

(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.

F 1

GO 1 T 7/00 (2006. 01)
 A 6 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 3 0 0 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 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
 富士フイルム株式会社内
 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、

前記電極部に電氣的に接続され、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 μm ~ 50 μm 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】

本発明は上記事実を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、前記電極部に電氣的に接続され、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氣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5 μm ~ 50 μm とすることが好ましい。

50

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

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】

【 0 0 2 0 】

【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 T F T 基板に形成された T F T 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。

【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。

【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】

【 0 0 2 1 】

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、

10

20

30

40

50

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

【 0 0 2 2 】

〔 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ト 1 0 の構成が示されている。

【 0 0 2 3 】

同図に示すように、電子カセット 1 0 は、放射線 X を透過させる材料からなる筐体 5 5 を備えており、防水性、密閉性を有する構造とされている。電子カセット 1 0 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、電子カセット 1 0 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、1 10

【 0 0 2 4 】

この筐体 5 5 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 5 5 の照射面 5 6 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 6 0、及び当該放射線検出器 6 0 を制御する制御基板 2 2 が順に設けられている。照射面 5 6 は、放射線検出器 6 0 が配置された範囲に対応し、放射線検出器 6 0 により放射線画像が撮影される領域が撮影領域 5 6 A とされている。

【 0 0 2 5 】

図 2 には、本実施の形態に係る放射線検出器 6 0 の構成を模式的に示した断面図が示されている。 20

【 0 0 2 6 】

放射線検出器 6 0 は、絶縁性基板 6 4 に薄膜トランジスタ（TFT：Thin Film Transistor、以下「TFT」という）7 0、及び蓄積容量 6 8 が形成された TFT アクティブマトリクス基板（以下、「TFT 基板」という）6 6 を備えている。

【 0 0 2 7 】

この TFT 基板 6 6 上には、入射される放射線を光に変換するシンチレータ 7 1 が配置される。

【 0 0 2 8 】

シンチレータ 7 1 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 7 1 は、これらの材料に限られるものではない 30。シンチレータ 7 1 が発する光の波長域は、可視光域（波長 360 nm～830 nm）であることが好ましく、この放射線検出器 6 0 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。

【 0 0 2 9 】

ここで、本実施の形態では、シンチレータ 7 1 を、例えば、CsI：Tl 等の柱状結晶としている。シンチレータ 7 1 は、蒸着基板 7 3 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 7 3 側に非柱状結晶領域 7 1 A が形成され、先端側（TFT 基板 6 6 側）に柱状結晶から成る柱状結晶領域 7 1 B が形成されいる。

【 0 0 3 0 】

このように蒸着によってシンチレータ 7 1 を形成する場合、蒸着基板 7 3 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

【 0 0 3 1 】

シンチレータ 7 1 は、柱状結晶領域 7 1 B 側が TFT 基板 6 6 と対向するように配置され、TFT 基板 6 6 に接着されている。

【 0 0 3 2 】

絶縁性基板 6 4 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 6 4 は、これらの材料に限られるものではない。

【 0 0 3 3 】

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。

【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。

【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。

【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。

【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と電氣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

10

20

30

40

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 $\text{InGaO}_3(\text{ZnO})_m$ （ 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_4 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 線等の放射線を吸収せず、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、ポリブチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、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

40

【0047】

アラミドは、200 度以上の高温プロセスを適用できるように、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ので、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。

【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50nm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500nm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（3-7ppm）を有し、鋼鉄並の強度（460MPa）、高弾性（30GPa）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、TFT70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TFT70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TFT70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TFT70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）が流れるようになっている。

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の一端が電氣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の一端が電氣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に電氣的に接続される。

【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の他端が電氣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の他端が電氣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）でより強く発光し、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の発光位置が近いと、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 CsI : Tl 等の材料を蒸着させて形成された CsI : Tl 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 ~ 50 μm 程度が好ましく、さらに 10 ~ 30 μm 程度であることがより好ましい。膜厚が、5 μm 未満であると、防湿効果を発揮されず、50 μm 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ため、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。

