

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-247401

(P2012-247401A)

(43) 公開日 平成24年12月13日(2012. 12. 13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G 0 1 T 1/20 (2006.01)	G O 1 T 1/20 L	2 G 0 8 8
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 O O S	4 C O 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 O O W	
	G O 1 T 1/20 E	
	G O 1 T 1/20 G	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)		

(21) 出願番号 特願2011-121966 (P2011-121966)
 (22) 出願日 平成23年5月31日 (2011. 5. 31)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 阿賀野 俊孝
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 岡田 美広
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 中津川 晴康
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

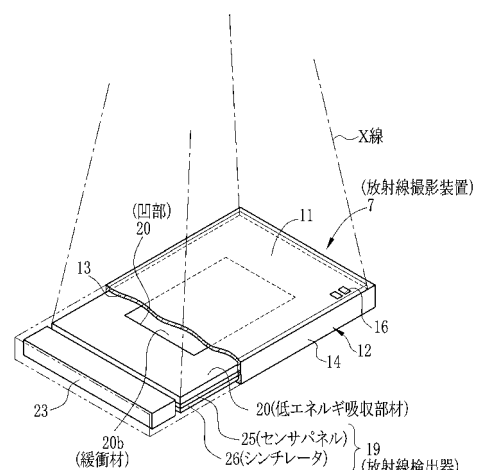
(54) 【発明の名称】放射線撮影装置

(57) 【要約】

【課題】CMOSセンサの特性がX線の照射によって劣化するのを抑制するとともに、撮影時にかかる重量によってイメージセンサが破損するのを防止する。

【解決手段】放射線撮影装置7は、X線が照射される天板13の内側に、低エネルギー吸収部材20、センサパネル25、シンチレータ26を順に配置している。センサパネル25は、単結晶Siからなる基板に信号出力回路が設けられた複数枚のCMOSセンサ33からなる。低エネルギー吸収部材20は、天板13を透過したX線から、信号出力回路の特性劣化の原因となる低エネルギー成分を吸収するとともに、中央部分に収容した緩衝材20bにより、天板13に加わった衝撃や荷重によってCMOSセンサ33が破損しないように保護している。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を光に変換するシンチレータと、

前記シンチレータで変換された光を電荷に変換する光電変換層と、前記光電変換層で変換された電荷に応じた信号を出力する信号出力回路とを含む画素部を複数有し、前記信号出力回路が単結晶の半導体基板に設けられているセンサパネルと、

前記シンチレータ及び前記センサパネルを収容する筐体本体と、前記シンチレータに対して放射線を入射させる入射面に配置された天板とを有する筐体と、

前記天板と前記センサパネルとの間に配置され、前記天板を透過した放射線の少なくとも低エネルギー成分を吸収する低エネルギー吸収部材と、

を備えたことを特徴とする放射線撮影装置。

10

【請求項 2】

前記低エネルギー吸収部材に対し、前記センサパネル及び前記シンチレータが順に貼り合わされていることを特徴とする請求項 1 記載の放射線撮影装置。

【請求項 3】

前記低エネルギー吸収部材は、放射線が照射される照射面の中央部よりも周縁部のほうが低エネルギー成分の吸収量が小さいことを特徴とする請求項 2 記載の放射線撮影装置。

【請求項 4】

前記低エネルギー吸収部材は、前記照射面の中央部と周縁部との厚みが異なることを特徴とする請求項 3 記載の放射線撮影装置。

20

【請求項 5】

前記低エネルギー吸収部材は、前記照射面の中央部分に凹部が設けられていることを特徴とする請求項 4 記載の放射線撮影装置。

【請求項 6】

前記凹部内には、緩衝材が収容されていることを特徴とする請求項 5 記載の放射線撮影装置。

【請求項 7】

前記凹部の深さは、前記照射面内の中央部から周縁部に向かって段階的に浅くなっていることを特徴とする請求項 5 または 6 記載の放射線撮影装置。

【請求項 8】

前記凹部の深さは、前記照射面内の中央部から周縁部に向かって徐々に浅くなっていることを特徴とする請求項 5 または 6 記載の放射線撮影装置。

30

【請求項 9】

前記低エネルギー吸収部材は、前記照射面の周縁部に、放射線の低エネルギー成分を吸収する放射線吸収層が設けられていることを特徴とする請求項 3 記載の放射線撮影装置。

【請求項 10】

前記低エネルギー吸収部材の低エネルギー成分の吸収分布に応じて放射線画像を補正する画像補正部を備えたことを特徴とする請求項 2 ～ 9 いずれか記載の放射線撮影装置。

【請求項 11】

前記センサパネルは、CMOS 型イメージセンサからなることを特徴とする請求項 1 ～ 10 いずれか記載の放射線撮影装置。

40

【請求項 12】

前記低エネルギー吸収部材は、放射線の照射方向に直交する面内のサイズが前記センサパネルよりも大きいことを特徴とする請求項 1 ～ 11 いずれか記載の放射線撮影装置。

【請求項 13】

前記低エネルギー吸収部材は、前記天板に貼り合わされていることを特徴とする請求項 1 ～ 12 いずれか記載の放射線撮影装置。

【請求項 14】

前記低エネルギー吸収部材の材料は、放射線発生装置から放射された放射線から少なくとも低エネルギー成分を吸収する線源フィルタと同じ材料が含まれていることを特徴とする請

50

求項 1 ～ 1 3 いずれか記載の放射線撮影装置。

【請求項 1 5】

前記放射線の低エネルギー成分とは、放射線撮影に使用されないエネルギー成分であって、放射線発生装置から放射される放射線のエネルギー分布の $1/2$ 以下のエネルギー成分であることを特徴とする請求項 1 ～ 1 4 いずれか記載の放射線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線を検出して放射線画像の画像データを出力する放射線検出器を用いた放射線撮影装置に関し、更に詳しくは、放射線検出器に単結晶の半導体からなるイメージセンサを用いた放射線撮影装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

医療分野において、画像診断を行うために、放射線、例えば X 線を利用して被写体を撮影する放射線撮影システムが知られている。放射線撮影システムは、被写体に向けて X 線を照射する放射線発生装置と、被写体を透過した X 線の照射を受けて、被写体の放射線画像を撮影する放射線撮影装置とを有する。放射線撮影装置には、立位姿勢や臥位姿勢の被検者を撮影するための立位撮影台や臥位撮影台に組み込まれた据え置き型の他、偏平な形状の筐体を有する可搬型がある。可搬型の放射線撮影装置は、病室等でベッドに寝ている患者の下に挿入して撮影するような撮影方法にも用いることができる。

