

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5676397号  
(P5676397)

(45) 発行日 平成27年2月25日(2015. 2. 25)

(24) 登録日 平成27年1月9日 (2015.1.9)

(51) Int. Cl.

1

**GO 1 T** 7/00 (2006.01)  
**A6 1 B** 6/00 (2006.01)  
**GO 1 T** 1/24 (2006.01)  
**GO 3 B** 42/04 (2006.01)

GO 1 T	7/00	A
A 6 1 B	6/00	300 S
GO 1 T	1/24	
GO 3 B	42/04	A

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-180593 (P2011-180593)
(22) 出願日	平成23年8月22日 (2011. 8. 22)
(65) 公開番号	特開2012-118050 (P2012-118050A)
(43) 公開日	平成24年6月21日 (2012. 6. 21)
審査請求日	平成25年11月20日 (2013. 11. 20)
(31) 優先権主張番号	特願2010-250772 (P2010-250772)
(32) 優先日	平成22年11月9日 (2010. 11. 9)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(73)特許権者 306037311  
富士フィルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74)代理人 100079049  
弁理士 中島 淳  
(74)代理人 100084995  
弁理士 加藤 和詳  
(74)代理人 100099025  
弁理士 福田 浩志  
(72)発明者 野田 和宏  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フィルム株式会社内

審査官 関根 裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

### 【請求項1】

入射する放射線により表わされる放射線画像が撮影可能とされ、放射線画像を撮影するための制御信号の入力及び撮影された放射線画像を示す画像信号を出力するための電極部が設けられた放射線検出器と、

前記電極部に電気的に接続され、前記制御信号又は前記画像信号の少なくとも一方が流れる接続配線と、

有機材料により構成され、前記放射線検出器の前記電極部に前記接続配線を接続した状態で前記放射線検出器及び前記接続配線の前記電極部との接続部分を覆って一体的に封止する保護膜と、

を備えた放射線撮影装置であって、

前記接続配線は、前記制御信号の生成及び前記画像信号に対する信号処理の少なくとも一方を行なう集積回路が設けられたフレキシブルな配線基板とされ、

前記保護膜は、前記配線基板に設けられた前記集積回路部分を覆って封止する放射線撮影装置。

### 【請求項2】

前記有機材料を、パリレン（登録商標）とした請求項1記載の放射線撮影装置。

### 【請求項3】

前記保護膜は、膜厚を 5  $\mu$  m ~ 50  $\mu$  mとした請求項 1 又は請求項 2 記載の放射線撮影装置。

## 【請求項 4】

前記放射線検出器は、バイアス電圧が印加された状態で、入射した放射線を電荷へ直接変換する光導電部と、当該光導電部に前記バイアス電圧を印加するための印加用電極部と、が設けられた直接変換型の放射線検出器であり、

前記保護膜は、前記光導電部に前記バイアス電圧を印加するための印加用接続配線が前記放射線検出器の前記印加用電極部に接続された状態で、前記印加用接続配線と前記印加電極部との接続部分も覆って一体的に封止する請求項 1 ~ 請求項 3 の何れか 1 項記載の放射線撮影装置。

## 【請求項 5】

前記放射線検出器は、バイアス電圧が印加された状態で、入射した放射線を電荷へ直接変換する光導電部と、当該光導電部に前記バイアス電圧を印加するための印加用電極部と、が設けられた直接変換型の放射線検出器であり、

前記保護膜は、前記放射線検出器の前記印加電極部以外の部分を覆って一体的に封止する請求項 1 ~ 請求項 3 の何れか 1 項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、放射線撮影装置に係り、特に、放射線源から射出されて被検者を透過した放射線により示される放射線画像の撮影を行う放射線撮影装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、TFT (Thin Film Transistor) アクティブマトリクス基板上に放射線感応層を配置し、放射線を直接デジタルデータに変換できる FPD (Flat Panel Detector) 等の放射線検出器が実用化されており、この放射線検出器を用いて、照射された放射線により表わされる放射線画像を撮影する放射線撮影装置が実用化されている。この放射線検出器を用いた放射線撮影装置は、従来のイメージングプレートを用いた放射線撮影装置に比べて、即時に画像を確認でき、連続的に放射線画像の撮影を行う透視撮影（動画撮影）も行うことができるといったメリットがある。

## 【0003】

この種の放射線検出器は、種々のタイプのものが提案されており、例えば、放射線をシンチレータで光に変換した後にフォトダイオード等の半導体層で電荷に変換する間接変換方式や、放射線をアモルファスセレン等の半導体層で電荷に変換する直接変換方式等がある。放射線撮影装置では、放射線検出器に蓄積された電荷を電気信号として読み出し、読み出した電気信号をアンプで増幅した後に A / D (アナログ / デジタル) 変換部でデジタルデータに変換している。

## 【0004】

ところで、放射線検出器を保護することを目的として、パリレン（登録商標）などの有機材料でコーティングして放射線検出器を封止する場合がある。例えば、シンチレータとして用いられる CsI (ヨウ化セシウム) は、潮解性がある。このため、特許文献 1、2 には、センサー素子基板にシンチレータを蒸着した後、パリレン（登録商標）などの有機材料で封止することが提案されている。パリレン（登録商標）などの有機材料によるコーティングは、微細な隙間の奥まで均一でピンホールのない保護膜を形成できるため、シンチレータを用いた放射線検出器の封止に使われている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献 1】特開 2000-284053 号公報

【特許文献 2】特開 2004-335870 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

**【0006】**

ところで、放射線検出器には、駆動回路などの外部回路と接続するための電極部が設けられており、電極部に外部回路と接続するためのフレキシブル基板などの接続配線が接続される。

**【0007】**

このため、特許文献1，2に記載のように、放射線検出器を有機材料でコーティングして封止した場合、接続配線を接続するため電極部のコーティングを除く必要がある。

**【0008】**

このように、電極部のコーティングを取り除いた場合、電極部で防湿性が悪化する。このため、電極部に接続配線を接続した後に、放射線検出器の電極部を再度封止する必要があるため手間がかかり、また、再度封止したとしても電極部での防湿性が低下する懸念がある。

10

**【0009】**

本発明は上記事実に鑑みてなされたものであり、電極部を再度封止する手間を省きつつ、電極部での防湿性の低下を抑制した放射線撮影装置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】****【0010】**

上記目的を達成するために、請求項1に記載の放射線撮影装置は、入射する放射線により表わされる放射線画像が撮影可能とされ、放射線画像を撮影するための制御信号の入力及び撮影された放射線画像を示す画像信号を出力するための電極部が設けられた放射線検出器と、前記電極部に電気的に接続され、前記制御信号又は前記画像信号の少なくとも一方が流れる接続配線と、有機材料により構成され、前記放射線検出器の前記電極部に前記接続配線を接続した状態で前記放射線検出器及び前記接続配線の前記電極部との接続部分を覆って一体的に封止する保護膜と、を備えた放射線撮影装置であって、前記接続配線は、前記制御信号の生成及び前記画像信号に対する信号処理の少なくとも一方を行う集積回路が設けられたフレキシブルな配線基板とされ、前記保護膜は、前記配線基板に設けられた前記集積回路部分も覆って封止する。

20

**【0011】**

請求項1によれば、放射線検出器は、入射する放射線により表わされる放射線画像が撮影可能とされており、また、放射線画像を撮影するための制御信号の入力及び撮影された放射線画像を示す画像信号を出力するための電極部が設けられている。この放射線検出器の電極部には接続配線が電気的に接続されており、制御信号又は画像信号の少なくとも一方が接続配線に流れる。なお、接続配線は、制御信号の生成及び画像信号に対する信号処理の少なくとも一方を行う集積回路が設けられたフレキシブルな配線基板とされている。