【 0 0 8 0 】

[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。

【 0 0 8 1 】

第 2 の実施の形態に係る電子カセット 1 0 の構成、T F T 基板 6 6 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。

【 0 0 8 2 】

図 1 0 には第 2 の実施の形態に係る放射線検出器 6 0 のコネクタ 3 8 とフレキシブルケーブル 4 2 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 6 0 のコネクタ 4 0 とフレキシブルケーブル 4 4 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 4 0 及びフレキシブルケーブル 4 4 の符号を括弧で付して説明する。

10

【 0 0 8 3 】

本実施の形態では、フレキシブルケーブル 4 2 、 4 4 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 4 8 及びスキャン信号制御回路 5 0 をそれぞれ集積回路化し、信号検出回路 4 8 として機能するアンプ I C (Integrated Circuit) 1 0 2 をフレキシブルケーブル 4 2 に T C P (Tape Carrier Package) 実装させ、スキャン信号制御回路 5 0 として機能するゲート I C 1 0 4 をフレキシブルケーブル 4 4 に T C P 実装させる。

【 0 0 8 4 】

そして、本実施の形態に係る放射線検出器 6 0 は、コネクタ 3 8 、 4 0 にフレキシブルケーブル 4 2 、 4 4 を接続した状態で放射線検出器 6 0 、 及びフレキシブルケーブル 4 2 、 4 4 を一体的に覆うように保護膜 1 0 0 を形成する。

20

【 0 0 8 5 】

これにより、フレキシブルケーブル 4 2 、 4 4 に実装されたアンプ I C 1 0 2 及びゲート I C 1 0 4 も一体的に保護膜 1 0 0 で封止できる (図 1 2 も参照) 。

【 0 0 8 6 】

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 4 2 、 4 4 にアンプ I C 1 0 2 及びゲート I C 1 0 4 を実装させ、アンプ I C 1 0 2 及びゲート I C 1 0 4 も一体的に保護膜 1 0 0 で封止することにより、アンプ I C 1 0 2 及びゲート I C 1 0 4 も一体的に保護でき、また、アンプ I C 1 0 2 及びゲート I C 1 0 4 に外部からノイズが入ることを防止できる。

30

【 0 0 8 7 】

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。

【 0 0 8 8 】

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おり、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

【 0 0 8 9 】

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 1 0 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く、据置型の放射線撮影装置に適用してもよい。

【 0 0 9 0 】

また、上記各実施の形態では、放射線検出器 6 0 のコネクタ 3 8 、 4 0 にフレキシブルケーブル 4 2 、 4 4 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 CsI : Tl 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 を接続した状態でバリレン（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、 $\text{Bi}_{12}\text{MO}_{20}$ (M : Ti、Si、Ge)、 $\text{Bi}_4\text{M}_3\text{O}_{12}$ (M : Ti、Si、Ge)、 Bi_2O_3 、 BiMO_4 (M : Nb、Ta、V)、 Bi_2WO_6 、 $\text{Bi}_{24}\text{B}_2\text{O}_{39}$ 、ZnO、ZnS、ZnSe、ZnTe、 MnBO_3 (M : Li、Na、K)、PbO、HgI₂、PbI₂、CdS、CdSe、CdTe、BiI₃、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 と電氣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。

【0095】

40

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 1 4 2 に接続される。そして、電極 1 3 8 とコネクタ 1 4 2 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。

【 0 0 9 7 】

また図 1 4 には、放射線検出器 1 2 0 として、第 1 の実施の形態に係る放射線検出器 6 0 と同様に、フレキシブルケーブル 4 2 , 4 4 を介して制御基板 2 2 に電氣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 1 5 に示す構成でもよい。図 1 5 に示す放射線検出器 1 2 0 は、第 2 の実施の形態と同様に、フレキシブルケーブル 4 2 , 4 4 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 4 2 にアンプ IC 1 0 2 を、フレキシブルケーブル 4 4 にゲート IC 1 0 4 を各々 T C P 実装させている。