20

【0003】

放射線撮影装置としては、X 線の入射量に応じた信号電荷を蓄積する画素部がマトリクス状に配列された検出面を有し、検出面において画素部毎に信号電荷を蓄積することで、被写体の画像情報を表す放射線画像を検出し、これをデジタルな画像データとして出力する放射線検出器を利用したものが実用化されている。

【0004】

放射線検出器には、T F T 読出し直接型、T F T 読出し間接型、C M O S 読出し間接型等がある。T F T 読出し直接型は、a - S e (アモルファスセレン) 等の X 線を直接吸収して信号電荷に変換する材料からなる光電変換層で X 線を受光し、ここで発生した信号電荷を、T F T スイッチを用いた T F T パネルで順次選択的に読み出す方式である。また、T F T 読出し間接型は、シンチレータにより X 線を可視光に変換した後、a - S i (アモルファスシリコン) 等の可視光を吸収して信号電荷に変換する材料からなる光電変換層で該可視光を受光し、この可視光によって光電変換層で発生した信号電荷を、T F T パネルで順次選択的に読み出す方式である。

30

【0005】

C M O S 読出し間接型は、シンチレータにより X 線を可視光に変換した後、この可視光を C M O S 型のイメージセンサ (以下、C M O S センサという) によって光電変換して、可視光に応じた信号を読み出す方式である。シリコン等の単結晶半導体からなる C M O S センサは、a - S i 等の多結晶半導体からなる T F T パネルに比べて、キャリア移動度が 3 ～ 4 桁以上速く、周辺回路も混載可能であり、製造時の特性 (例えば V_{th} 等) のばらつきが小さいため、高感度、高 S / N、高速読み出しが必要な高画質撮影や動画撮影に適している。また、C M O S センサは、現在では 1 2 インチウエハから一辺が約 2 0 0 mm 角のものが製造可能であるため、例えば医療用の放射線検出器のサイズとして一般的な 1 7 インチ角の放射線検出器は、4 枚の C M O S センサを配列することにより構成することができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 2 4 9 6 3 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 0 - 0 7 5 5 5 3 号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一般的にCMOSセンサの基板には単結晶Siが用いられるが、単結晶Siは脆く割れやすいため、可搬型の放射線撮影装置にCMOSセンサからなる放射線検出器を用いる場合には、患者の体重によってCMOSセンサが破損するのを防止するための保護構造が必要となり、放射線撮影装置が大型化してしまう。

【0008】

また、単結晶SiからなるCMOSセンサは、X線照射により、MOSトランジスタの閾値電圧 V_{th} の変化や、暗電流が増加する等の特性劣化が発生することが知られている。これは、単結晶Siを用いたMOS構造では、吸収線量の増加によって半導体と酸化膜との境目の電荷（以下、界面電荷という）が増加するためである。また、放射線撮影装置に照射されるX線のうち、CMOSセンサの特性劣化に影響するのは、放射線撮影に使用されないX線の低エネルギー成分と考えられる。すなわち、X線の高エネルギー成分は、CMOSセンサを透過してしまうが、X線の低エネルギー成分は、CMOSセンサを透過するだけのエネルギーが無いため、CMOSセンサに吸収されてしまい、界面電荷を増加させる可能性がある。

【0009】

CMOSセンサのX線照射による特性劣化は、被写体のサイズが放射線撮影装置の撮影範囲よりも小さい場合に、放射線検出器の検出面と被写体とが対面していない部分、いわゆる素抜け領域にX線が直接照射されるため、特に問題となる。

【0010】

上記問題は、ISS（Irradiation Side Sampling）方式、すなわち、シンチレータのX線が入射するX線入射面と放射線検出器の検出面とが対面するように、筐体内において、X線の入射側から、放射線検出器、シンチレータの順に配置される方式を採用した場合により顕著である。というのは、ISS方式では、X線の入射側から、放射線検出器、シンチレータの順に配置されることになるため、シンチレータ、放射線検出器の順に配置され、シンチレータのX線入射面とは反対側の面で光を検出するPSS（Penetration Side Sampling）方式と比較して、放射線検出器に照射されるX線量が増えるからである。

【0011】

特許文献1には、被写体と放射線撮影装置との間に、被写体によって散乱されたX線を吸収する散乱線吸収グリッドを配置するとともに、この散乱線吸収グリッドの外周に、素抜け領域に照射されたX線を吸収する吸収部を設けたものが開示されている。また、特許文献2には、放射線発生装置に、素抜け領域に照射されるX線の吸収量を増加させたフィルタを配置することが開示されている。しかし、特許文献1の吸収部及び特許文献2のフィルタともに、X線の低エネルギー成分を吸収するものではなく、撮影に必要な高エネルギー成分まで吸収してしまう。また、特許文献1、2には、CMOSセンサの特性劣化の防止や、破損防止については開示がない。

【0012】

本発明は、上記問題を解決するため、CMOSセンサ等の単結晶半導体からなるイメージセンサの素抜け領域における特性劣化を抑制するとともに、撮影時にかかる重量によってイメージセンサが破損するのを防止することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、本発明の放射線撮影装置は、放射線を光に変換するシンチレータ、センサパネル、筐体及び低エネルギー吸収部材を備えている。センサパネルは、シンチレータで変換された光を電荷に変換する光電変換層と、光電変換層で変換された電荷に応じた信号を出力する信号出力回路とを含む画素部を複数有し、信号出力回路が単結晶の半導体基板に設けられている。筐体は、シンチレータ及びセンサパネルを収容する筐体本体と、シンチレータに対して放射線を入射させる入射面に配置された天板とを有してい

る。低エネルギー吸収部材は、天板とセンサパネルとの間に配置されており、天板を透過した放射線の少なくとも低エネルギー成分を吸収する。

【0014】

センサパネルを補強するため、低エネルギー吸収部材に対し、センサパネル及びシンチレータが順に貼り合わせてもよい。また、低エネルギー吸収部材は、放射線画像の画質維持と、信号出力回路の特性劣化の抑制とを両立するため、放射線が照射される照射面の中央部よりも周縁部の低エネルギー成分の吸収量が小さくなるように構成するのが好ましい。

【0015】

低エネルギー吸収部材の低エネルギー成分の吸収量に面内分布を設けるため、低エネルギー吸収部材の照射面の中央部とその周縁部との厚みを異ならせてもよい。また、低エネルギー吸収部材の照射面の中央部分に、凹部を設けてもよい。低エネルギー吸収部材の凹部内には、センサパネルを保護するために緩衝材を収容してもよい。凹部の深さは、照射面内の中央部から周縁部に向かって段階的に浅くなるように構成してもよいし、照射面内の中央部から周縁部に向かって徐々に浅くなるように構成してもよい。

