

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6059534号  
(P6059534)

(45) 発行日 平成29年1月11日(2017.1.11)

(24) 登録日 平成28年12月16日(2016.12.16)

(51) Int. Cl.	F I		
<b>G 0 1 T</b>	<b>1/20</b>	<b>(2006.01)</b>	G O 1 T 1/20 J
<b>A 6 1 B</b>	<b>6/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G O 1 T 1/20 E
<b>A 6 1 B</b>	<b>6/03</b>	<b>(2006.01)</b>	G O 1 T 1/20 G
			A 6 1 B 6/00 3 2 O Z
			A 6 1 B 6/03 3 5 O H

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-543931 (P2012-543931)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成22年11月18日(2010.11.18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2013-513814 (P2013-513814A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成25年4月22日(2013.4.22)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2010/055267		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02011/073819	(74) 代理人	100087789
(87) 国際公開日	平成23年6月23日(2011.6.23)		弁理士 津軽 進
審査請求日	平成25年11月7日(2013.11.7)	(74) 代理人	100122769
審査番号	不服2015-22898 (P2015-22898/J1)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成27年12月28日(2015.12.28)		
(31) 優先権主張番号	61/286,412		
(32) 優先日	平成21年12月15日(2009.12.15)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線量に基づく撮像検出器タイルのパラメタの補償

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

シンチレータアレイ、光センサアレイ、電子機器、マッパー及びパラメタ補正器を有する撮像システムの放射線感受性の検出器タイルであって、

前記電子機器は、少なくとも1つの放射線センサを含む線量決定器を含み、

前記放射線センサは、M O S F E Tを含み、

前記マッパーは、前記放射線センサが検知した放射線量及び測定された前記M O S F E Tのしきい値電圧のシフトに基づいて、生涯沈着線量を示す値に放射線被ばくにより変化する前記M O S F E Tのしきい値電圧のシフトをマッピングし、

前記線量決定器は、測定された前記M O S F E Tのしきい値電圧のシフト及び前記マッピングに基づいて、前記生涯沈着線量を決定し、

前記パラメタ補正器は、前記決定された生涯沈着線量に基づいて、前記電子機器の動作パラメタを補正する、検出器タイル。

【請求項2】

前記動作パラメタは、前記電子機器の利得又は熱係数の少なくとも1つを含んでいる、請求項1に記載の検出器タイル。

【請求項3】

前記シフト及び前記生涯沈着線量を示す値は読み取り可能なレジスタに記憶される請求項1に記載の検出器タイル。

【請求項4】

前記 M O S F E T は、放射線被ばくにより既知の又は測定可能な方法で変化する電気特性を持つ請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の検出器タイル。

【請求項 5】

前記 シンチレータ アレイは、  
複数の検出器ピクセル、及び

前記複数の検出器ピクセルの側面に隣接して置かれると共に、幅が零ではない隙間によってその側面から離間されている散乱線除去グリッドのラメラを有する、請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の検出器タイル。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの放射線センサの第 1 のセンサは、前記隙間の下に置かれ、当該隙間を横断する放射線を検知する、請求項 5 に記載の検出器タイル。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの放射線センサの第 2 のセンサは、前記検出器ピクセルを横断する放射線を検知する請求項 5 又は 6 に記載の検出器タイル。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の検出器タイルの作動方法であって、

前記放射線センサが、前記検出器タイルを照射する放射線を検知するステップ、

前記マッパーが、前記放射線センサが検知した放射線の量及び測定された前記 M O S F E T のしきい値電圧のシフトに基づいて、生涯沈着線量を示す値に放射線被ばくにより変化する前記 M O S F E T のしきい値電圧のシフトをマッピングするステップ、

前記線量決定器が、測定された前記 M O S F E T のしきい値電圧のシフト及び前記マッピングに基づいて、前記生涯沈着線量を決定するステップ、及び

前記パラメタ補正器が、前記決定された生涯沈着線量に基づいて、前記電子機器の動作パラメタを補正するステップ、  
を有する作動方法。

【請求項 9】

前記動作パラメタは前記電子機器の利得又は熱係数の少なくとも 1 つを含んでいる請求項 8 に記載の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下のことは一般に、検出器タイルの様々な動作パラメタを沈着線量に基づいて補償することに関連すると共に、CT (Computed Tomography) に特に応用される。しかしながら、以下のことは、他の医療撮像応用及び非医療撮像応用にも適している。