【 0 0 9 8 】

この態様における保護膜 1 0 0 の形成についても、印加用接続配線 1 3 6 の一端部を印加用電極部 1 3 4 に接着し、印加用接続配線 1 3 6 の電極 1 3 8 をカバー 9 6 及びマスキングテープ 9 7 で覆った状態で、これらを保護膜 1 0 0 で一体的に覆うように行う。これにより、印加用電極部 1 3 4 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 1 2 0 、コネクタ 3 8 、 4 0 とフレキシブルケーブル 4 2 、 4 4 の接続部分に加えて、印加用電極部 1 3 4 と印加用接続配線 1 3 6 との接続部分も保護することができる。

【 0 0 9 9 】

また、保護膜 1 0 0 の形成は、図 1 4 , 1 5 に示す態様のよう、印加用接続配線 1 3 6 の一端部を印加用電極部 1 3 4 に接着した状態で行うことに限られるものではない。図 1 6 , 1 7 には、放射線検出器 1 2 0 、コネクタ 3 8 , 4 0 及びフレキシブルケーブル 4 2 , 4 4 を保護膜 1 0 0 で封止した後に、一端部が電圧発生部 1 4 0 に接続された印加用接続配線 1 4 4 の他端部が印加用電極部 1 3 4 に接着される態様を示す。この態様では、印加用電極部 1 3 4 をカバー 9 6 及びマスキングテープ 9 7 で覆った状態で保護膜 1 0 0 の形成が行われ、保護膜 1 0 0 が形成された後で印加用電極部 1 3 4 を覆うカバー 9 6 及びマスキングテープ 9 7 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 1 4 4 の他端部が印加用電極部 1 3 4 に接着され、印加用接続配線 1 4 4 と印加用電極部 1 3 4 との接続部分が絶縁性の封止剤によって封止される。

【 0 1 0 0 】

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 線その他、ガンマ線、粒子線等いずれであってもよい。

【 0 1 0 1 】

また、上記各実施の形態では、制御基板 2 2 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 2 2 が機能毎に複数に分かれていてもよい。さらに、制御基板 2 2 を、放射線検出器 6 0 と垂直方向（筐体 5 5 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 6 0 と水平方向に並んで配置するようにしてもよい。

【 0 1 0 2 】

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 】

【 0 1 0 3 】

- 1 0 電子カセット
- 3 8 コネクタ（電極部）
- 4 0 コネクタ（電極部）
- 4 2 フレキシブルケーブル（接続配線）
- 4 4 フレキシブルケーブル（接続配線）