30

**【0012】**

そして、請求項1によれば、放射線検出器の電極部に接続配線を接続した状態で放射線検出器及び接続配線の電極部との接続部分が保護膜により覆われて一体的に封止されており、保護膜は、配線基板に設けられた集積回路部分も覆って封止している。

**【0013】**

このように、請求項1に記載の発明によれば、放射線検出器の電極部に接続配線を接続した状態で放射線検出器及び接続配線と電極部の接続部分を保護膜で覆って一体的に封止していると共に、保護膜は、配線基板に設けられた集積回路部分も覆って封止しているので、電極部を再度封止する手間を省くことができる。また、接続配線の電極部の接続部分を保護膜で覆って封止しているので、電極部での防湿性の低下を抑制できる。

40

**【0015】**

また、本発明は、請求項2記載の発明のように、前記有機材料を、パリレン（登録商標）とすることが好ましい。

**【0016】**

また、本発明は、請求項3記載の発明のように、前記保護膜の膜厚を5μm～50μmとすることが好ましい。

50

## 【0017】

また、本発明において、前記放射線検出器は、バイアス電圧が印加された状態で、入射した放射線を電荷へ直接変換する光導電部と、当該光導電部に前記バイアス電圧を印加するための印加用電極部と、が設けられた直接変換型の放射線検出器であってもよく、この場合、本発明は、請求項4に記載したように、前記保護膜は、前記光導電部に前記バイアス電圧を印加するための印加用接続配線が前記放射線検出器の前記印加用電極部に接続された状態で、前記印加用接続配線と前記印加電極部との接続部分も覆って一体的に封止するように構成することができる。

## 【0018】

また、本発明において、前記放射線検出器は、バイアス電圧が印加された状態で、入射した放射線を電荷へ直接変換する光導電部と、当該光導電部に前記バイアス電圧を印加するための印加用電極部と、が設けられた直接変換型の放射線検出器であってもよく、この場合、本発明は、請求項5に記載したように、前記保護膜は、前記放射線検出器の前記印加電極部以外の部分を覆って一体的に封止する構成であってもよい。

10

## 【発明の効果】

## 【0019】

本発明によれば、電極部を再度封止する手間を省きつつ、電極部での防湿性の低下を抑制できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0020】

20

【図1】実施の形態に係る電子カセットの内部構成を示す透過斜視図である。

【図2】実施の形態に係る放射線検出器60の構成を模式的に示した断面図である。

【図3】実施の形態に係るTFT基板に形成されたTFT及び蓄積容量の構成が概略的に示した断面図である。

【図4】実施の形態に係る放射線検出器60の構成を示す平面図である。

【図5】実施の形態に係る電子カセット内部の構成を示す断面図である。

【図6】放射線検出器への放射線の表面読取方式と裏面読取方式を説明するための断面側面図である。

【図7】実施の形態に係る保護膜が形成された放射線検出器の断面構成を概略的に示した断面図である。

30

【図8】第1の実施の形態に係る保護膜が形成された放射線検出器のコネクタとフレキシブルケーブルの接続部分の断面構成を示した拡大断面図である。

【図9】フレキシブルケーブルの電極94部分の保護部材を除いた状態を示した拡大断面図である。

【図10】第2の実施の形態に係る保護膜が形成された放射線検出器のコネクタとフレキシブルケーブルの接続部分の断面構成を概略的に示した断面図である。

【図11】第1の実施の形態における保護膜の形成範囲を示す平面図である。

【図12】第2の実施の形態における保護膜の形成範囲を示す平面図である。

【図13】直接変換方式の放射線検出器の概略構成を示す断面図である。

【図14】直接変換方式の放射線検出器における保護膜の形成範囲の一例を示す平面図である。

40

【図15】直接変換方式の放射線検出器における保護膜の形成範囲の他の例を示す平面図である。

【図16】直接変換方式の放射線検出器における保護膜の形成範囲の他の例を示す平面図である。

【図17】直接変換方式の放射線検出器における保護膜の形成範囲の他の例を示す平面図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0021】

以下、図面を参照して、本発明を実施するための形態について詳細に説明する。なお、

50

ここでは、本発明を、可搬型の放射線撮影装置（以下「電子カセッテ」ともいう。）に適用した場合の形態例について説明する。

【0022】

【第1の実施の形態】

図1には、本実施の形態に係る電子カセッテ10の構成が示されている。

【0023】

同図に示すように、電子カセッテ10は、放射線Xを透過させる材料からなる筐体55を備えており、防水性、密閉性を有する構造とされている。電子カセッテ10は、手術室等で使用されるとき、血液やその他の雑菌が付着するおそれがある。そこで、電子カセッテ10を防水性、密閉性を有する構造として、必要に応じて殺菌洗浄することにより、11一つの電子カセッテ10を繰り返し続けて使用することができる。

【0024】

この筐体55の内部に、撮影の際に被検者を透過した放射線Xが照射される筐体55の照射面56側から順に、被検者を透過した放射線Xを検出する放射線検出器60、及び当該放射線検出器60を制御する制御基板22が順に設けられている。照射面56は、放射線検出器60が配置された範囲に対応し、放射線検出器60により放射線画像が撮影される領域が撮影領域56Aとされている。

【0025】

図2には、本実施の形態に係る放射線検出器60の構成を模式的に示した断面図が示されている。

20

【0026】

放射線検出器60は、絶縁性基板64に薄膜トランジスタ（TFT：Thin Film Transistor、以下「TFT」という）70、及び蓄積容量68が形成されたTFTアクティブラトリクス基板（以下、「TFT基板」という）66を備えている。

【0027】

このTFT基板66上には、入射される放射線を光に変換するシンチレータ71が配置される。

【0028】

シンチレータ71としては、例えば、CsI:Tl、GOS(Gd2O2S:Tb)を用いることができる。なお、シンチレータ71は、これらの材料に限られるものではない。シンチレータ71が発する光の波長域は、可視光域（波長360nm～830nm）であることが好ましく、この放射線検出器60によってモノクロ撮像を可能とするためには、緑色の波長域を含んでいることがより好ましい。

30

【0029】

ここで、本実施の形態では、シンチレータ71を、例えば、CsI:Tl等の柱状結晶としている。シンチレータ71は、蒸着基板73にCsI:Tl等の材料を蒸着することによって形成されており、蒸着基板73側に非柱状結晶領域71Aが形成され、先端側（TFT基板66側）に柱状結晶から成る柱状結晶領域71Bが形成されている。

【0030】

このように蒸着によってシンチレータ71を形成する場合、蒸着基板73は、X線の透過率、コストの面からAlの板がよく使用され、蒸着の際のハンドリング性、自重による反り防止、輻射熱による変形等からある程度（数mm程度）の厚みが必要となる。

40

【0031】

シンチレータ71は、柱状結晶領域71B側がTFT基板66と対向するように配置され、TFT基板66に接着されている。

【0032】

絶縁性基板64としては、放射線の吸収が少ないものであれば何れでもよく、例えば、ガラス基板、透明セラミック基板、樹脂基板を用いることができる。なお、絶縁性基板64は、これらの材料に限られるものではない。

