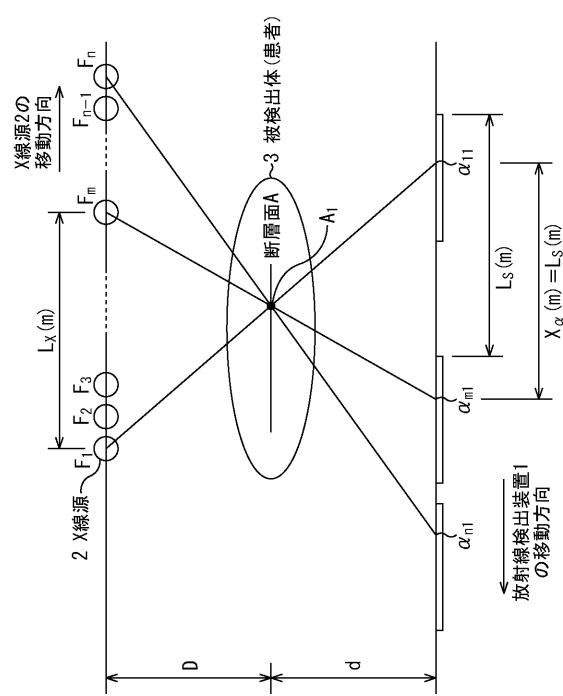
10

20

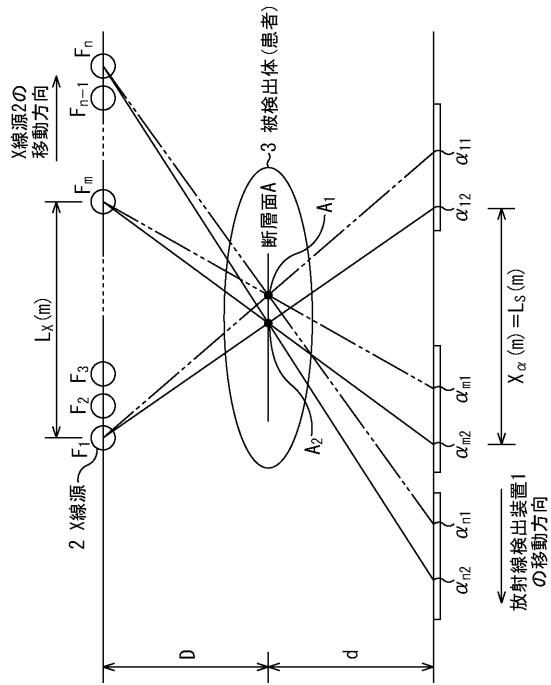
【図1】



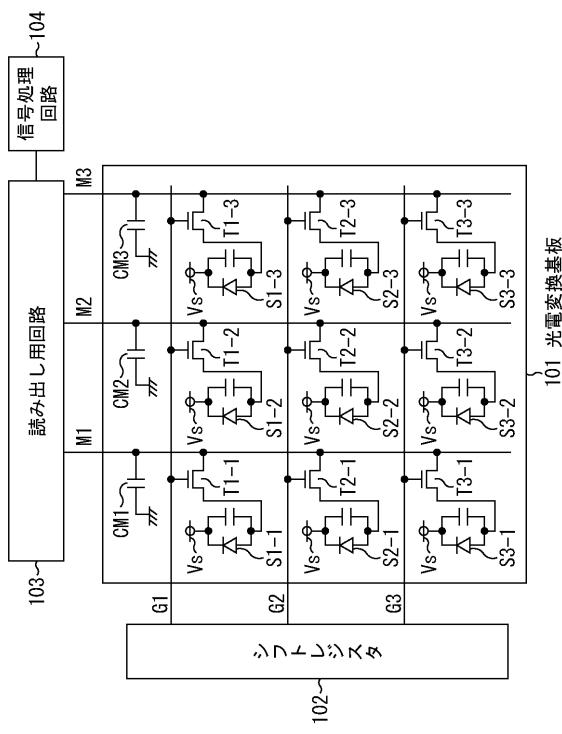
【図2】



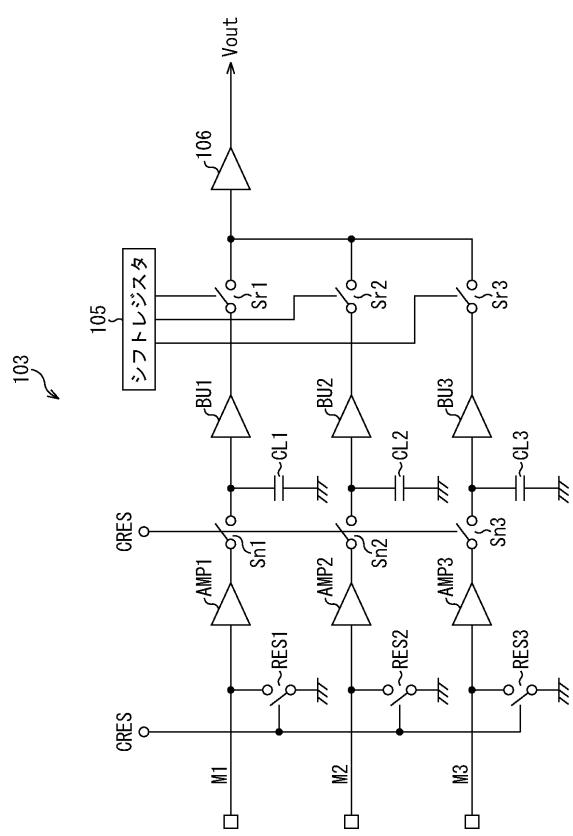
【図3】



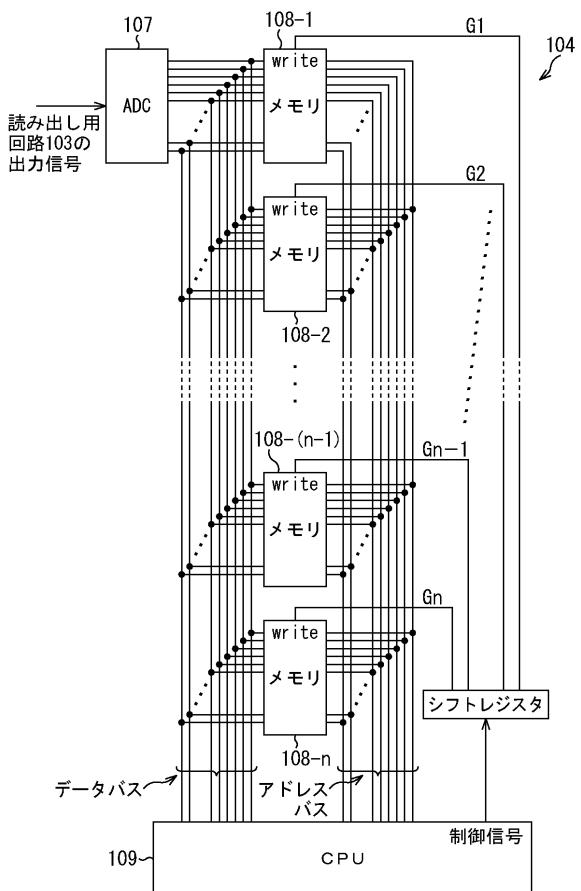
【図4】



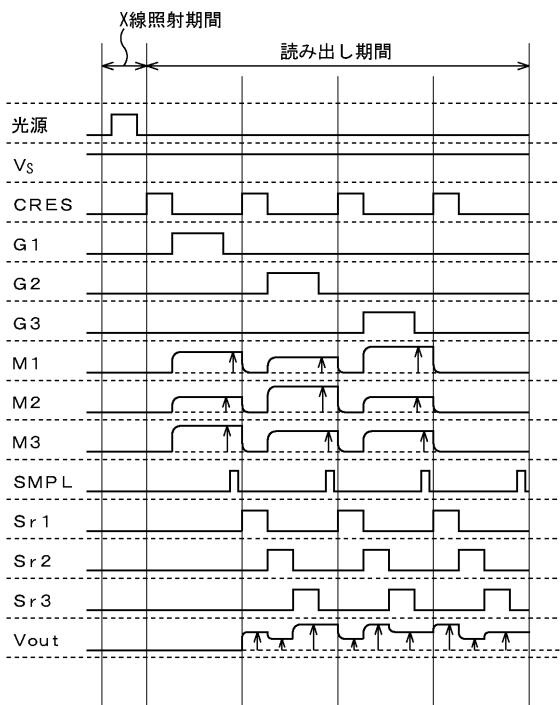
【図5】