【0016】

低エネルギー吸収部材の低エネルギー成分の吸収量に面内分布を設ける別の手法として、低エネルギー吸収部材の照射面の周縁部に、放射線の低エネルギー成分を吸収する放射線吸収層を設けてもよい。低エネルギー吸収部材の低エネルギー成分の吸収分布によって放射線画像が劣化するのを抑制するため、低エネルギー吸収部材の吸収分布に応じて放射線画像を補正してもよい。また、センサパネルには、例えばCMOS型のイメージセンサを用いてもよい。低エネルギー成分が除去された放射線がセンサパネルに照射されるようにするため、低エネルギー吸収部材は、放射線の照射方向に直交する面内のサイズがセンサパネルよりも大きいことが望ましい。更に、装置全体の厚みを薄くするため、低エネルギー吸収部材は、天板に貼り合わされていることが好ましい。

【0017】

低エネルギー吸収部材の材料は、放射線発生装置から放射された放射線から少なくとも低エネルギー成分を吸収する線源フィルタと同じ材料が含まれていることが好ましい。これによれば、線源フィルタを透過した放射線と、低エネルギー吸収部材を透過した放射線とのエネルギー分布が同じになるので、被写体を透過した放射線の低エネルギー成分が低エネルギー吸収部材によって吸収されるのを抑制することができる。

【0018】

放射線の低エネルギー成分とは、放射線撮影に使用されないエネルギー成分であり、例えば、放射線発生装置から放射される放射線のエネルギー分布の $1/2$ 以下のエネルギー成分である。

【発明の効果】

【0019】

本発明の放射線撮影装置によれば、低エネルギー吸収部材により、センサパネルに照射される放射線から少なくとも低エネルギー成分を吸収するので、単結晶の半導体基板に設けられた信号出力回路の特性劣化を抑制することができる。また、低エネルギー吸収部材にセンサパネルを貼り合わせているので、割れやすい単結晶の半導体基板を補強することができる。

【0020】

また、低エネルギー吸収部材の放射線が照射される照射面内において、中央部の低エネルギー成分の吸収量を周縁部の吸収量よりも小さくしているので、放射線画像の画質を維持しながら、周縁部の信号出力回路に放射線が直接照射される場合の特性劣化を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】放射線撮影システムの構成図である。

【図2】放射線撮影装置を一部破断して示す斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 3】放射線撮影装置の断面図である。

【図 4】低エネルギー吸収部材に貼り合わされたセンサパネルを示す底面図である。

【図 5】放射線検出器の構成を概略的に示す断面図である。

【図 6】光電変換層の感度域及びシンチレータの発光領域を示すグラフである。

【図 7】信号出力回路の構成を示す回路図である。

【図 8】天板上に被写体の撮影部位が載置されている状態を示す斜視図である。

【図 9】放射線撮影装置の電気系の要部構成を示すブロック図である。

【図 10】コンソール及び放射線発生装置の電気系の要部構成を示すブロック図である。

【図 11】凹部の深さを段階的に変化させた低エネルギー吸収部材の断面図である。

【図 12】凹部の深さを徐々に変化させた低エネルギー吸収部材の断面図である。

【図 13】周縁部に X 線吸収層を設けた低エネルギー吸収部材の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図 1 に示すように、本発明を用いた放射線撮影システム 5 は、被写体 H に X 線を照射する放射線発生装置 6 と、被写体 H を透過した X 線に基づいて放射線画像を撮影する放射線撮影装置 7 と、放射線発生装置 6 と放射線撮影装置 7 とを制御するコンソール 8 とから構成されている。

【0023】

放射線発生装置 6 は、放射線源 6 a と、線源フィルタ 6 b とを有する。放射線源 6 a は、X 線を放射する X 線管 6 c と X 線管 6 c が放射する X 線の照射野を限定する照射野限定器（コリメータ）6 d とを有している。X 線管 6 c は、熱電子を放出するフィラメントからなる陰極と、陰極から放出された熱電子が衝突して X 線を放射する陽極（ターゲット）とを有している。照射野限定器 6 d は、例えば、X 線を遮蔽する複数枚の鉛板を井桁状に配置し、X 線を透過させる照射開口が中央に形成されたものであり、鉛板の位置を移動することで照射開口の大きさを変化させて、照射野を限定する。

【0024】

線源フィルタ 6 b は、放射線源 6 a から放射された X 線から、被写体 H の透過時に散乱して放射線画像の劣化原因となりやすい低エネルギー成分を除去する。線源フィルタ 6 b には、放射線撮影に用いられる X 線の高エネルギー成分を透過させ、低エネルギー成分のみを吸収する性質を有する材料が用いられる。このような材料としては、例えばアルミニウムが好適である。

【0025】

なお、本実施形態における X 線の高エネルギー成分及び低エネルギー成分とは、X 線管 6 c から放射される X 線のエネルギー分布によって異なる。例えば、X 線管 6 c の管電圧が 70 kV であり、X 線管 6 c から放射される X 線の最大エネルギーが 70 KeV 程度であるときには、X 線のエネルギー分布はおおよそ 15～70 KeV となる。本実施形態では、X 線のエネルギー分布の 1/2 以下、例えば 15～40 KeV を低エネルギー成分とし、それ以上を高エネルギー成分としている。

【0026】

図 2 に示すように、本発明に係る放射線撮影装置 7 は、全体形状がおよそ箱形で、矩形状の上面が放射線の照射面 11 とされた筐体 12 を備えている。筐体 12 は、照射面 11 が設けられている天板 13 と、天板 13 以外の筐体本体 14 とからなり、例えば筐体本体 14 は ABS 樹脂等から構成され、天板 13 は例えばカーボン等から構成されている。これにより、天板 13 による放射線の吸収を抑制しつつ、天板 13 の強度が確保される。なお、筐体 12 は、放射線により感光材料に画像を記録する構成を備えた旧来のカセットと同サイズである。したがって、放射線撮影装置 7 は当該カセットと同様に可搬性を有し、当該カセットに代えて同様な放射線撮影を行なえるようになっている。

【0027】

放射線撮影装置 7 の照射面 11 には、複数個の LED からなり、放射線撮影装置 7 の動作モード（例えば「レディ状態」や「データ送信中」等）やバッテリーの残容量等の動作状態

10

20

30

40

50

を表示するための表示部 16 が設けられている。なお、表示部 16 は、LED 以外の発光素子で構成してもよいし、液晶ディスプレイや有機 EL ディスプレイ等の表示手段で構成してもよい。また、表示部 16 は、照射面 11 以外の部位に設けてもよい。