【0033】

50

TFT基板66には、シンチレータ71によって変換された光が入射されることにより電荷を発生するセンサ部72が形成されている。本実施の形態に係るTFT基板66では、TFT70とセンサ部72を別な層で重なるように形成している。これにより、センサ部72でのシンチレータ71からの光の受光面積を大きくすることができる。また、TFT基板66には、TFT基板66上を平坦化するための平坦化層67が形成されている。また、TFT基板66とシンチレータ71との間であって、平坦化層67上には、シンチレータ71をTFT基板66に接着するための接着層69が形成されている。

【0034】

センサ部72は、上部電極72A、下部電極72B、及び該上下の電極間に配置された光電変換膜72Cを有している。

10

【0035】

上部電極72A、及び下部電極72BはITO(酸化インジウムスズ)やIZO(酸化亜鉛インジウム)などの光透過性の高い材料を用いて形成しており、光透過性を有する。

【0036】

光電変換膜72Cは、シンチレータ71から発せられた光を吸収し、吸収した光に応じた電荷を発生する。光電変換膜72Cは、光が照射されることにより電荷を発生する材料により形成すればよく、例えば、アモルファスシリコンや有機光電変換材料などにより形成することができる。アモルファスシリコンを含む光電変換膜72Cであれば、幅広い吸収スペクトルを持ち、シンチレータ71による発光を吸収することができる。有機光電変換材料を含む光電変換膜72Cであれば、可視域にシャープな吸収スペクトルを持ち、シンチレータ71による発光以外の電磁波が光電変換膜72Cに吸収されることがほとんどなく、X線等の放射線が光電変換膜72Cで吸収されることによって発生するノイズを効果的に抑制することができる。

20

【0037】

有機光電変換材料としては、例えば、キナクリドン系有機化合物及びフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。例えば、キナクリドンの可視域における吸収ピーク波長は560nmであるため、有機光電変換材料としてキナクリドンを用い、シンチレータ71の材料としてCsI:Tlを用いれば、上記ピーク波長の差を5nm以内にすることが可能となり、光電変換膜72Cで発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。この光電変換膜72Cとして適用可能な有機光電変換材料については、特開2009-32854号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。なお、光電変換膜72Cは、さらにフラー・レン若しくはカーボンナノチューブを含有させて形成してもよい。

30

【0038】

図3には、本実施の形態に係るTFT基板66に形成されたTFT70及び蓄積容量68の構成が概略的に示されている。

【0039】

絶縁性基板64上には、下部電極72Bに対応して、下部電極72Bに移動した電荷を蓄積する蓄積容量68と、蓄積容量68に蓄積された電荷を電気信号に変換して出力するTFT70が形成されている。蓄積容量68及びTFT70の形成された領域は、平面視において下部電極72Bと重なる部分を有しており、このような構成とすることで、各画素部における蓄積容量68及びTFT70とセンサ部72とが厚さ方向で重なりを有することとなり、少なく面積で蓄積容量68及びTFT70とセンサ部72を配置できる。

40

【0040】

蓄積容量68は、絶縁性基板64と下部電極72Bとの間に設けられた絶縁膜65Aを貫通して形成された導電性材料の配線を介して対応する下部電極72Bと電気的に接続されている。これにより、下部電極72Bで捕集された電荷を蓄積容量68に移動させることができる。

【0041】

TFT70は、ゲート電極70A、ゲート絶縁膜65B、及び活性層(チャネル層)70Bが積層され、さらに、活性層70B上にソース電極70Cとドレイン電極70Dが所

50

定の間隔を開けて形成されている。活性層 70B は、例えば、アモルファスシリコンや非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブなどにより形成することができる。なお、活性層 70B を構成する材料は、これらに限定されるものではない。

#### 【0042】

活性層 70B を構成する非晶質酸化物としては、In、Ga 及びZn のうちの少なくとも 1 つを含む酸化物（例えば、In-O 系）が好ましく、In、Ga 及びZn のうちの少なくとも 2 つを含む酸化物（例えば、In-Zn-O 系、In-Ga-O 系、Ga-Zn-O 系）がより好ましく、In、Ga 及びZn を含む酸化物が特に好ましい。In-Ga-Zn-O 系非晶質酸化物としては、結晶状態における組成が  $InGaO_3 (ZnO)_m$  ( $m$  は 6 未満の自然数) で表される非晶質酸化物が好ましく、特に、InGaZnO<sub>4</sub> がより好ましい。なお、活性層 70B を構成可能な非晶質酸化物は、これらに限定されるものではない。10

#### 【0043】

活性層 70B を構成可能な有機半導体材料としては、フタロシアニン化合物や、ペンタセン、バナジルフタロシアニン等を挙げることができるがこれらに限定されるものではない。なお、フタロシアニン化合物の構成については、特開 2009-212389 号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

#### 【0044】

TFT70 の活性層 70B を非晶質酸化物や有機半導体材料、カーボンナノチューブで形成したものとすれば、X 線等の放射線を吸收せず、あるいは吸収したとしても極めて微量に留まるため、ノイズの発生を効果的に抑制することができる。20

#### 【0045】

また、活性層 70B をカーボンナノチューブで形成した場合、TFT70 のスイッチング速度を高速化することができ、また、可視光域での光の吸収度合の低い TFT70 を形成できる。なお、カーボンナノチューブで活性層 70B を形成する場合、活性層 70B に極微量の金属性不純物が混入するだけで、TFT70 の性能は著しく低下するため、遠心分離などにより極めて高純度のカーボンナノチューブを分離・抽出して形成する必要がある。

#### 【0046】

ここで、TFT70 の活性層 70B を構成する非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブや、光電変換膜 72C を構成する有機光電変換材料は、いずれも低温での成膜が可能である。従って、絶縁性基板 64 としては、石英基板、及びガラス基板等の耐熱性の高い基板に限定されず、プラスチック等の可撓性基板、アラミド、バイオナノファイバを用いることもできる。具体的には、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエスチル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルスルホン、ポリアリレート、ポリイミド、ポリシクロオレフィン、ノルボルネン樹脂、ポリ(クロロトリフルオロエチレン) 等の可撓性基板を用いることができる。このようなプラスチック製の可撓性基板を用いれば、軽量化を図ることもでき、例えば、持ち運び等に有利となる。なお、絶縁性基板 64 には、絶縁性を確保するための絶縁層、水分や酸素の透過を防止するためのガスバリア層、平坦性あるいは電極等との密着性を向上するためのアンダーコート層等を設けてもよい。30

#### 【0047】

アラミドは、200 度以上の高温プロセスを適用するために、透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、ハンダのリフロー工程を含むドライバ IC の自動実装にも対応できる。また、アラミドは、ITO (indium tin oxide) やガラス基板と熱膨張係数が近いため、製造後の反りが少なく、割れにくい。また、アラミドは、ガラス基板等と比べて薄く基板を形成できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドを積層して絶縁性基板 64 を形成してもよい。40

#### 【0048】

バイオナノファイバは、バクテリア(酢酸菌、Acetobacter Xylinum)が産出するセルロ

50

ースミクロフィブリル束（バクテリアセルロース）と透明樹脂との複合したものである。セルロースミクロフィブリル束は、幅 50 nm と可視光波長に対して 1 / 10 のサイズで、かつ、高強度、高弾性、低熱膨である。バクテリアセルロースにアクリル樹脂、エポキシ樹脂等の透明樹脂を含浸・硬化させることで、繊維を 60 - 70 % も含有しながら、波長 500 nm で約 90 % の光透過率を示すバイオナノファイバが得られる。バイオナノファイバは、シリコン結晶に匹敵する低い熱膨張係数（3 - 7 ppm）を有し、鋼鉄並の強度（460 MPa）、高弾性（30 GPa）で、かつフレキシブルであることから、ガラス基板等と比べて薄く絶縁性基板 64 を形成できる。