【背景技術】

【0002】

CT スキャナは、縦軸又は z 軸を中心にして検査領域の周りを回転する回転可能なガントリに取り付けられる X 線管を含んでいる。この X 線管は、前記検査領域及びこの領域内にいる被験者又は物体を横断する電離放射線を放出する。検出器アレイは、X 線管から検査領域の反対側に角度円弧 (angular arc) の範囲を定める (subtend)。この検出器アレイは、検査領域を横断する放射線を検出し、それを示す信号を生成する。再構成器は、この信号を示すボリューム画像データを再構成する。このボリューム画像データはさらに処理され、被験者又は物体の 1 つ以上の画像を生成する。

【0003】

スキャナに応じて、検出器アレイが放射線感受性ピクセルを組み込むこと及び/又は光子計数することを含んでもよい。ある例において、検出器アレイは、複数の検出器モジュールを含み、各モジュールは、複数の検出器タイルを含んでいる。検出器タイルは、2次元の光センサアレイに光学結合されるシンチレータを含み、このアレイは電子機器に電気結合されている。前記タイルの様々な構成要素の反応は、放射線被ばくに対し感受性があり、この放射線被ばくと共に変化する。例えば、様々な構成要素及び故にタイルの動作パ

10

20

30

40

50

ラメタ、例えば利得、熱係数等は、スキャナが物体及び/又は被験者をスキャンするのに使用され並びにタイルは放射線で照射されるので、時間と共に変化する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

残念なことに、動作パラメタの変化する反応は、画像データに取り込まれるアーチファクトにつながっている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本出願の態様は、上記の事項等を述べている。

10

【0006】

1つの態様によれば、撮像システムの検出器タイルは、光センサアレイ及びこの光センサに電気結合される電子機器を含み、ここで前記電子機器は、検出器タイルの沈着線量を決定し、それを示す信号を生成する線量決定器を含んでいる。

【0007】

他の実施例において、ある方法は、撮像システムの検出器タイルを照射する放射線を検知するステップ、検知した放射線を示す信号を生成するステップ、及び前記信号の少なくとも一部に基づいて検出器タイルの電子機器のパラメタを補正するステップを含む。

【0008】

他の実施例において、前記検出器タイルの検知した生涯放射線線量に少なくとも一部が基づいて検出器タイルの電子機器のパラメタを補正するステップを含んでいる。

20

【0009】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の組み合わせ、並びに様々なステップ及びステップの組み合わせの形式をとってもよい。図面は単に好ましい実施例を説明することを目的とするだけであり、本発明を限定するとは考えるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】複数の検出器モジュールを含んでいる検出器アレイを用いた例示的な撮像システムを説明する。

【図2A】検出器モジュールの例示的な検出器タイルを説明する。

30

【図2B】検出器モジュールの例示的な検出器タイルを説明する。

【図3】前記検出器タイルの例示的な2次元の光センサアレイ及び散乱線除去グリッドを説明する。

【図4】電子機器と電気結合されている2次元の光センサアレイを説明する。

【図5】放射線被ばくの関数として前記電子機器のパラメタのグラフを説明する。

【図6】タイルの例示的な電子機器を説明する。

【図7】放射線被ばくの関数として前記電子機器の放射線センサの例示的な動作を説明する。

【図8】前記電子機器と接続している放射線センサの例示的な配置を説明する。

【図9】前記電子機器と接続している放射線センサの例示的な配置を説明する。

40

【図10】前記電子機器と接続している放射線センサの例示的な配置を説明する。

【図11】前記電子機器と接続している放射線センサの例示的な配置を説明する。

【図12】方法を説明する。

【発明を実施するための形態】

【0011】

図1は、例えばCTスキャナのような撮像システム100を説明している。この撮像システム100は、通常は動かないガントリ102及び回転ガントリ104を含んでいる。回転ガントリ104は、この動かないガントリ102により回転可能に支持され、縦軸又はz軸を中心にして検査領域106の周りを回転する。放射線源108、例えばX線管は、回転ガントリ104により支持されると共に、このガントリと共に回転し、検査領域1