【0028】

放射線撮影装置 7 の筐体 12 内には、照射面 11 に対面するように、被写体 H を透過した X 線を検出するパネル状の放射線検出器 19 が配置されている。また、天板 13 と放射線検出器 19 との間には、天板 13 を透過した X 線の少なくとも低エネルギー成分を吸収するとともに、天板 13 に加えられた荷重や衝撃等から放射線検出器 19 を保護する低エネルギー吸収部材 20 が配置されている。

【0029】

筐体 12 の内部には、照射面 11 の短手方向に沿った一端側に、マイクロコンピュータを含む各種の電子回路や、充電可能かつ着脱可能なバッテリー(二次電池)を収容するケース 23 が配置されている。放射線検出器 19 を含む放射線撮影装置 7 の各種電子回路は、ケース 23 内に収容されたバッテリーから供給される電力によって作動する。筐体 12 内のうちケース 23 の照射面 11 側には、ケース 23 内に収容された各種電子回路が X 線の照射に伴って損傷することを回避するため、鉛板等からなる放射線遮蔽部材が配設されている。

【0030】

図 3 に示すように、低エネルギー吸収部材 20 は、天板 13 の内面に全面にわたって接着剤によって貼り合わされている。また、低エネルギー吸収部材 20 の下面には、放射線検出器 19 が接着剤によって貼り合わされている。このように、天板 13 に低エネルギー吸収部材 20 及び放射線検出器 19 を貼り合わせることで、放射線撮影装置 7 を薄型化し、かつ低エネルギー吸収部材 20 により放射線検出器 19 を補強することができる。なお、低エネルギー吸収部材 20 は、放射線検出器 19 が貼り合わせられるようにするため、放射線検出器 19 と同等もしくはより大きな外形サイズを有することが好ましい。

【0031】

放射線検出器 19 は、放射線が照射される方向に沿って、照射面 11 側からセンサパネル 25 及びシンチレータ 26 が積層された構成を有している。シンチレータ 26 の下面には、シンチレータ 26 の形成時に用いられる蒸着基板 27 が配置されている。放射線検出器 19 の外周には、シンチレータ 26 を湿気等から保護するために封止剤 28 が設けられている。筐体 12 内の底面には、制御基板 29 が配置されている。制御基板 29 とセンサパネル 25 とは、フレキシブルケーブル 30 を介して電氣的に接続されている。

【0032】

シンチレータ 26 は、被写体 H を透過して筐体 12 の照射面 11 に照射され、天板 13 及びセンサパネル 25 を透過して照射された X 線を吸収して光を放出する。シンチレータ 26 としては、例えば CsI : Tl (タリウムを添加したヨウ化セシウム) や、CsI : Na (ナトリウム賦活ヨウ化セシウム)、GOS (Gd₂O₂S : Tb) 等の材料を用いることができる。本実施形態では、シンチレータ 26 として、蒸着基板 27 に CsI : Tl を蒸着することにより、蒸着基板 27 からセンサパネル 25 に向かう光出射方向に沿って、複数の柱状結晶を形成している。柱状結晶は、その平均径が柱状結晶の長手方向に沿っておよそ均一である。

【0033】

シンチレータ 26 で発生した光は、柱状結晶のライトガイド効果によって柱状結晶内を進行し、センサパネル 25 へ射出される。その際に、センサパネル 25 側へ射出される光の拡散が抑制されるので、放射線撮影装置 7 によって検出される放射線画像のボケが抑制される。また、シンチレータ 26 の深部に到達した光は、蒸着基板 27 の内面に設けられ反射層によってセンサパネル 25 側へ反射されるので、センサパネル 25 に入射される光量(シンチレータ 26 で発光された光の検出効率)が向上する。

【0034】

なお、本実施形態では、シンチレータ 26 の放射線照射面側にセンサパネル 25 が配置

10

20

30

40

50

されているが、シンチレータとセンサパネルとをこのような位置関係で配置する方式は、「表面読取方式（I S S：Irradiation Side Sampling）」と称する。シンチレータは、X線入射側がより強く発光するので、シンチレータのX線入射側にセンサパネルを配置する表面読取方式（I S S）は、シンチレータのX線入射側と反対側にセンサパネルを配置する「裏面読取方式（P S S：Penetration Side Sampling）」よりもセンサパネルとシンチレータの発光位置とが接近することから、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高く、またセンサパネルの受光量が増大することで、結果として放射線撮影装置の感度が向上する。

【0035】

図4に示すように、センサパネル25は、X線の入射量に応じた信号電荷を蓄積する複数の画素部がマトリクス状に配列されたCMOS型イメージセンサ（以下、CMOSセンサという）33を、4枚並べて大面積化したものである。CMOSセンサ33は、例えば一辺の長さが200mm程度の大きな矩形状を有し、医療用の放射線検出器のサイズとして一般的な17インチ角の放射線検出器を4枚のCMOSセンサ33によって構成することができる。

【0036】

CMOSセンサ33の基板には、単結晶の半導体であるシリコンが用いられている。したがって、a-Si等の多結晶半導体からなるTFEパネルに比べ、キャリア移動度3～4桁以上速く、周辺回路も混載可能であり、製造時の特性（例えばVth等）のばらつきが小さいため、高感度、高S/N、高速読み出しが必要な高画質撮影や動画撮影に適している。

【0037】

図5に示すように、CMOSセンサ33は、単結晶Siからなる基板及びこの基板上に形成された絶縁層からなる信号出力層34と、信号出力層34に複数の画素部毎に分離して形成された第1電極35、第1電極35の下に形成された複数の画素部で共通の一枚構成の光電変換層36と、光電変換層36の下に形成された複数の画素部で共通の一枚構成の第2電極37とを備えている。シンチレータ26は、第2電極37の下面に接着剤により貼り合わされている。

【0038】

画素部に含まれる第1電極35と、この第1電極35と平面視上重なる位置にある光電変換層36及び第2電極37とにより、光電変換素子38（図7参照）が構成される。この光電変換素子38では、第1電極35及び第2電極37間にバイアス電圧を印加することで、光電変換層36で発生した信号電荷を第1電極35まで移動させ、ここから該信号電荷を信号出力層34に取り出すことができるようになっている。

【0039】

第2電極37には、その下方より、シンチレータ26で変換された可視光が入射される。第2電極37は、そこに入射された光（本実施形態では可視光）を光電変換層36に入射させる必要があるため、入射光に対して透明な導電性材料（例えばITO）で構成される。第2電極37は、全画素部で共通の一枚構成であるが、画素部毎に分割してあってもよい。