【0049】

図 4 には、本実施の形態に係る放射線検出器 60 の構成を示す平面図が示されている。

10

【0050】

TFT 基板 66 には、上述のセンサ部 72、蓄積容量 68、TFT 70 と、を含んで構成される画素 74 が一定方向（図 4 の行方向）及び一定方向に対する交差方向（図 4 の列方向）に 2 次元状に複数設けられている。

【0051】

また、TFT 基板 66 には、一定方向（行方向）に延設され各 TFT 70 をオン・オフさせるための複数本のゲート配線 76 と、交差方向（列方向）に延設されオン状態の TFT 70 を介して電荷を読み出すための複数本のデータ配線 78 が設けられている。

【0052】

放射線検出器 60 は、平板状で平面視において外縁に 4 辺を有する四辺形状をしている。具体的には矩形状に形成されている。

20

【0053】

本実施の形態に係る放射線検出器 60 は、図 2 に示すように、このような TFT 基板 66 の表面にシンチレータ 71 が貼り付けられて形成される。

【0054】

シンチレータ 71 は、照射された X 線や γ 線などの放射線 X を光に変換する。センサ部 72 は、シンチレータ 71 から照射された光を受けて電荷を蓄積する。

【0055】

そして、各データ配線 78 には、データ配線 78 に接続された何れかの TFT 70 が ON されることによりセンサ部 72 に蓄積された電荷量に応じて放射線画像を示す電気信号（画像信号）が流れようになっている。

30

【0056】

放射線検出器 60 のデータ配線 78 方向の一端側には、結線用のコネクタ 38 が複数個並んで設けられ、ゲート配線 76 方向の一端側には、コネクタ 40 が複数個並んで設けられている。そして、各データ配線 78 は所定本ずつコネクタ 38 に接続され、各ゲート配線 76 は所定本ずつコネクタ 40 に接続されている。

【0057】

これらコネクタ 38 には、フレキシブルケーブル 42 の一端が電気的に接続されている。また、コネクタ 40 には、フレキシブルケーブル 44 の一端が電気的に接続されている。

40

【0058】

そして、これらフレキシブルケーブル 42 及びフレキシブルケーブル 44 は、制御基板 22 に電気的に接続される。

【0059】

制御基板 22 には、放射線検出器 60 による撮影動作の制御、及び各データ配線 78 に流れる電気信号に対する信号処理の制御を行う制御部 46 が設けられ、制御部 46 は、信号検出回路 48 と、スキャン信号制御回路 50 と、を備えている。

【0060】

信号検出回路 48 には、複数個のコネクタ 52 が設けられており、これらのコネクタ 52 に、上述したフレキシブルケーブル 42 の他端が電気的に接続されている。信号検出回

50

路48は、データ配線78毎に、入力される電気信号を増幅する増幅回路を内蔵している。この構成により、信号検出回路48は、各データ配線78より入力される電気信号を増幅回路により増幅して検出することで、画像を構成する各画素の情報として、各センサ部72に蓄積された電荷量を検出する。

【0061】

一方、スキャン信号制御回路50には、複数個のコネクタ54が設けられており、これらのコネクタ54に、上述したフレキシブルケーブル44の他端が電気的に接続されており、スキャン信号制御回路50が各ゲート配線76にTFT70をON/OFFするための制御信号を出力可能とされている。

【0062】

図5には、本実施の形態に係る電子カセット10内部の構成を示す断面図が示されている。

【0063】

電子カセット10の筐体55は、フロントパネル57と、バックパネル58により構成されている。フロントパネル57は、撮影面56を構成する天板57Aと、天板57Aを保持する保持部57Bにより構成されている。

【0064】

放射線検出器60は、筐体55の天板57A部分の放射線Xが入射する面の反対側の面にTFT基板66側が対向するように配置されている。

【0065】

ここで、放射線検出器60は、図6に示すように、シンチレータ71が形成された側から放射線が照射されて、当該放射線の入射面の裏面側に設けられたTFT基板66により放射線画像を読み取る、いわゆる裏面読取方式（所謂PSS（Penetration Side Sampling）方式）とされた場合、シンチレータ71の同図上面側（TFT基板66の反対側）により強く発光し、TFT基板66側から放射線が照射されて、当該放射線の入射面の表面側に設けられたTFT基板66により放射線画像を読み取る、いわゆる表面読取方式（所謂ISS（Irradiation Side Sampling）方式）とされた場合、TFT基板66を透過した放射線がシンチレータ71に入射してシンチレータ71のTFT基板66側がより強く発光する。TFT基板66に設けられた各センサ部72には、シンチレータ71で発生した光により電荷が発生する。このため、放射線検出器60は、表面読取方式とされた場合の方が裏面読取方式とされた場合よりもTFT基板66に対するシンチレータ71の発光位置が近いため、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高い。

【0066】

本実施の形態では、図5に示すように、電子カセット10内部に、撮影面56から入射する放射線Xに対して表面読取方式となるように放射線検出器60が配置されている。

【0067】

放射線画像の撮影を行う場合、放射線検出器60には被検者を透過した放射線Xが照射される。照射された放射線Xはシンチレータ71で光に変換され、センサ部72に照射される。センサ部72は、シンチレータ71から照射された光を受けて電荷を蓄積する。

【0068】

画像読出時には、スキャン信号制御回路50から放射線検出器60のTFT70のゲート電極にゲート配線76を介して順次ON信号(+10~20V)が印加される。これにより、放射線検出器60のTFT70が順次ONされることによりセンサ部72に蓄積された電荷量に応じた電気信号がデータ配線78に流れ出す。信号検出回路48は、放射線検出器60のデータ配線78に流れ出した電気信号に基づいて各センサ部72に蓄積された電荷量を、画像を構成する各画素の情報として検出する。これにより、放射線検出器60に照射された放射線により示される画像を示す画像情報を得る。

【0069】

次に、本実施の形態に係る放射線検出器60の封止について説明する。

【0070】

10

20

30

40

50

図7には、放射線検出器60の断面構成を概略的に示されている。また、図8には、第1の実施の形態に係る放射線検出器60のコネクタ38とフレキシブルケーブル42の接続部分の断面構成が示されている。なお、放射線検出器60のコネクタ40とフレキシブルケーブル44の接続部分についても同様の構成であるため、対応する箇所にコネクタ40及びフレキシブルケーブル44の符号を括弧で付して説明する。

#### 【0071】

放射線検出器60は、蒸着基板73にC<sub>s</sub>I:T<sub>1</sub>等の材料を蒸着させて形成されたC<sub>s</sub>I:T<sub>1</sub>の柱状結晶によるシンチレータ71を、柱状結晶領域71B側をTFT基板66に対向させるようにしてTFT基板66に接着している。

#### 【0072】

TFT基板66のコネクタ38(40)には、電極90A上に異方性導電フィルム(ACF(Anisotropic Conductive Film))90Bが設けられている。TFT基板66のコネクタ38には、フレキシブルケーブル42の一端の電極92が接続され、コネクタ40にフレキシブルケーブル44の一端の電極92が接続される。

#### 【0073】

このフレキシブルケーブル42、44の制御基板22に接続される他端側の電極94には、剥離可能な保護部材を設けている。本実施の形態では、PET(ポリエチレンテレフタレート)などの樹脂によるカバー96で覆った後にマスキングテープ97で覆っている。

#### 【0074】

本実施の形態に係る放射線検出器60は、このようにコネクタ38、40にフレキシブルケーブル42、44を接続した状態で放射線検出器60、及びフレキシブルケーブル42、44を一体的に覆うように保護膜100を形成する。