10

20

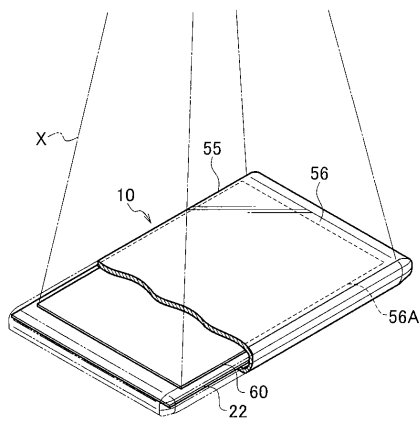
30

40

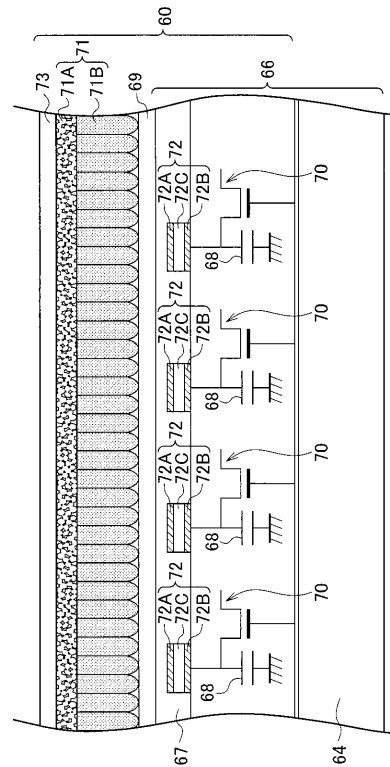
50

6 0 放射線検出器
 1 0 0 保護膜
 1 0 2 アンプ I C
 1 0 4 ゲート I C

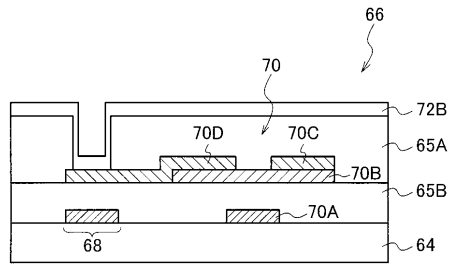
【図 1】



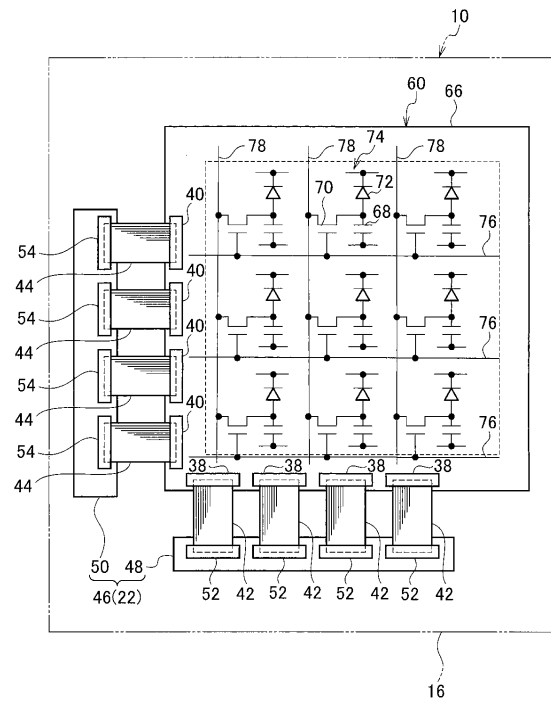
【図 2】