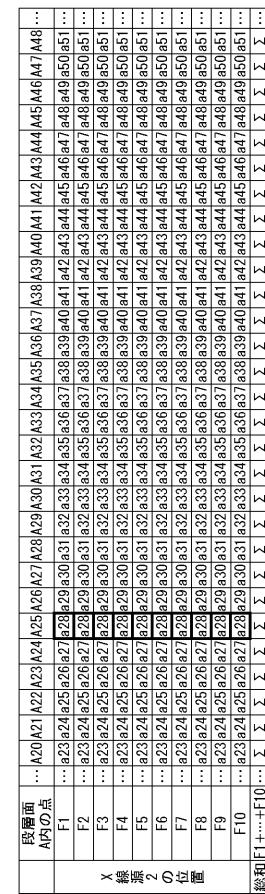
【図6】



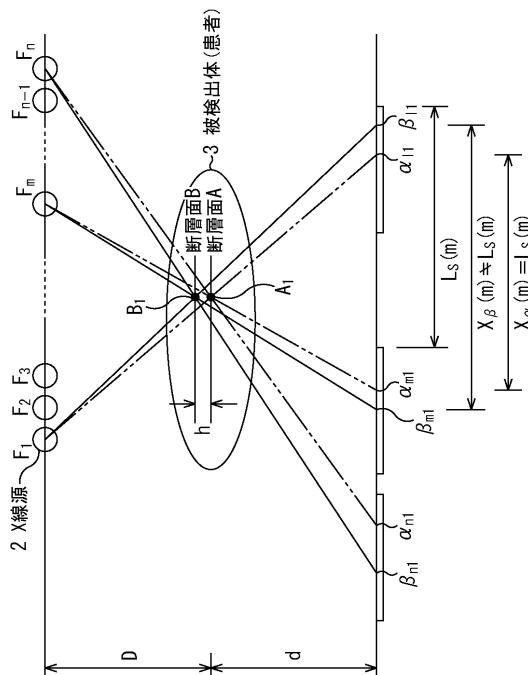
【 図 7 】



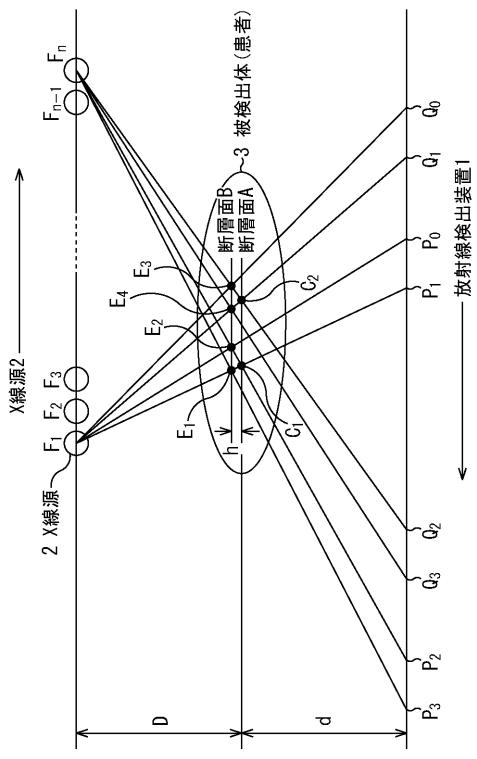
【 义 8 】



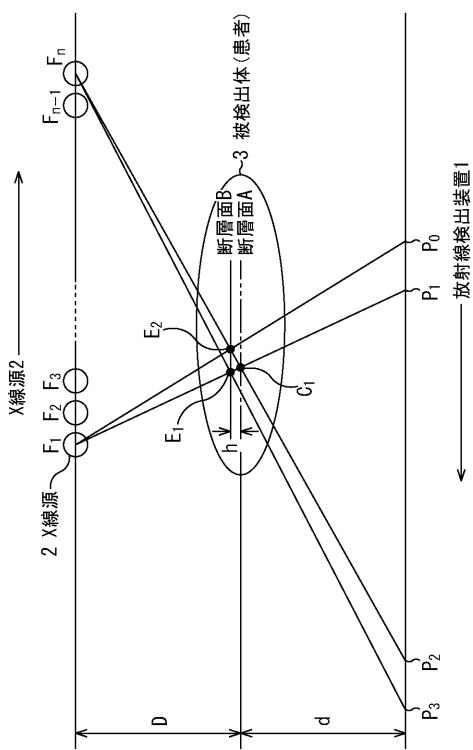
【図9】



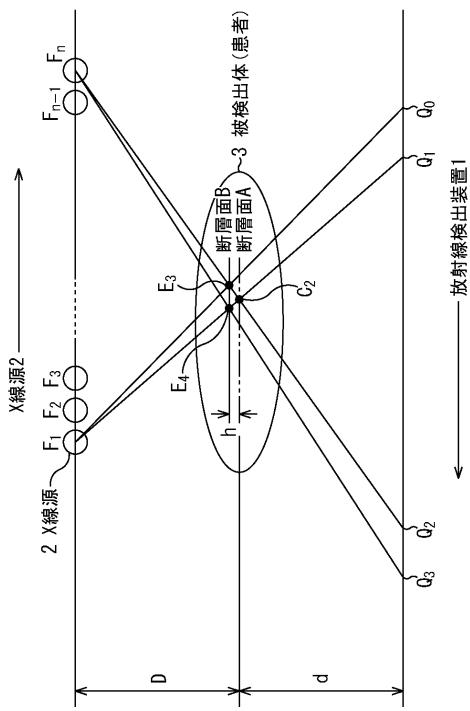
【図 1 1】



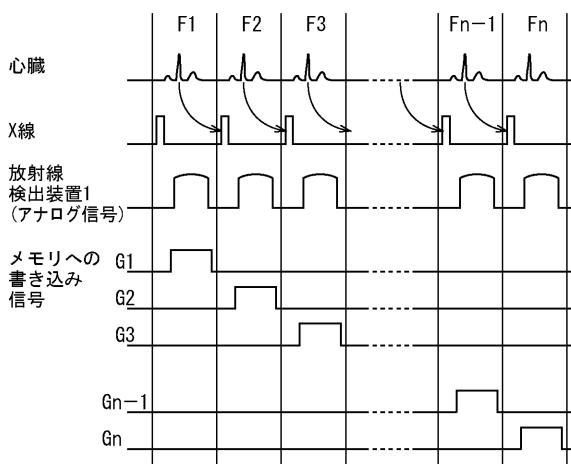
【図 1 2】