#### 【0075】

保護膜100は、ポリパラキシリレン樹脂(例えば、パリレン(登録商標))等の大気中の水分に対してバリア性を有する有機材料が用いられ、熱CVD(Chemical vapor deposition)法等の気相重合などにより形成される。なお、保護膜100は、有機膜と無機膜の積層構造を用いることもでき、無機膜の材料としては、例えば、窒化珪素(SiNx)膜、酸化珪素(SiOx)膜、酸窒化珪素(SiOxNy)膜、Al2O3等が好適である。

#### 【0076】

保護膜100の膜厚は、5~50μm程度が好ましく、さらに10~30μm程度であることがより好ましい。膜厚が、5μm未満であると、防湿効果を発揮されず、50μmを超えると、フレキシブルケーブル42、44の柔軟性が確保できなくなる。

#### 【0077】

このように、放射線検出器60にフレキシブルケーブル42、44を接続した状態で保護膜100を形成することにより、コネクタ38、40部分での防湿性が悪化を防止できる。また、一度の封止処理で、放射線検出器60と共に、コネクタ38、40とフレキシブルケーブル42、44の接続部分も保護することができる。

#### 【0078】

フレキシブルケーブル42、44は、制御基板22に接続する場合、マスキングテープ97及びカバー96が除去される。これにより、図9に示すように、フレキシブルケーブル42、44は、マスキングテープ97と共に保護膜100が取り除かれて電極94部分が露出するため、接続端子部分を制御基板22と接続させた際に保護膜100によって絶縁されることを防止できる(図11も参照)。

#### 【0079】

以上のように、本実施の形態によれば、放射線検出器60のコネクタ38、40にフレキシブルケーブル42、44を接続した状態で放射線検出器60及びフレキシブルケーブル42、44とコネクタ38、40の接続部分を保護膜100で覆って一体的に封止しているので、コネクタ38、40を再度封止する手間を省きつつ、コネクタ38、40での

10

20

30

40

50

防湿性の低下を抑制できる。

【0080】

[第2の実施の形態]

次に、第2の実施の形態について説明する。

【0081】

第2の実施の形態に係る電子カセット10の構成、TFT基板66の構成は、上記第1の実施の形態(図1～図3参照)と同一であるので、ここでの説明は省略する。

【0082】

図10には第2の実施の形態に係る放射線検出器60のコネクタ38とフレキシブルケーブル42の接続部分の断面構成が示されている。なお、放射線検出器60のコネクタ40とフレキシブルケーブル44の接続部分についても同様の構成であるため、対応する箇所にコネクタ40及びフレキシブルケーブル44の符号を括弧で付して説明する。  
10

【0083】

本実施の形態では、フレキシブルケーブル42、44をそれぞれフレキシブルな配線基板とする。また、信号検出回路48及びスキャン信号制御回路50をそれぞれ集積回路化し、信号検出回路48として機能するアンプIC(Integrated Circuit)102をフレキシブルケーブル42にTCP(Tape Carrier Package)実装させ、スキャン信号制御回路50として機能するゲートIC104をフレキシブルケーブル44にTCP実装させる。

【0084】

そして、本実施の形態に係る放射線検出器60は、コネクタ38、40にフレキシブルケーブル42、44を接続した状態で放射線検出器60、及びフレキシブルケーブル42、44を一体的に覆うように保護膜100を形成する。  
20

【0085】

これにより、フレキシブルケーブル42、44に実装されたアンプIC102及びゲートIC104も一体的に保護膜100で封止できる(図12も参照)。

【0086】

以上のように、本実施の形態よれば、フレキシブルケーブル42、44にアンプIC102及びゲートIC104を実装させ、アンプIC102及びゲートIC104も一体的に保護膜100で封止することにより、アンプIC102及びゲートIC104も一体的に保護でき、また、アンプIC102及びゲートIC104に外部からノイズが入ることを防止できる。  
30

【0087】

以上、本発明を第1、第2の実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記各実施の形態に記載の範囲には限定されない。発明の要旨を逸脱しない範囲で上記各実施の形態に多様な変更または改良を加えることができ、当該変更または改良を加えた形態も本発明の技術的範囲に含まれる。

【0088】

また、上記の実施の形態は、クレーム(請求項)にかかる発明を限定するものではなく、また実施の形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが発明の解決手段に必須であるとは限らない。前述した実施の形態には種々の段階の発明が含まれてあり、開示される複数の構成要件における適宜の組み合わせにより種々の発明を抽出できる。実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、効果が得られる限りにおいて、この幾つかの構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。  
40

【0089】

例えば、上記各実施の形態では、可搬型の放射線撮影装置である電子カセット10に本発明を適応した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、据置型の放射線撮影装置に適用してもよい。

【0090】

また、上記各実施の形態では、放射線検出器60のコネクタ38、40にフレキシブルケーブル42、44を接続した状態でパリレン(登録商標)等により1回封止を行う場合  
50

について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、蒸着基板73に蒸着によりC<sub>5</sub>I:T<sub>1</sub>の柱状結晶を形成したシンチレータ71全体に保護膜を形成して一度封止を行い、保護膜が形成されたシンチレータ71とTFT基板66を接着し、TFT基板66のコネクタ38、40にフレキシブルケーブル42、44を接続した状態でパリレン（登録商標）等により封止を行うものとしてもよい。シンチレータ71の防湿性を高めるため、保護膜100の膜厚を厚くした場合、フレキシブルケーブル42、44の柔軟性が確保できなくなるが、シンチレータ71を個別に封止することにより、フレキシブルケーブル42、44の柔軟性を確保しつつ、シンチレータ71の防湿性を高めることができる。

## 【0091】

10

また、上記各実施の形態では、間接変換方式の放射線検出器60に本発明を適用した場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、アモルファスセレン等を用いた光導電層により、放射線を電荷へ直接変換して蓄積する直接変換方式の放射線検出器に本発明を適用してもよい。

## 【0092】

直接変換方式の放射線検出器120の一例を図13に示す。この放射線検出器120では、入射される放射線を電荷に変換する光導電層122がTFT基板124上に形成されている。光導電層122としては、アモルファスSe、Bi<sub>12</sub>MO<sub>20</sub>(M:Ti、Si、Ge)、Bi<sub>4</sub>M<sub>3</sub>O<sub>12</sub>(M:Ti、Si、Ge)、Bi<sub>2</sub>O<sub>3</sub>、BiMO<sub>4</sub>(M:Nb、Ta、V)、Bi<sub>2</sub>WO<sub>6</sub>、Bi<sub>24</sub>B<sub>2</sub>O<sub>39</sub>、ZnO、ZnS、ZnSe、ZnTe、Mn<sub>2</sub>WO<sub>3</sub>(M:Li、Na、K)、PbO、HgI<sub>2</sub>、PbI<sub>2</sub>、CdS、CdSe、CdTe、BiI<sub>3</sub>、GaAs等のうち少なくとも1つを主成分とする化合物などが用いられるが、暗抵抗が高く、照射された放射線に対して良好な光導電性を示し、真空蒸着法により低温で大面積成膜が可能な非晶質(アモルファス)材料が好適である。

20

## 【0093】

光導電層122上には、光導電層122の表面側に形成され、光導電層122にバイアス電圧を印加するためのバイアス電極126が形成される。またTFT基板124には、間接変換方式の放射線検出器60と同様に、光導電層122で発生した電荷を収集する電荷収集電極128が形成されている。一方、直接変換方式の放射線検出パネルのTFT基板124は、各電荷収集電極128で収集された電荷を蓄積する電荷蓄積容量130が設けられている。各電荷蓄積容量130に蓄積された電荷はスイッチング素子132がオンされることで読み出される。