【0040】

光電変換層36は、シンチレータ26と組み合わせて用いることにより、X線に応じた信号電荷を発生することができるものである。光電変換層36は、可視光を吸収して、吸収した光量に応じた信号電荷を発生する有機又は無機の光電変換材料で構成される。無機の光電変換材料としては、例えばアモルファスシリコン（a-Si）が挙げられる。また、有機の光電変換材料としては、例えばキナクリドンが挙げられる。図6に示すように、キナクリドンからなる有機光電変換材料（OPC）の感度は、CsI：Naや、単結晶Si（c-Si）等と比べて、CsI：Tlからなるシンチレータ26が発生する可視光の波長域と近いため、高い検出効率を得ることができる。なお、高画質撮像及び動画撮像を可能にするためには、光電変換層36の材料としてキャリア移動度が速く且つ製造バラツ

10

20

30

40

50

きの少ない有機の光電変換材料を用いることが好ましい。

【0041】

信号出力層34内には、信号出力回路41が各光電変換素子38に対応して設けられている。信号出力回路41は、対応する光電変換素子の光電変換層36で発生して第1電極35に移動した信号電荷を、その信号電荷量に応じた電圧信号に変換し、信号出力線Sにより外部に出力するものであり、例えば公知のCMOS回路が用いられている。信号出力回路41と第1電極35との間は、コンタクト配線42によって電氣的に接続されており、第1電極35で捕集された信号電荷は、コンタクト配線42を介して信号出力回路41に移動される。

【0042】

10

図7に示すように信号出力回路41は、蓄積された信号電荷をリセットするためのMOSトランジスタであるリセットトランジスタ44と、蓄積された信号電荷を電圧信号に変換して出力するためのMOSトランジスタである出力トランジスタ45と、出力トランジスタ45から出力される電圧信号を信号出力線Sに選択的に出力するためのMOSトランジスタである行選択トランジスタ46と、それらを駆動するためのリセット線R、行選択線L等を含む。

【0043】

信号出力回路41のうち、リセット線R、行選択線L、信号出力線Sは一般にアルミニウムで形成されるためX線の影響を受けないが、リセットトランジスタ44、出力トランジスタ45、及び行選択トランジスタ46は、単結晶のシリコンで形成されるため、X線照射により、閾値電圧 V_{th} の変化や、暗電流が増加する等の特性劣化が発生する。これは、単結晶Siを用いたMOS構造では、吸収線量の増加によって半導体と酸化膜との境目の電荷（以下、界面電荷という）が増加するためである。このX線照射によるMOSトランジスタの特性劣化を抑制するため、本実施形態では、センサパネル25を覆うように低エネルギー吸収部材20を配置している。

20

【0044】

低エネルギー吸収部材20は、天板13を透過したX線から、少なくとも、MOSトランジスタの特性劣化に影響する低エネルギー成分を吸収する。X線の高エネルギー成分は、CMOSセンサ33を透過してしまうが、X線の低エネルギー成分は、CMOSセンサ33を透過するだけのエネルギーが無く、CMOSセンサ33に吸収されてしまうため、MOSトランジスタの界面電荷を増加させる可能性がある。

30

【0045】

低エネルギー吸収部材20は、放射線撮影に用いられるX線の高エネルギー成分をあまり吸収せず、低エネルギー成分を多く吸収する性質を有する材料によって形成された板状体であり、例えばアルミニウムやガラスによって構成されている。なお、低エネルギー吸収部材20の部材は、上述した線源フィルタ6bと同じ材料、または線源フィルタ6bと同じ材料が含まれている材料を用いるのが好ましい。線源フィルタ6bと低エネルギー吸収部材20とに同じ材料を用いることにより、線源フィルタ6bを透過したX線と、低エネルギー吸収部材20を透過したX線とのエネルギー分布が同じになるので、被写体Hを透過したX線の低エネルギー成分が低エネルギー吸収部材20によって吸収されるのを抑制することができ、X線利用のロスが少なくなる。

40

【0046】

図8に示すように、放射線撮影装置7を用いた放射線撮影では、被写体Hの撮影部位が放射線検出器19の撮影範囲よりも小さい場合が多く、更にその被写体Hの撮影部位は放射線検出器19の撮影範囲の中央に配置された状態で撮影されることがほとんどである。そのため、被写体Hの撮影部位が配置される中央部分の周縁部は、被写体Hを介さずにX線が直接照射される素抜け領域となり、CMOSセンサ33の特性劣化が発生しやすい。したがって、放射線検出器19に照射されるX線は、放射線画像の画質に影響する中央部分はX線量の低下が少なく、素抜け領域にあたる周縁部は、CMOSセンサ33の特性が劣化しにくくなるように少なくともX線の低エネルギー成分が低下されていることが望まれ

50

る。

【0047】

上記のような課題を解決するため、低エネルギー吸収部材20は、図2及び図3に示すように、天板13側の面の中央部分に凹部20aを設け、中央部とその周縁部との厚みを異ならせることにより、中央部のX線の吸収量を周縁部よりも少なくし、周縁部ではCMOSセンサ33の特性が劣化しないように、少なくともX線の低エネルギー成分を吸収できるようにしている。これによれば、放射線画像の画質低下とCMOSセンサ33の特性劣化とを同時に抑制することができる。

【0048】

上述したように、天板13上に被写体Hの撮影部位が載置された状態で撮影が行なわれる際には、天板13に被写体Hの荷重が加わる。センサパネル25を構成するCMOSセンサ33の基板には、割れやすい材質である単結晶Siを使用しており、その厚みも数十μm程度であるため、天板13に加わった被写体Hの荷重によって破損しないような保護構造を必要とする。特に、4枚のCMOSセンサ33を使用するセンサパネル25では、センサパネル25の中央部に衝撃や荷重が加わると、4枚全てのCMOSセンサ33が破損することがあり、修理コストが非常に大きくなる。

【0049】

このような課題を解決するため、本実施形態では、天板13とセンサパネル25との間に配置した低エネルギー吸収部材20によってセンサパネル25を補強するとともに、低エネルギー吸収部材20の凹部20a内に緩衝材20bを収容することにより、天板13の中央部に加わった荷重や衝撃を吸収するようにしている。緩衝材としては、スポンジやゴム等を用いることができる。

【0050】

図9は、放射線撮影装置7の構成を示すブロック図である。放射線撮影装置7は、上述した放射線検出器19等の他、信号処理部50、画像メモリ51、制御部52、無線通信部53、電源部54等を備えている。信号処理部50は、センサパネル25の各画素部から出力された電圧信号を増幅する増幅器、マルチプレクサ、A/D(アナログ/デジタル)変換器等を備えており、センサパネル25から出力された電圧信号をデジタルの画像データに変換する。