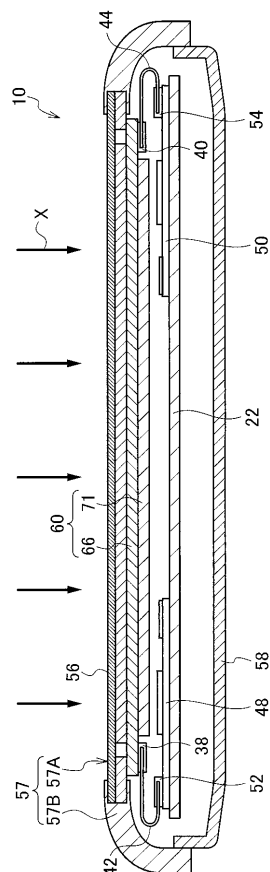
【図 3】



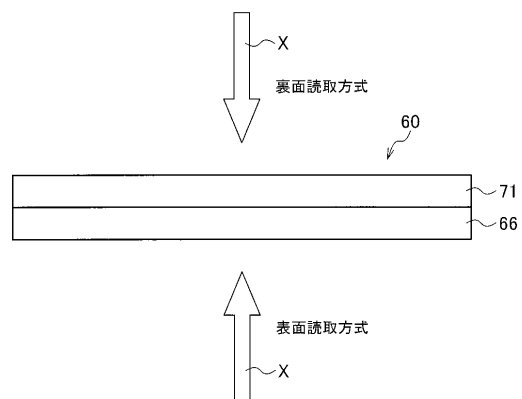
【図 4】



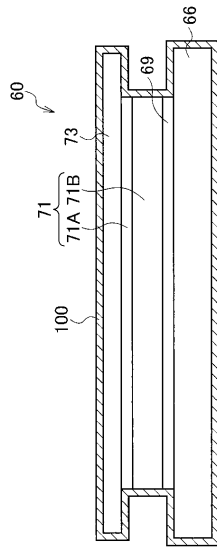
【図 5】



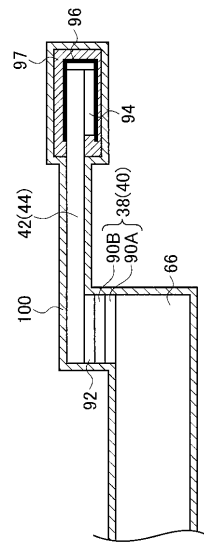
【図 6】



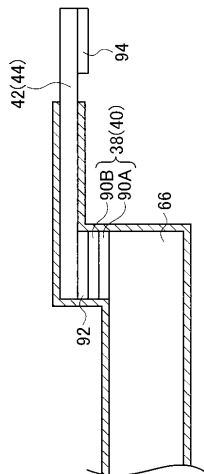
【図 7】



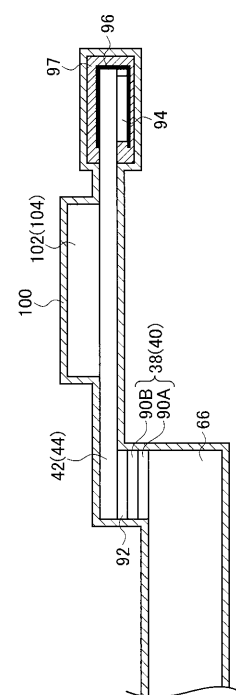