30

## 【0094】

また、一例として図14に示すように、直接変換方式の放射線検出器120には、バイアス電極126と電気的に接続された印加用電極部134が設けられる。この印加用電極部134には、印加用接続配線136の一端部が、導電性を有する接着剤等によって接着される。また、印加用接続配線136の他端部には電極138が形成され、電極138は、バイアス電圧を発生させる電圧発生部140に設けられたコネクタ142に接続される。

40

## 【0095】

放射線検出器120における保護膜100の形成は、印加用接続配線136の一端部を印加用電極部134に接着し、印加用接続配線136の電極138をカバー96及びマスキングテープ97で覆った状態で、これらを保護膜100で一体的に覆うように行う。これにより、印加用電極部134の防湿性が低下することを抑制できる。また、一度の封止処理で、放射線検出器120、コネクタ38,40とフレキシブルケーブル42,44の接続部分に加えて、印加用電極部134と印加用接続配線136との接続部分も保護することができる。

## 【0096】

なお、印加用接続配線136の電極138を覆うカバー96及びマスキングテープ97は、保護膜100が形成された後で除去され、その後、電極138は電圧発生部140に

50

設けられたコネクタ 142 に接続される。そして、電極 138 とコネクタ 142 との接続部分は、絶縁性の封止剤によって封止することができる。

【0097】

また図 14 には、放射線検出器 120 として、第 1 の実施の形態に係る放射線検出器 60 と同様に、フレキシブルケーブル 42, 44 を介して制御基板 22 に電気的に接続される構成を示したが、これに限定されるものではなく、図 15 に示す構成でもよい。図 15 に示す放射線検出器 120 は、第 2 の実施の形態と同様に、フレキシブルケーブル 42, 44 を各々フレキシブルな配線基板とし、フレキシブルケーブル 42 にアンプ IC 102 を、フレキシブルケーブル 44 にゲート IC 104 を各々 T C P 実装させている。

【0098】

この態様における保護膜 100 の形成についても、印加用接続配線 136 の一端部を印加用電極部 134 に接着し、印加用接続配線 136 の電極 138 をカバー 96 及びマスキングテープ 97 で覆った状態で、これらを保護膜 100 で一体的に覆うようを行う。これにより、印加用電極部 134 の防湿性が悪化することを防止できる。また、一度の封止処理で、放射線検出器 120 、コネクタ 38, 40 とフレキシブルケーブル 42, 44 の接続部分に加えて、印加用電極部 134 と印加用接続配線 136 との接続部分も保護することができる。

【0099】

また、保護膜 100 の形成は、図 14, 15 に示す態様のように、印加用接続配線 136 の一端部を印加用電極部 134 に接着した状態で行うことに限られるものではない。図 16, 17 には、放射線検出器 120 、コネクタ 38, 40 及びフレキシブルケーブル 42, 44 を保護膜 100 で封止した後に、一端部が電圧発生部 140 に接続された印加用接続配線 144 の他端部が印加用電極部 134 に接着される態様を示す。この態様では、印加用電極部 134 をカバー 96 及びマスキングテープ 97 で覆った状態で保護膜 100 の形成が行われ、保護膜 100 が形成された後で印加用電極部 134 を覆うカバー 96 及びマスキングテープ 97 が除去される。その後、導電性を有する接着剤等によって印加用接続配線 144 の他端部が印加用電極部 134 に接着され、印加用接続配線 144 と印加用電極部 134 との接続部分が絶縁性の封止剤によって封止される。

【0100】

また、上記各実施の形態では、放射線として X 線を検出することにより放射線画像を撮影する放射線撮影装置に本発明を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、検出対象とする放射線は、X 線の他、ガンマ線、粒子線等いずれであってもよい。

【0101】

また、上記各実施の形態では、制御基板 22 を 1 つで形成した場合について説明したが、本発明はかかる実施の形態に限定されるものではなく、制御基板 22 が機能毎に複数に分かれてもよい。さらに、制御基板 22 を、放射線検出器 60 と垂直方向（筐体 55 の厚み方向）に並んで配置する場合を説明したが、放射線検出器 60 と水平方向に並んで配置するようにしてもよい。

【0102】

その他、上記各実施の形態で説明した構成は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な部分を削除したり、新たな部分を追加したり、接続状態等を変更したりすることができることは言うまでもない。

【符号の説明】

【0103】

- 10 電子カセット
- 38 コネクタ（電極部）
- 40 コネクタ（電極部）
- 42 フレキシブルケーブル（接続配線）
- 44 フレキシブルケーブル（接続配線）