【0051】

また、信号処理部50は、低エネルギー吸収部材20によるX線の低エネルギー成分の吸収分布に応じて放射線画像を補正する画像補正部50aを備えている。低エネルギー吸収部材20は、中央部と周縁部とで厚みが異なることにより中央部と周縁部とで低エネルギー吸収量が異なるため、低エネルギー吸収部材20を透過したX線に基づく放射線画像にもその影響が表れる。画像補正部50aは、低エネルギー吸収部材20の低エネルギー成分の吸収分布に応じて画像データを補正することにより、画像データにより表される放射線画像から低エネルギー吸収部材20の吸収分布による影響を取り除く。

【0052】

信号処理部50には画像メモリ51が接続されており、信号処理部50の画像補正部50aから出力された画像データは画像メモリ51に順に記憶される。画像メモリ51は複数フレーム分の画像データを記憶可能な記憶容量を有しており、放射線画像の撮影が行われる毎に、撮影によって得られた画像データが画像メモリ51に順次記憶される。

【0053】

画像メモリ51は、放射線撮影装置7全体の動作を制御する制御部52と接続されている。制御部52は、マイクロコンピュータを含んで構成されており、CPU52a、ROM及びRAMを含むメモリ52b、HDD(Hard Disk Drive)やフラッシュメモリ等からなる不揮発性の記憶部52cを備えている。

【0054】

また、制御部52には無線通信部53が接続されている。無線通信部53は、IEEE(Institute of Electrical and Electronics Engineers)802.11a/b/g/n等

10

20

30

40

50

に代表される無線LAN(Local Area Network)規格に対応しており、無線通信による外部機器との間での各種情報の伝送を制御する。制御部52は、無線通信部53を介してコンソール8(図10参照)と無線通信が可能とされており、コンソール8との間で各種情報の送受信が可能とされている。

【0055】

また、放射線撮影装置7には電源部54が設けられており、上述した各種電子回路(信号処理部50、画像メモリ51、制御部52、無線通信部53等)は電源部54と各々接続され(図示省略)、電源部54から供給された電力によって作動する。電源部54は、放射線撮影装置7の可搬性を損なわないように、前述のバッテリー(二次電池)を内蔵しており、充電されたバッテリーから各種電子回路へ電力を供給する。信号処理部50、画像メモリ51、制御部52、無線通信部53は、上述したケース23内、もしくは制御基板29に設けられている。

10

【0056】

図10に示すように、コンソール8はコンピュータからなり、装置全体の動作を司るCPU57、制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されたROM58、各種データを一時的に記憶するRAM59、及び、各種データを記憶するHDD60を備え、これらはバスを介して互いに接続されている。またバスには、通信I/F部61及び無線通信部62が接続され、ディスプレイ63がディスプレイドライバ64を介して接続され、更に、操作パネル65が操作入力検出部66を介して接続されている。

20

【0057】

通信I/F部61は接続端子61a、通信ケーブル69及び放射線発生装置6の接続端子70aを介して、放射線発生装置6の通信I/F部70と接続されている。コンソール8(のCPU57)は、放射線発生装置6との間での曝射条件等の各種情報の送受信を通信I/F部61経由で行う。無線通信部62は放射線撮影装置7の無線通信部53と無線通信を行う機能を備えており、コンソール8(のCPU57)は放射線撮影装置7との間で、画像データ等の各種情報の送受信を無線通信部62経由で行う。また、ディスプレイドライバ64はディスプレイ63への各種情報を表示させるための信号を生成・出力し、コンソール8(のCPU57)はディスプレイドライバ64を介して操作メニューや撮影された放射線画像等をディスプレイ63に表示させる。また、操作パネル65は複数のキーを含んで構成され、各種の情報や操作指示が入力される。操作入力検出部66は操作パネル65に対する操作を検出し、検出結果をCPU57へ通知する。

30

【0058】

放射線発生装置6は、放射線源6aと、コンソール8との間で曝射条件等の各種情報の送受信を行う通信I/F部70と、コンソール8から受信した曝射条件(この曝射条件には管電圧、管電流の情報が含まれている)に基づいて放射線源6aを制御する線源制御部72とを備えている。

【0059】

次に本実施形態の作用を説明する。放射線撮影装置7を使用して放射線画像の撮影を行う場合、撮影者(例えば放射線技師等)は、被写体Hの撮影対象部位と撮影台との間に、照射面11側を上方へ向けた放射線撮影装置7を挿入し、向きや位置等を調整する準備作業を行う。

40

【0060】

図8に示すように、天板13の上に被写体Hの撮影部位が直接載置される場合、天板13には被写体Hの撮影部位を載置する際の衝撃や荷重が加わるが、この衝撃や荷重は低エネルギー吸収部材20及び緩衝材20bによって吸収されるので、センサパネル25のCMOSセンサ33が破損することはない。

【0061】

撮影者は、準備作業が完了すると、操作パネル65を操作して撮影開始を指示する。これにより、コンソール8では、曝射開始を指示する指示信号を放射線発生装置6へ送信し、放射線発生装置6は放射線源6aから放射線を射出させる。放射線源6aから射出され

50

たX線は、線源フィルタ6bにより低エネルギー成分が吸収され、被写体Hの撮影部位を透過して放射線撮影装置7の照射面11に照射され、天板13、低エネルギー吸収部材20及びセンサパネル25を透過してシンチレータ26に照射される。

【0062】

天板13を透過したX線は、低エネルギー吸収部材20により低エネルギー成分が吸収されるので、X線の低エネルギー成分がセンサパネル25に吸収されることによる各CMOSセンサ33の特性劣化を抑制することができる。特に、低エネルギー吸収部材20は、中央部よりも周縁部の厚みが厚くされているため、周縁部の素抜け領域にX線が直接照射されることによる特性劣化を効果的に抑制することができる。また、低エネルギー吸収部材20は、中央部の厚みが周縁部よりも薄くされているため、被写体Hの撮影部位を透過したX線が必要以上に吸収されることがなく、放射線画像の劣化を発生させない。

10

【0063】

シンチレータ26に照射されたX線は、シンチレータ26のX線の入射面近傍、すなわちセンサパネル25の近傍で大部分が光に変換され、センサパネル25に向かう。また、シンチレータ26で発生した光のうち、蒸着基板27側に向かった光は、蒸着基板27の反射層により反射されてセンサパネル25に向かう。これにより、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高く、またセンサパネル25の受光量が増大することで、結果として放射線撮影装置7の感度が向上する。また、シンチレータ26からセンサパネル25に向かう光は、CsI:Tlからなるシンチレータ26の柱状結晶によってガイドされるので、画像ボケが抑制される。