50

06を横断する放射線を放出する。

【0012】

放射線感受性の検出器アレイ112は、前記検査領域106を超えて放射線源108の反対側に角度円弧の範囲を定め、この検査領域106を横断する放射線を検出する。説明される実施例において、この放射線感受性の検出器アレイ112は、z軸に対し横断する方向に沿って互いに配される複数の検出器モジュール114を含む。示されるように、検出器モジュール114は、z軸に沿って互いに配される複数の検出器モザイク(mosaic)又はタイル116を含む。このような検出器アレイの限定されない例は、米国特許番号6,510,195 B1(出願日:2001年7月18日、発明の名称"Solid State X-Radiation Detector Modules and Mosaics thereof, and an Imaging Method and Apparatus Employing the Same")においてより詳細に開示され、これはここで参照することによりその全てが組み込まれるものとする。

10

【0013】

図2Aに示されるように、描かれる検出器アレイ112のタイル116は、検査領域106を横断する放射線に面している第1の側面と、2次元の光センサアレイ204に物理的及び光学的に結合される第2の側面を備えるシンチレータアレイ202を含む。図3に示されるように、この2次元の光センサアレイ204は、検出器ピクセル302のN×Mの配列、及び対応する2次元の散乱線除去グリッド304を含み、このグリッドは個々の検出器ピクセル302を取り囲むラメラ(lamella)を含んでいる。図3における検出器ピクセル302の数は、説明を目的とするものであり、限定しているのではない。図2Aに戻り、説明される2次元の光センサアレイ204は、基板206を介して電子機器208に電気結合されている。電気経路212、例えばコネクタピン等は、電源及びデジタルI/O信号を搬送する。

20

【0014】

上記タイル116の限定されない例は、Luhta他著、"A New 2D-Tiled Detector for Multislice CT"Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging, Vol. 6142, pp.275-286(2006)において詳細に開示されている。図2Bは、タイル116の代替実施例を説明し、この実施例において基板206は省略され、電子機器208は光センサアレイ204に結合されており、それにより放射線遮蔽を排除する。上述したように、タイル116の様々な構成要素の反応は、放射線被ばくに感受性があり、その放射線被ばくで変化する。故に、この実施例におけるタイルの前記反応は、放射線遮蔽を備える実施例と比べて、放射線被ばくの影響を受ける可能性が高い。このようなタイル116の限定されない実施例は、特許出願シリアル番号12/293,842、公開番号US2009/0121146 A1(出願日:2006年3月30日、発明の名称"Radiation Detector Array")に開示され、これはここで参照することによりその全てが組み込まれるものとする。さらに他の実施例において、タイル116は、方向変換材料(例えばCdTe)を含み、電子機器208はこの方向変換材料に結合されている。

30

【0015】

図4に示されるように、説明される電子機器208は、検出器タイル116の生涯沈着線量を決定し、それを示す信号を生成する線量決定器402を含む。以下に詳細に説明されるように、この線量決定器402は、検出器タイル116の1つ以上の部分を照射する放射線を検知する1つ以上の構成要素を含み、検知した放射線に基づいて信号を決定する。この信号は、撮像システム100における前記タイル116の生涯にわたり沈着線量で変化するタイル116の動作パラメタ(例えば利得、熱係数等)を補償又は補正するのに使用されることができる。示されていないとも、この電子機器208は様々な他の構成要素を含んでいる。

40

【0016】

図5は、上記パラメタの動作の関係性を放射線被ばくの関数として一般的に示す曲線502を表す。この例において、パラメタは、放射線被ばくが増大すると共に、線形に減少している。より特定の実施例によって、検出器ピクセル302の利得は、特定の量の放射

50

線被ばくの後、1.0から0.9まで0.1ずつ減少する。他の例において、シンチレータ202及び/又は光センサレイ204の熱係数は、特定の量の放射線被ばくの後、0.2%/Cから0.1%/Cまで0.1%/Cずつ減少する。もちろん、他の形状の曲線（例えば非線形、増大する等）を持つパラメタがここで考えられる。特定のタイル116に対する特定の曲線は、このタイルの寿命検査、製造仕様及び/又は別の方法によって決められることができる。

【0017】

図1を参照すると、結果生じる信号は、目に見える画像品質の劣化（例えばアーチファクト）をタイル116の沈着線量と相関させる、及び/又は沈着線量に基づいてタイル116が置き換えられる必要があるときを予測又は予想するために使用されてもよい。

10

【0018】

患者支持台118、例えば診察台は、検査領域106において物体又は被験者、例えば人間の患者を支持する。この患者支持台118は、物体又は被験者をスキャンする前、スキャン中及び/又はスキャンした後に、これら物体又は被験者を検査領域106に入れる及び/又はそこから出すように構成される。