10

20

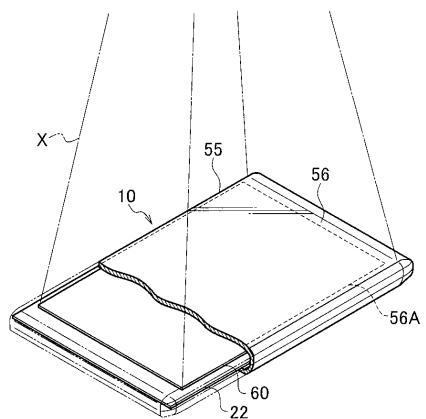
30

40

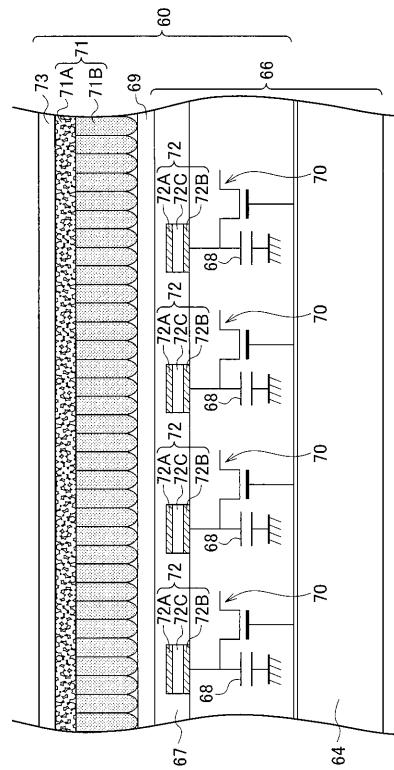
50

60 放射線検出器  
 100 保護膜  
 102 アンプ I C  
 104 ゲート I C

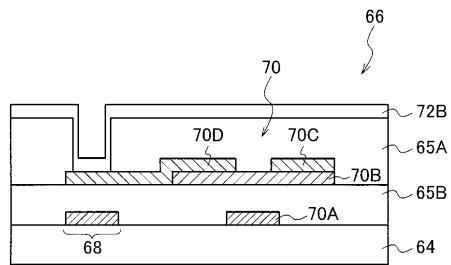
【図1】



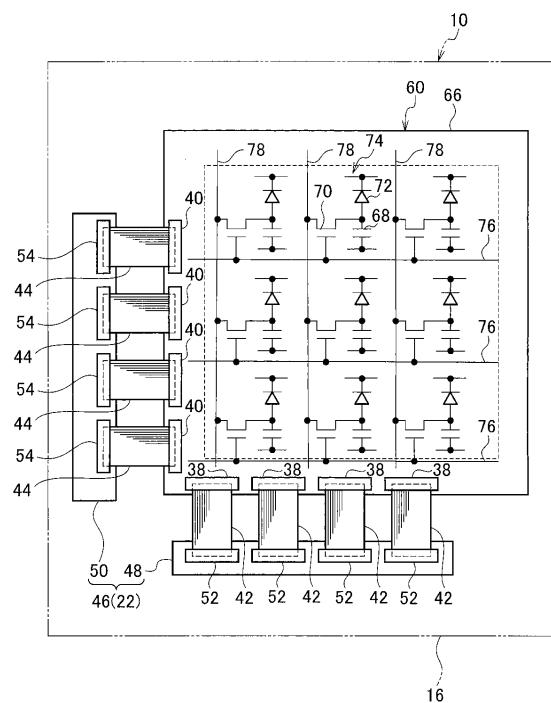
【図2】



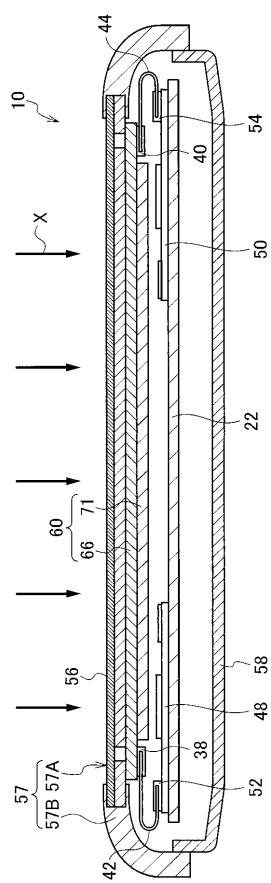
【図3】



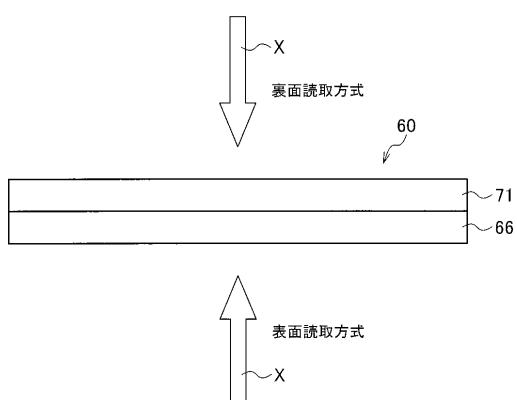
【図4】



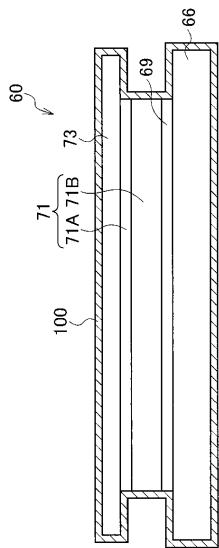
【図5】



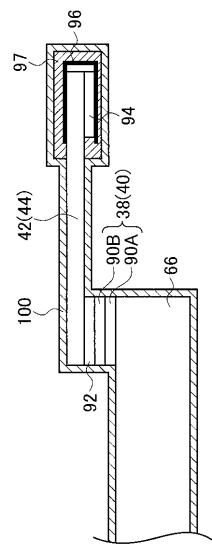
【図6】



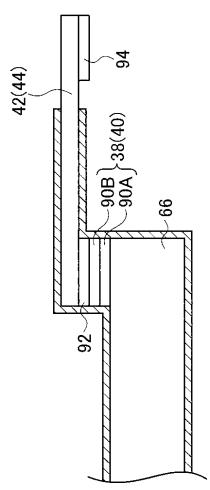
【図7】



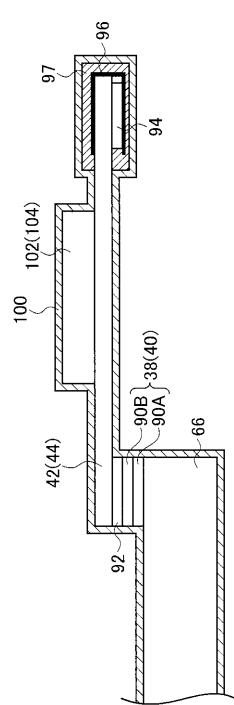
【図8】



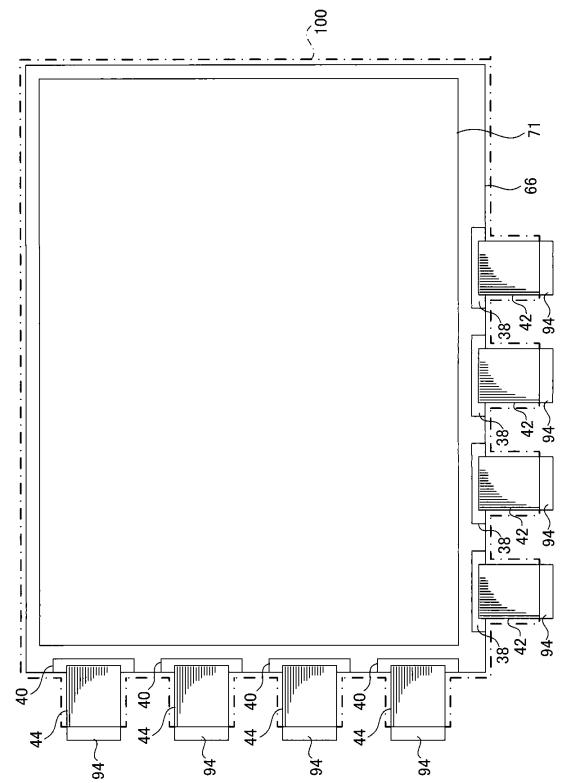
【図9】