【図 8】



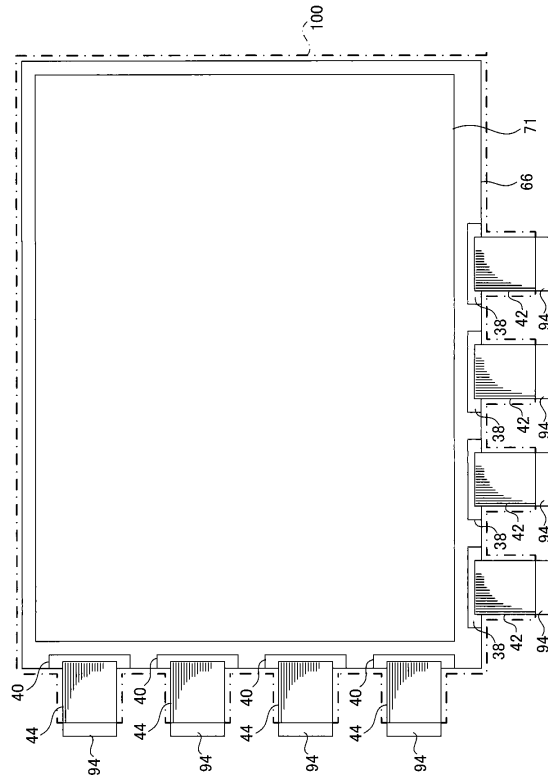
【図 9】



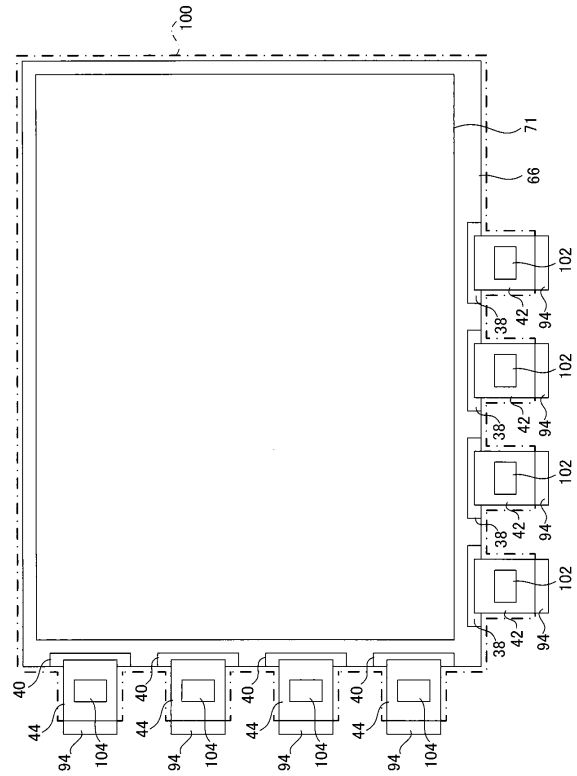
【図 10】



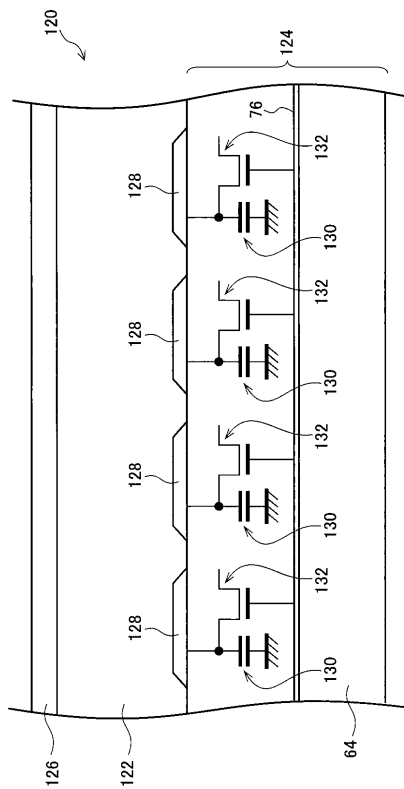
【図 1 1】



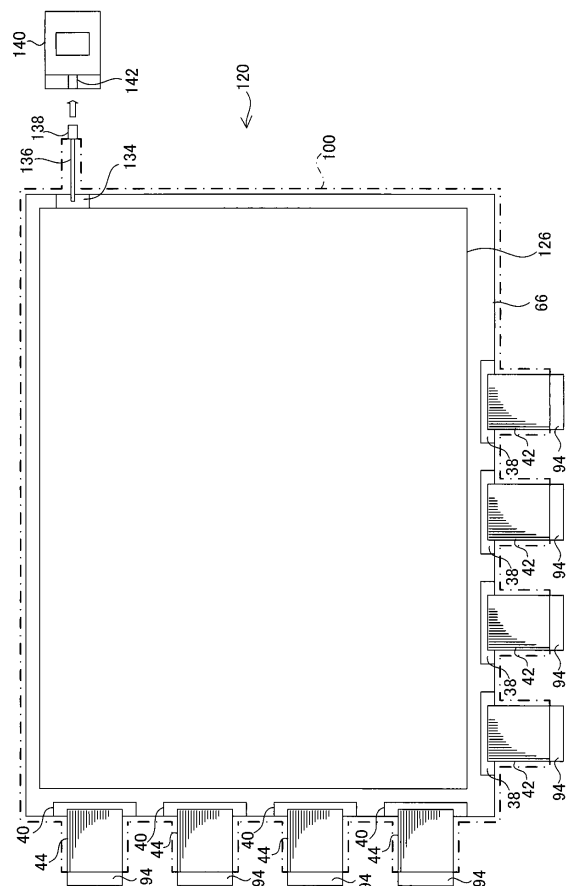
【図 1 2】



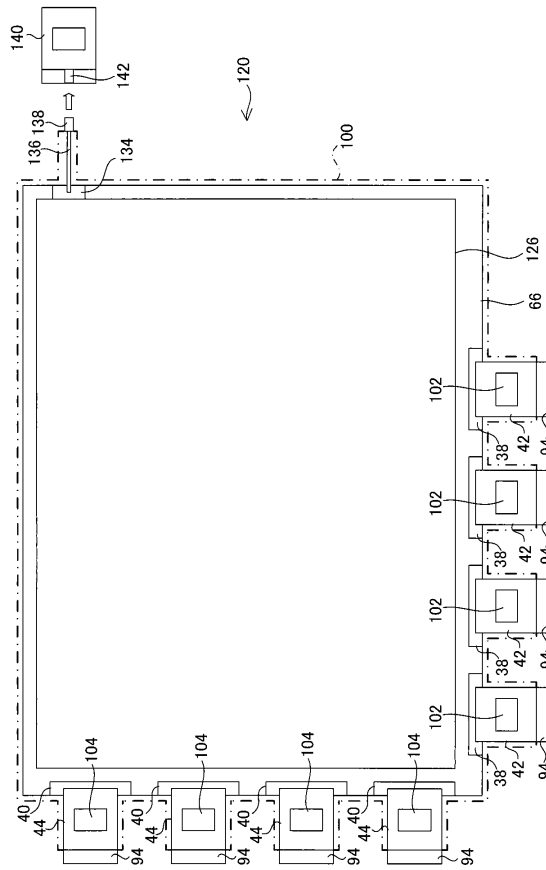