【0019】

再構成装置120は、検出器アレイ112からの信号を再構成し、それを示すボリューム画像データを生成する。このボリューム画像データはさらに処理され、1つ以上の画像を生成することができ、これら画像は表示装置により示されたり、フィルムにされたり又は他の方法で出力されたりすることができる。

20

【0020】

汎用の計算システムは、オペレータ操作卓122として働く。この操作卓122は、前記システム100に対しローカル又はリモートであるコンピュータ読み取り可能媒体に記憶又は符号化される1つ以上のコンピュータ読み取り可能命令（ソフトウェア）を実施する1つ以上の処理器を含んでいる。この操作卓122に常駐しているソフトウェアは、オペレータにスキャンを開始させる等のシステム100の動作を制御することを可能にする。この操作卓122は、例えばディスプレイのような出力装置、並びに例えばキーボード、マウス、タッチ式スクリーン等のような入力装置も含んでいる。

【0021】

図6に戻ってみると、タイル116の例示的な電子機器208が説明されている。この例において、電子機器208は、上述した線量決定器402を含んでいる。説明した線量決定器402は、少なくとも1つの放射線センサ602を含み、これらセンサは、検査領域106を横断し、タイル116を照射する放射線を検出し、並びに検知した放射線を示す出力を生じる。説明される少なくとも1つの放射線センサ602は、MOSFET (metal-oxide-semiconductor-field-effect transistor) 又は放射線の被ばくによって、既知の又は測定可能な方法で変化する電気特性を持つ他の電気部品を含んでもよい。

30

【0022】

図7は、MOSFETのしきい値電圧が放射線被ばくに基づいてどのように変化するかを示す。示されるように、第1の曲線702は、ドレイン電流( $I_D$ )をゲート-ソース電圧( $V_{GS}$ )の関数として、放射線を被ばくする前又は第1の放射線被ばくをした第1のしきい値電圧( $V_T$ )と共に示す。第2の曲線702'は、ドレイン電流( $I_D$ )をゲート-ソース電圧( $V_{GS}$ )の関数として、特定の量の放射線被ばくの後又は第2の放射線被ばくをした第2のしきい値電圧( $V'_T$ )と共に示す。示されるように、第2の曲線702'は、第1の曲線702からシフトされたものであり、第1のしきい値電圧( $V_T$ )から第2のしきい値電圧( $V'_T$ )をシフトしている。このシフトは測定可能であり、放射線被ばくに比例する、従って如何なる所定の時間のシフトもその時の沈着線量を示す情報を決定するのに使用される。

40

【0023】

図6に戻ってみると、マップパー(mapper)604は、例えばグレイ、ラド(rad)、キュリー(curie)、レム(rem)、又は他の単位のような吸収放射線量を表す単位で沈着線量を示す

50

値のような放射線量を表す値に前記シフトをマッピングする。パラメタ補正器 606 は、レジスタ 612 にある 1 つ以上の補正曲線 610 及びマップパー 604 により生じた値に基づいてパラメタ決定器 608 により決定されるパラメタ（例えば、利得、熱係数等）を補正する。このパラメタ決定器 608 は、例えば利得、熱係数等のようなパラメタを、特許出願シリアル番号 61/163,493（2009 年 3 月 26 日出願、発明の名称 "Data Acquisition"）及び特許出願シリアル番号 61/237,056（2009 年 8 月 26 日出願、発明の名称 "Imaging Detector Thermal Controls"）に開示されるように決定することができ、これらは共にここで参照することによりその全てが組み込まれるものとする。

#### 【0024】

適切な曲線の例は、利得が放射線被ばくの関数としてどのように変化するかを示す曲線、熱係数が放射線被ばくの関数としてどのように変化するかを示す曲線等を含んでいる。上述したように、このような曲線は、検査、製造仕様及び/又は別の方法に基づくこともできる。パラメタ決定器 608 は、利得、熱係数等の補正係数をその値に基づく曲線から特定し、対応するパラメタを前記補正係数を介してパラメタ決定器 608 から補正することができる。それに加えて又はその代わりに、レジスタ 612 は、その値に基づく補正係数を決定するのに使用される補正係数ルックアップテーブル（LUT）、数学関数等、及び/又は前記補正係数を決定するのに使用される他の情報を記憶してもよい。他の実施例において、マップパー 604 は省略され、測定したシフトは前記補正係数を前記曲線、テーブル、数学関数から決定するのに使用される。