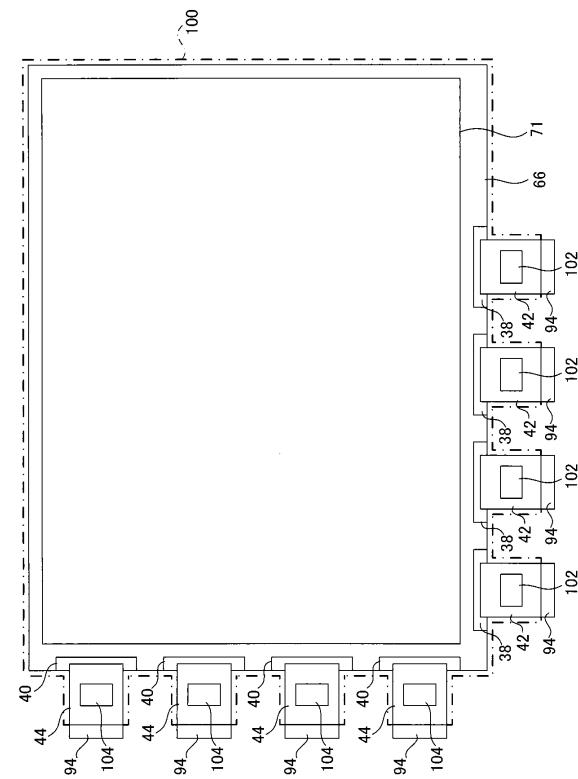
【図10】



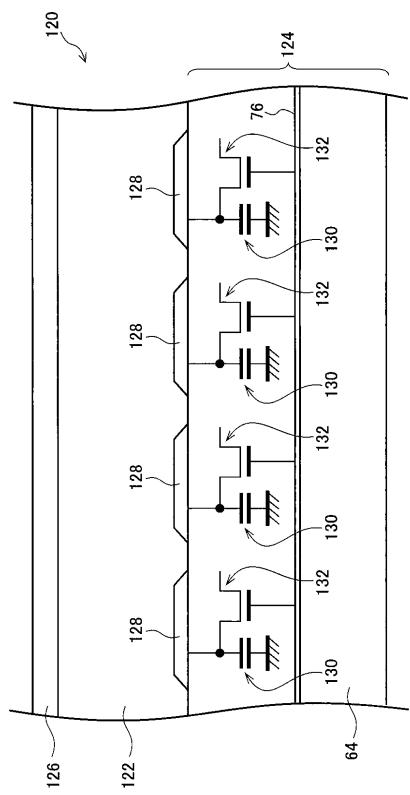
【図11】



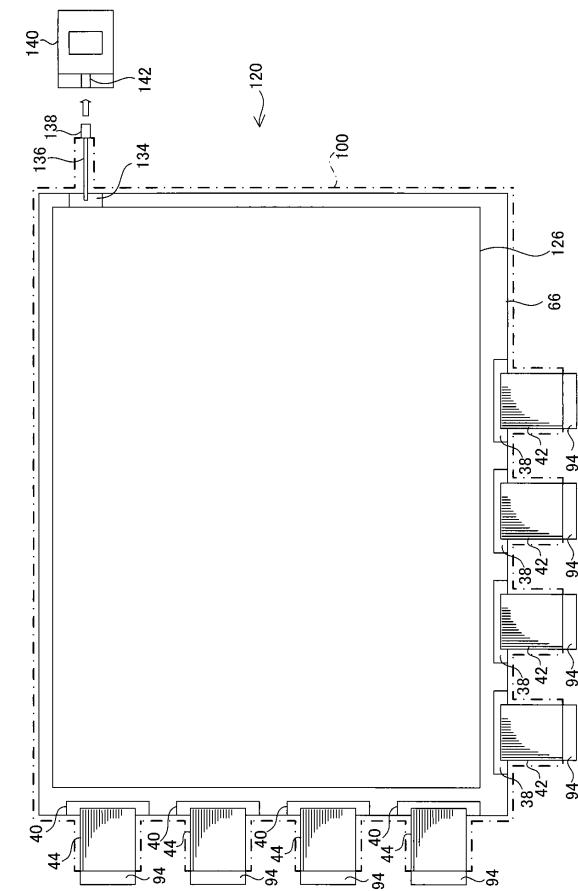
【図12】



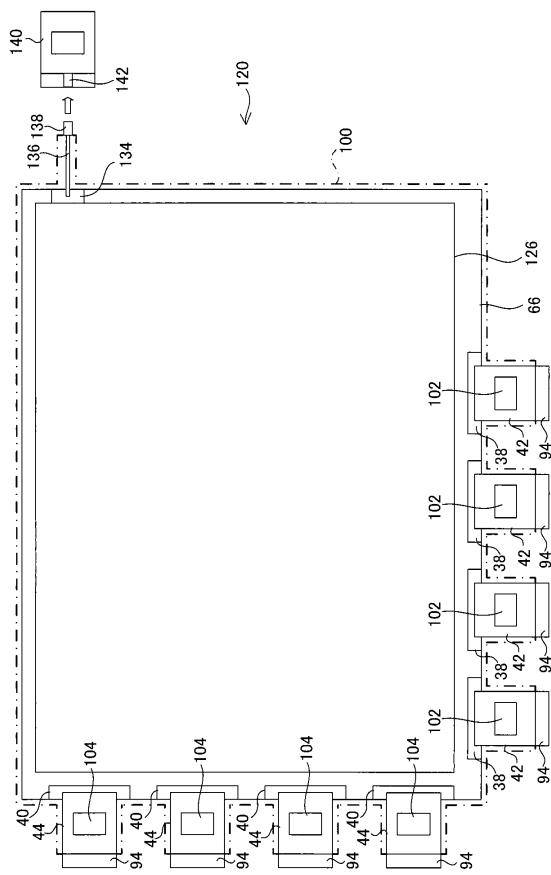
【図13】



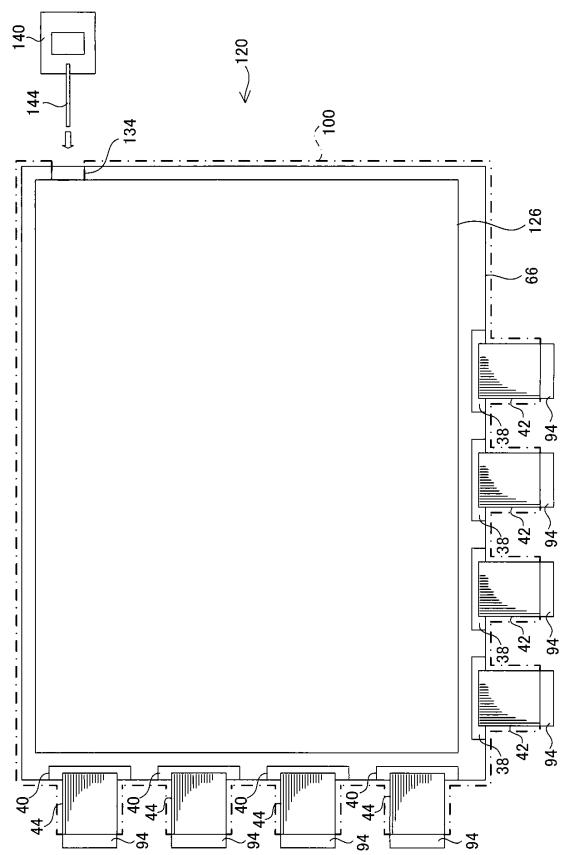
【図14】



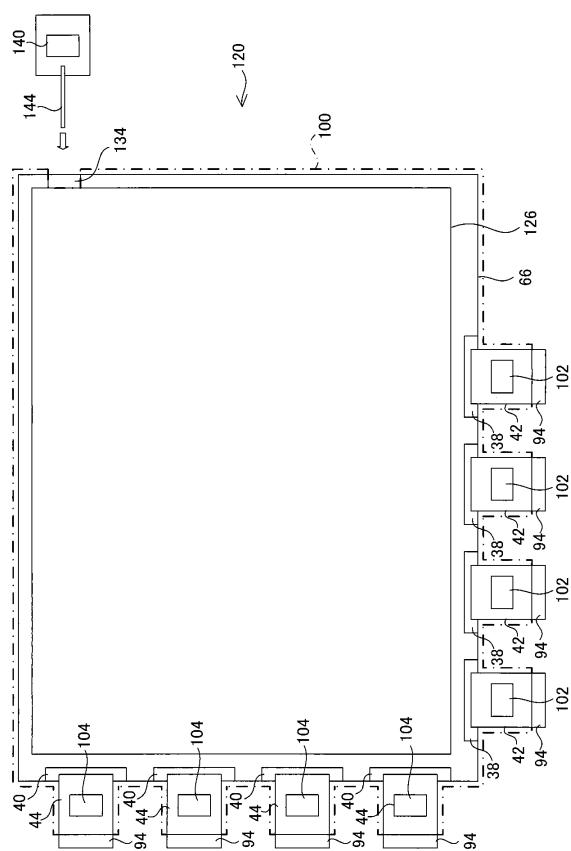
### 【図15】



【図16】



【図17】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2001-509317(JP,A)  
特開2004-335870(JP,A)  
特開2009-031159(JP,A)  
特開2009-162586(JP,A)  
特開2012-002700(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 01 T	1 / 0 0	-	1 / 1 6
G 01 T	1 / 1 6 7	-	7 / 1 2
G 03 B	4 2 / 0 4		
A 6 1 B	6 / 0 0		