【図 1 3】



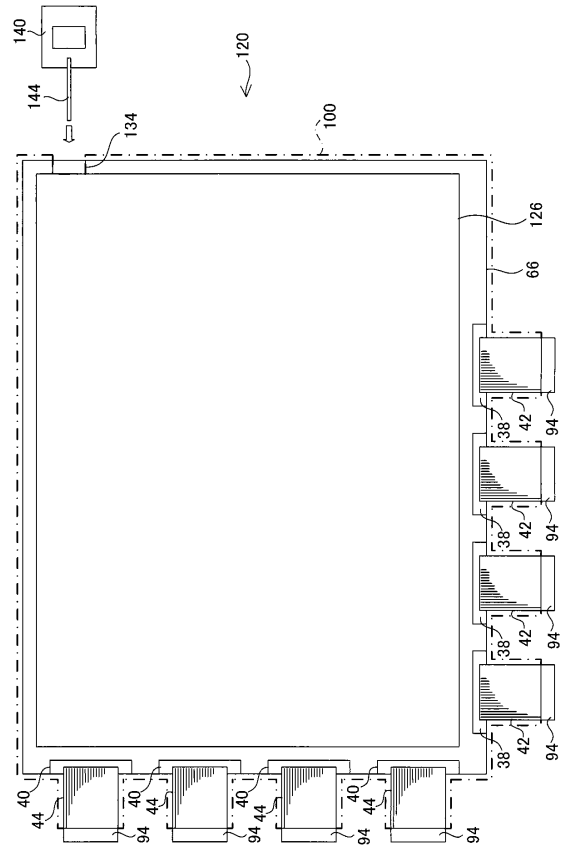
【図 1 4】



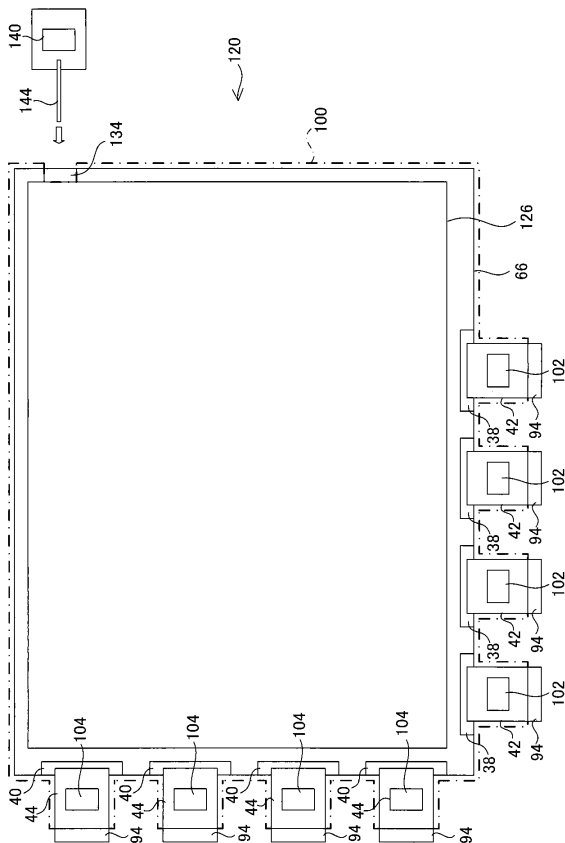
【図 15】



【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 0 1 T	1 / 0 0	-	1 / 1 6
G 0 1 T	1 / 1 6 7	-	7 / 1 2
G 0 3 B	4 2 / 0 4		
A 6 1 B	6 / 0 0		