#### 【0025】

沈着線量及び/又はシフトを示す値は、レジスタ 612 及び/又は他のレジスタに記憶され、所望する場合に読み出す。読み出した値は、目に見える画像品質の劣化をタイル 116 の沈着線量と相関させるのに使用される。例えばアーチファクトの形式、アーチファクトの程度、ロット番号、製造業者等のような情報を読み出した沈着線量の値と一緒に含んでいるログが作成されることができ、統計的又は他の分析が前記ログに対し行われ、タイルの置き換え及び/又はアーチファクトの形式を放射線被ばくの関数として示す分布のような情報を作成することができる。このような情報は、タイルの怪しいロットを特定すること、システムに挿入されたタイルが置き換えられることを必要とするときを予測する又は予想すること等を容易にする。このような情報は、例えば購買部、製造部、サービス部等のような様々な人員に供給されてもよい。

#### 【0026】

説明される実施例において、放射線センサ 602、線量決定器 402、マップパー 604、パラメタ決定器 608、パラメタ補正器 606 及びレジスタ 612 は全て検出器タイル 116 の電子機器 208 内に置かれている。他の実施例において、上述した部品の 1 つ以上がこの電子機器 208 の外部に置かれることもできる。限定されない実施例として、他の実施例において、マップパー 604、パラメタ決定器 608、パラメタ補正器 606 及びレジスタ 612 は、例えば再構成器 120、操作卓 122 及び/又は他の計算装置と関連してタイル 116 の外部に置かれる。

#### 【0027】

図 8 は、線量決定器 402 における単一の放射線センサ 602 の配置の限定されない実施例を説明する。上述したように、光センサアレイ 204 は、検出器ピクセル 302 の二次元アレイ、及び個々の検出器アレイ 302 を取り囲むラメラを備える二次元の散乱線除去グリッド 304 を含む。図 8 に示されるように、この散乱線除去グリッド 304 のラメラと、対応する隣接している検出器ピクセル 302 との間に隙間 802（又は間隙）が存在している。線量検出器 402 の上にあるタイル 116 を照射する放射線の幾らかは隙間 802 を横断し、線量検出器 402 に衝突する。図 8 において、単一の放射線検出器 602 は、4 つの検出器ピクセル 302 の隙間 802 に対する隙間接合部に置かれる。図 8 にある様々な要素間の関係性、例えば間隔 802 の相対的な幅は、説明を目的とするものであり、実際の関係性を反映しても又はしなくてもよいことが分かるべきである。

#### 【0028】

図9、10及び11は、前記1つ以上の放射線センサ602の様々な別の限定されない位置を説明している。図9において、4つの放射線センサ602は、隙間802の下ではなく、線量決定器402の四隅に置かれている。線量決定器402により生成される信号は、これら4つの放射線センサ602からの信号の平均又は他の組み合わせでもよい。他の実施例において、前記放射線センサ602の1つ以上は、バックアップセンサ等として余分に設けられてもよい。図10は、隙間802の下に1つの放射線センサ602を、及び他の場所に位置決められた2つの放射線センサ602を含む3つの放射線センサ602を用いた実施例を示す。図11において、これら放射線センサ602は、電子機器208上であり、線量決定器402の外側に置かれ、伝導路1102は信号を前記線量決定器402に転送する。

10

**【0029】**

説明した実施例の組み合わせ及び/又は副組み合わせ(subcombination)を含む他の場所及び/又は集合も考えられる。

**【0030】**

図12は例示的な方法を説明している。

**【0031】**

1202において、線量決定器402の少なくとも1つの放射線センサ602は、撮像システム100における検出器タイル116の生涯にわたりこの検出器タイル116を照射する放射線を検知する。上述したように、前記センサ602の少なくとも1つは、隙間802の下に置かれてもよいし及び/又は前記センサ602の少なくとも1つが別の方法

20

**【0032】**

1204において、線量決定器402は、検知した放射線を示す信号を生成する。

**【0033】**

1206において、前記信号は、前記電子機器のパラメタの補正係数を特定するのに使用される。このパラメタは、電子機器208の利得、熱係数、温度等に関連付けることができる。