20

【0064】

シンチレータ26で変換された可視光は、第2電極37を透過して光電変換層36に入射し、ここで信号電荷に変換される。露光終了後、光電変換層36で発生した信号電荷が信号出力回路41によって電圧信号に変換され、この電圧信号が各画素から順次出力される。出力された電圧信号は、信号処理部50により画像データに変換される。画像補正部50aは、低エネルギー吸収部材20によるX線の低エネルギー成分の吸収分布に応じて画像データを補正し、補正後の画像データを画像メモリ51に記憶させる。CPU52aは、画像メモリ51に記憶された画像データを無線通信部53によってコンソール8へ送信する。コンソール8のCPU57は、放射線撮影装置7から受信した画像データを、RAM59を介してHDD60に記憶する。また、CPU57は、ディスプレイドライバ64を介して、HDD60に記憶されている画像データからなる放射線画像をディスプレイ63に表示させる。

30

【0065】

上述したように、低エネルギー吸収部材20により、センサパネル25に照射されるX線から少なくとも低エネルギー成分が吸収されるので、CMOSセンサ33の特性劣化を抑制することができる。また、低エネルギー吸収部材20の中央部と周縁部との低エネルギー成分の吸収量を異ならせているので、放射線画像の画質を維持しながら、素抜け領域におけるCMOSセンサ33の特性劣化を抑制することができる。更に、低エネルギー吸収部材20及び緩衝材20bにより天板13に加わる衝撃や荷重を受けることができるので、センサパネル25の破損を防止することができる。これらの効果は、X線照射側にセンサパネル25が配置されるISSタイプの放射線検出器19において、特に顕著な効果を得ることができる。

40

【0066】

上記実施形態では、低エネルギー吸収部材20に、深さが一定の凹部20aを設けたが、図11に示すように、周縁部に近づくにしたがって段階的に深さが浅くなる凹部20dや、図12に示すように、周縁部に近づくにしたがって徐々に深さが浅くなる凹部20eを用いてもよい。また、図13に示すように、低エネルギー吸収部材20の一方の面に、周縁部を被覆するようにX線吸収層20fを設けてもよい。X線吸収層20fとしては、X線の低エネルギー成分の吸収に優れた金属層が好ましく、例えば原子番号が20～31程度の金属が該当する。

50

【0067】

また、低エネルギー吸収部材20の凹部20aを天板13側に設けたが、センサパネル25側に設けてもよい。更に、低エネルギー吸収部材20のX線吸収により放射線画像の画質が劣化しない場合には、低エネルギー吸収部材20から凹部を省略してもよい。この場合、凹部内に収容される緩衝材も省略されることになるが、低エネルギー吸収部材20だけでもセンサパネル25の破損を防止することはできる。

【0068】

また、低エネルギー成分吸収部材20により、X線の低エネルギー成分を吸収したが、CMOSセンサの特性劣化がX線の高エネルギー成分によっても生じる場合には、低エネルギー成分吸収部材20によりX線の高エネルギー成分も吸収するようにしてもよい。

10

【0069】

上記CMOSセンサにフレキシブル性を付与するため、CMOSセンサを、プラスチックフィルム上に形成された有機薄膜トランジスタによって構成してもよい。なお、有機薄膜トランジスタについては、「Tsuyoshi Sekitani、「Flexible organic transistors and circuits with extreme bending stability」、Nature Materials 9、平成22年11月7日、p.1015-1022」において詳細に説明されているので、詳しい説明は省略する。

【0070】

また、上記CMOSセンサにフレキシブル性を付与するため、フレキシブル性を有するプラスチック基板上に、単結晶Siによって形成されたフォトダイオード及びトランジスタを配置した構成を用いてもよい。プラスチック基板上へのフォトダイオード及びトランジスタの配置には、例えば、数十ミクロン程度の大きさのデバイスブロックを溶液中で散布し、任意の基板上の必要な位置に配置する技術であるFluidic Self-Assembly(FSA)法を用いることができる。なお、FSA法については、「前澤宏一、「Fluidic Self-Assemblyのための共鳴トンネルデバイスブロック作製技術」、電子情報通信学会技術研究報告 ED, 電子デバイス、社団法人電子情報通信学会、平成20年6月6日、108巻、87号、p.67-71」において詳細に説明されているので、詳しい説明は省略する。

20

【0071】

上記実施形態では、CMOSセンサを例に説明したが、本発明は、CMOSセンサと同じく単結晶の半導体基板を使用しており、X線の照射によって特性劣化が発生するCCDイメージセンサを用いる放射線撮影装置にも適用することができる。また、ISSタイプの放射線検出器を例に説明したが、本発明は、PSSタイプの放射線検出器にも適用可能である。更に、本発明は、光電変換層によってX線を電荷に変換する直接変換型の放射線検出器にも適用が可能である。

30

【0072】

また、放射線検出器をカセットサイズの筐体に組み込む例について説明したが、立位型、臥位型の撮影装置や、マンモグラフィ装置に組み込むことも可能である。また、放射線としてX線を例に説明したが、本発明は、 γ 線など、X線以外の放射線を使用するものでもよい。その他、上記の実施形態で説明した本発明に係る放射線撮影装置の構成は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において適宜変更可能であることは言うまでもない。

40

【符号の説明】

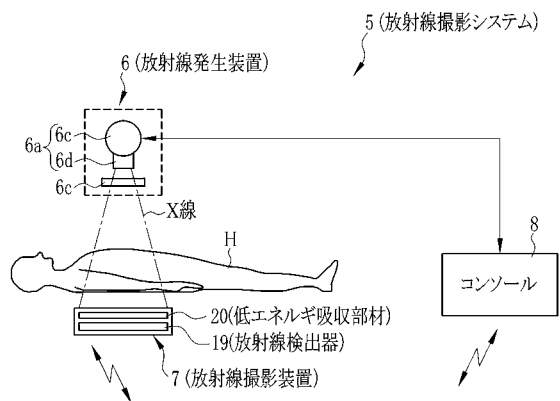
【0073】

- 5 放射線撮影システム
- 6 放射線発生装置
- 6b 線源フィルタ
- 7 放射線撮影装置
- 19 放射線検出器
- 20 低エネルギー吸収部材
- 20a 凹部
- 20b 緩衝材