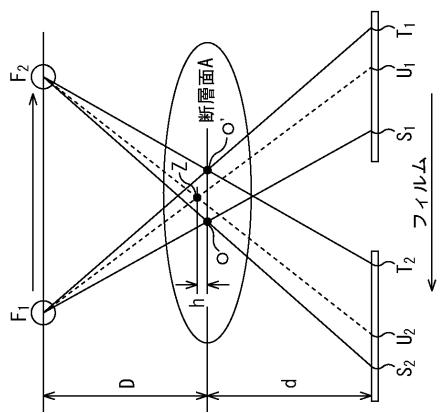
【図 1 3】



【図 1 4】



【図15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-136509(JP,A)
特開2003-135441(JP,A)
実開昭48-48571(JP,U)
米国特許第4903204(US,A)
米国特許第6324249(US,B1)
特開2003-52680(JP,A)
特表2000-515046(JP,A)
国際公開第02/46729(WO,A1)
特許第3319905(JP,B2)
特開平10-295680(JP,A)
特開平7-303628(JP,A)
特開2000-24320(JP,A)
特開昭63-102748(JP,A)
特開2003-47610(JP,A)
特開2000-79119(JP,A)
特開2000-157526(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	6 / 00	-	6 / 14
G 01 B	15 / 00	-	15 / 08
G 01 N	23 / 00	-	23 / 227
H 05 G	1 / 00	-	1 / 70
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)			