**【0034】**

1208において、前記パラメタは前記補正係数に基づいて補正される。

**【0035】**

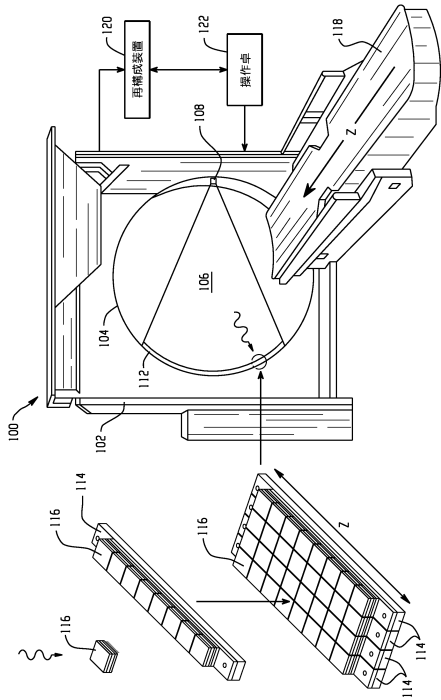
任意では、1210において、前記信号は、目に見える画像品質の劣化をタイル116の沈着線量と相関させる、及び/又は前記沈着線量に基づいてタイル116が置き換えられる必要があるときを予想若しくは予測するのに使用される。

30

**【0036】**

本発明は様々な実施例を参照してここに開示されている。ここにある説明を読むと他の者に変更例及び代替案が思い浮かぶことがある。本発明は、このような変更例及び代替案の全てが添付される特許請求の範囲又はそれに相当するもの内にある限り、これら変更例及び代替案を含んでいると考えられることを意図している。