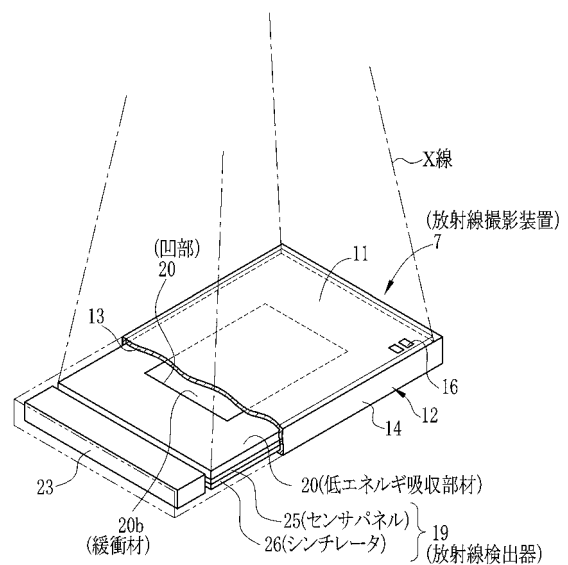
50

- 2 5 センサパネル
- 2 6 シンチレータ
- 3 3 C M O S センサ
- 4 1 信号出力回路
- 3 6 光電変換層

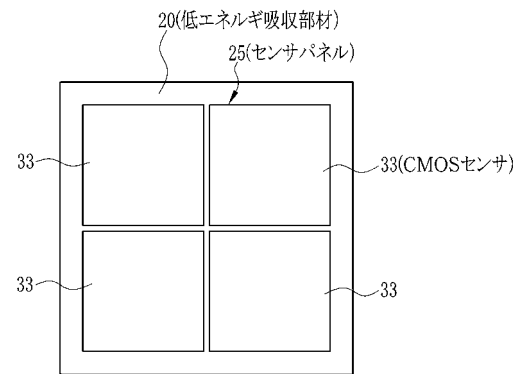
【 図 1 】



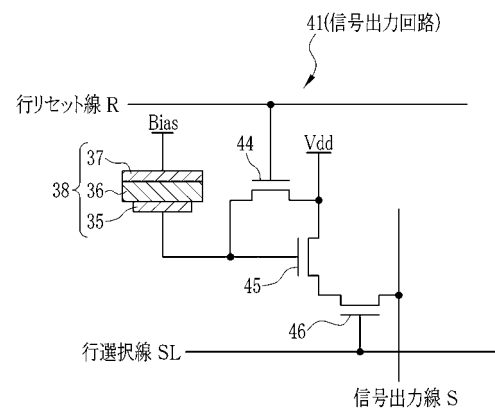
【 図 2 】



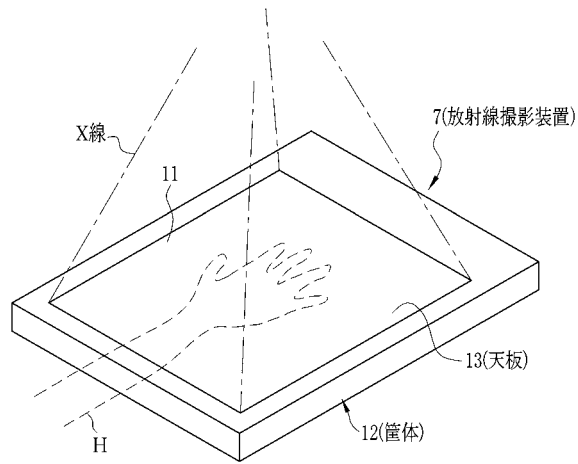
【図 4】



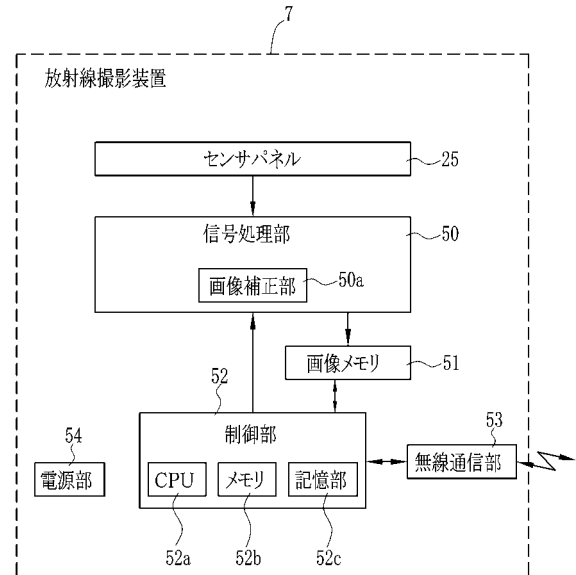
【图 7】



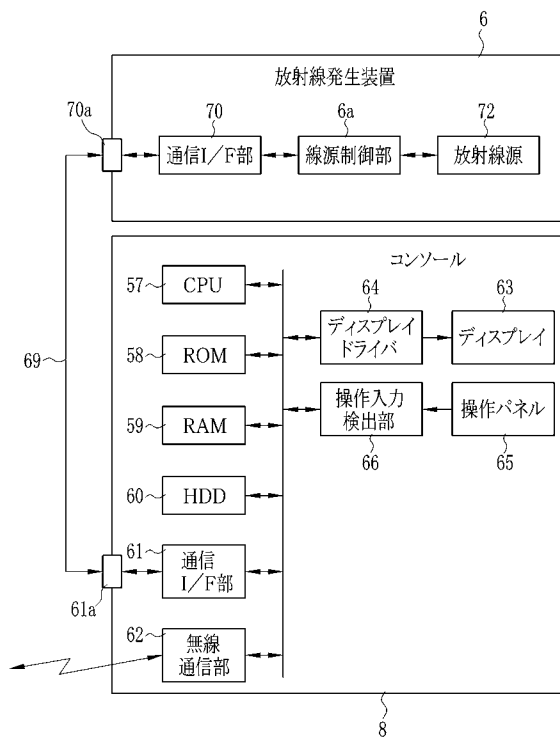
【図 8】



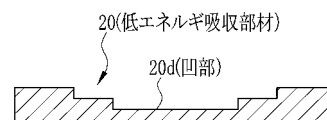
【図 9】



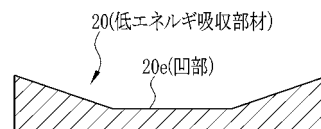
【図 10】



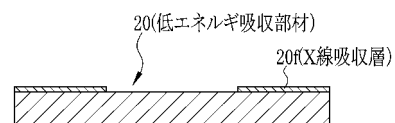
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G088 GG19 JJ05 JJ08 JJ29 JJ30 JJ35 KK20
4C093 AA03 CA38 CA41 EA02 EB05 EB12 EB17 EB20 FA32