【 図 1 】



【 図 2 A 】

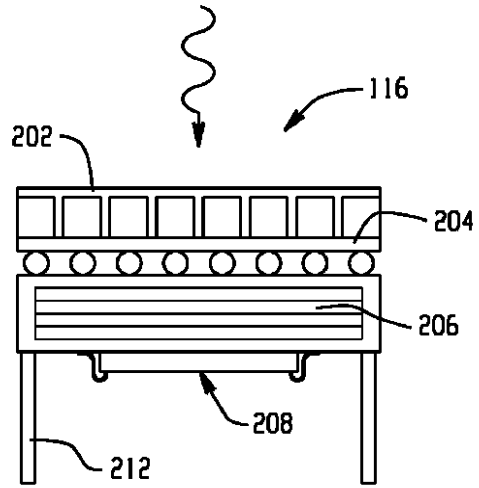


Fig. 2A

【 図 2 B 】

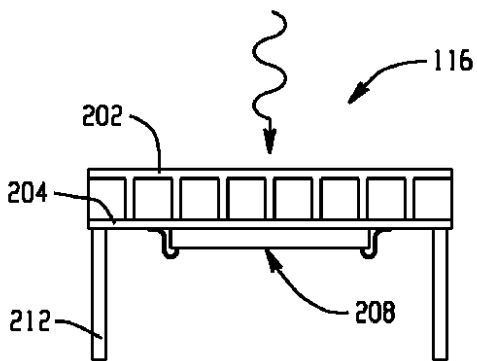


Fig. 2B

【 図 3 】

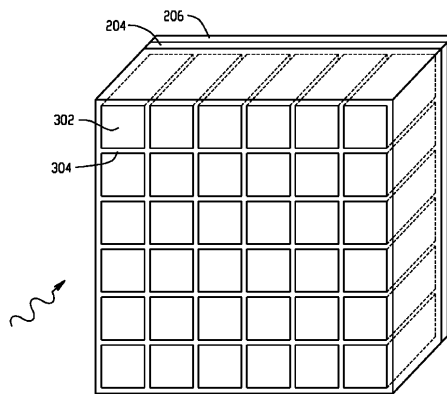


Fig. 3

【図4】

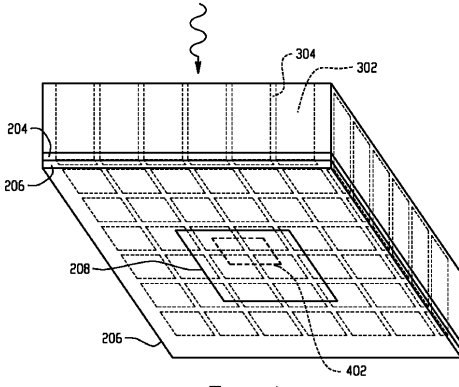
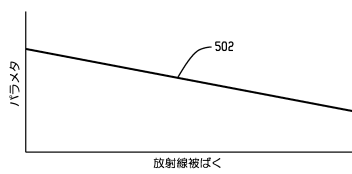
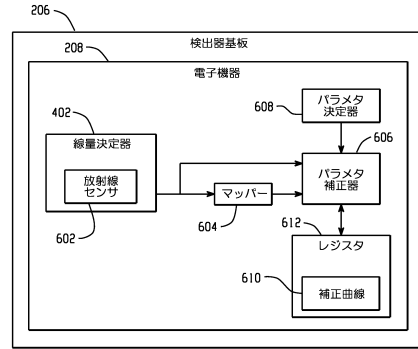


Fig. 4

【図5】



【図6】



【図7】

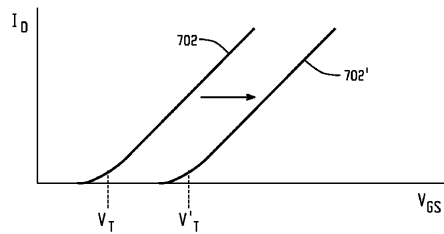


Fig. 7

【図8】

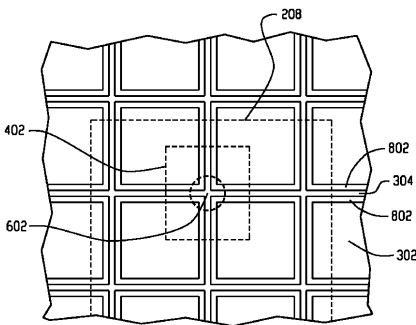


Fig. 8

【図10】

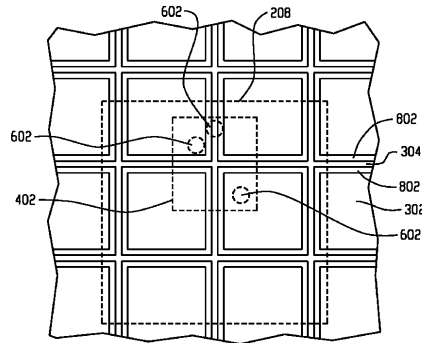


Fig. 10

【図9】

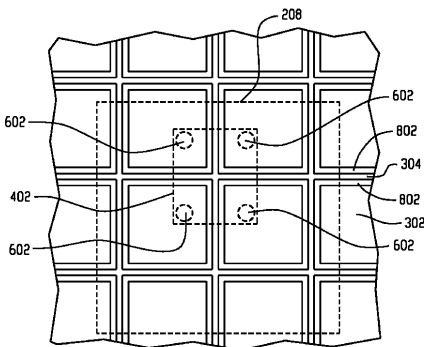


Fig. 9

【図11】

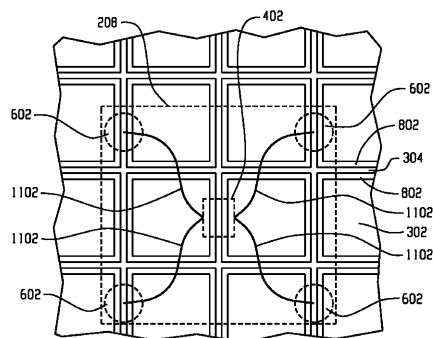
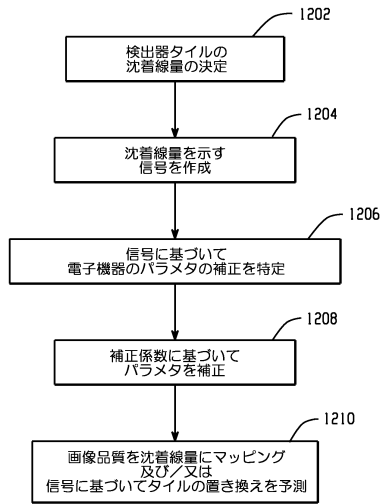


Fig. 11

【図 12】



## フロントページの続き

- (72)発明者 シャッポ マーク エイ  
アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード
- (72)発明者 ルータ ランダル ピー  
アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード
- (72)発明者 マットソン ロドニー エイ  
アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード

## 合議体

審判長 森 竜介  
審判官 伊藤 昌哉  
審判官 松川 直樹

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

## (58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

G01T1/00-7/12

A61B6/00