

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第6927880号  
(P6927880)

(45) 発行日 令和3年9月1日 (2021. 9. 1)

(24) 登録日 令和3年8月10日 (2021. 8. 10)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 M
G 0 1 T 7/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0
A 6 1 B 10/00 (2006. 01)	G 0 1 T 7/00 A
	A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 13 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-541317 (P2017-541317)	(73) 特許権者 590000248
(86) (22) 出願日 平成28年2月3日 (2016. 2. 3)	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2018-513703 (P2018-513703A)	K O N I N K L I J K E P H I L I P S
(43) 公表日 平成30年5月31日 (2018. 5. 31)	N . V .
(86) 国際出願番号 PCT/EP2016/052211	オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87) 国際公開番号 W02016/131647	(74) 代理人 100122769
(87) 国際公開日 平成28年8月25日 (2016. 8. 25)	弁理士 笛田 秀仙
審査請求日 平成31年1月31日 (2019. 1. 31)	(74) 代理人 100163809
(31) 優先権主張番号 15155322.9	弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日 平成27年2月17日 (2015. 2. 17)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療撮像検出器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 のセンサ構成と、  
第 2 のセンサ構成と、  
少なくとも 1 つの基板構造と、  
を有する医療撮像検出器において、  
前記第 1 のセンサ構成が、第 1 の撮像モダリティに属する第 1 の画像データを提供し、  
前記第 2 のセンサ構成が、第 2 の撮像モダリティに属する第 2 の画像データを提供し、  
前記第 1 の撮像モダリティが、X 線撮像モダリティであり、前記第 2 の撮像モダリティ  
が、超音波、光学、赤外、紫外、ハイパースペクトル、テラヘルツ、又は音響撮像を含み  
、  
前記第 1 の画像データが、第 1 の撮像領域において取得され、前記第 2 の画像データが  
、第 2 の撮像領域において取得され、  
前記第 1 のセンサ構成が、前記第 1 の撮像領域を規定する第 1 の周縁線内に配置された  
1 又は複数の第 1 のセンサセグメントを有し、  
前記第 2 のセンサ構成が、前記第 2 の撮像領域を規定する第 2 の周縁線内に配置された  
1 又は複数の第 2 のセンサセグメントを有し、  
前記第 1 の撮像領域及び前記第 2 の撮像領域が、少なくとも部分的に重複し、前記 1 又  
は複数の第 1 のセンサセグメント及び前記 1 又は複数の第 2 のセンサセグメントが、前記  
少なくとも 1 つの基板構造上に一体化され、

前記第 2 のセンサ構成が、前記第 1 の撮像領域の外周に配置される、  
検出器。

【請求項 2】

前記第 2 のセンサセグメントが、  
可視光センサ、  
紫外光センサ、  
赤外光センサ、及び  
ハイパースペクトルセンサ、  
のグループの少なくとも 1 つとして提供される光センサである、請求項 1 に記載の検出器  
。

10

【請求項 3】

前記第 2 のセンサセグメントが、  
可聴音センサ、  
超音波センサ、及び  
インフラサウンドセンサ、  
のグループの少なくとも 1 つとして提供される音響センサである、請求項 1 乃至 2 のい  
ずれか一項に記載の検出器。

【請求項 4】

前記第 2 のセンサセグメントが、  
テラヘルツ放射線センサ、及び  
ギガヘルツ放射線センサ、  
のグループの少なくとも 1 つとして提供される放射線センサである、請求項 1 乃至 3 のい  
ずれか一項に記載の検出器。

20

【請求項 5】

前記検出器が、第 3 のセンサ構成を有し、  
前記第 3 のセンサ構成が、前記少なくとも 1 つの基板構造上に配置される 1 又は複数の  
第 3 のセンサセグメントを有し、前記第 3 のセンサセグメントが、  
テレメトリ送受信器、  
ボディエリアネットワーク送受信器、  
電場センサ、  
磁場センサ、  
姿勢センサ、  
加速度センサ、  
動きセンサ、及び  
回転センサ、  
のグループの少なくとも 1 つとして提供される非撮像センサである、請求項 1 乃至 4 のい  
ずれか一項に記載の検出器。

30

【請求項 6】

第 1 のセンサ構成と、  
第 2 のセンサ構成と、  
少なくとも 1 つの基板構造と、  
を有する医療撮像検出器において、  
前記第 1 のセンサ構成が、第 1 の撮像モダリティに属する第 1 の画像データを提供し、  
前記第 2 のセンサ構成が、第 2 の撮像モダリティに属する第 2 の画像データを提供し、  
前記第 1 の撮像モダリティが、X 線撮像モダリティであり、前記第 2 の撮像モダリティ  
が、超音波、光学、赤外、紫外、ハイパースペクトル、テラヘルツ、又は音響撮像を含み  
、  
前記第 1 の画像データが、第 1 の撮像領域において取得され、前記第 2 の画像データが  
、第 2 の撮像領域において取得され、  
前記第 1 のセンサ構成が、前記第 1 の撮像領域を規定する第 1 の周縁線内に配置された

40

50

1 又は複数の第 1 のセンサセグメントを有し、

前記第 2 のセンサ構成が、前記第 2 の撮像領域を規定する第 2 の周縁線内に配置された

1 又は複数の第 2 のセンサセグメントを有し、

前記第 1 の撮像領域及び前記第 2 の撮像領域が、少なくとも部分的に重複し、前記 1 又は複数の第 1 のセンサセグメント及び前記 1 又は複数の第 2 のセンサセグメントが、前記少なくとも 1 つの基板構造上に一体化され、

前記第 1 のセンサセグメント及び前記第 2 のセンサセグメントが、前記重複する撮像領域においてインタリーブされる、  
検出器。

【請求項 7】

10

二重撮像領域において、前記第 1 のセンサセグメント及び前記第 2 のセンサセグメントの少なくとも一部が、前記重複する撮像領域に対する二重撮像情報を提供するように重複して配置される、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の検出器。

【請求項 8】

前記第 1 のセンサ構成及び前記第 2 のセンサ構成が、前記少なくとも 1 つの基板構造の両面に各々配置される、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の検出器。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の医療撮像検出器と、  
第 1 の撮像源と、

を有する医療撮像システムにおいて、

20

前記第 1 の撮像源が、前記医療撮像検出器の前記第 1 のセンサ構成により検出されるべき第 1 のタイプの放射線として X 線放射線を提供する X 線源である、  
システム。

【請求項 10】

前記システムが、第 2 の撮像源を有し、

前記第 2 の撮像源が、前記医療撮像検出器の前記第 2 のセンサ構成により検出されるべき信号を提供し、

前記第 2 の撮像源が、

光源、

音響源、及び

30

放射線源、

のグループの少なくとも 1 つとして提供される、

請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

医療撮像方法であって、

医療撮像検出器が、

第 1 のセンサ構成と、

第 2 のセンサ構成と、

少なくとも 1 つの基板構造と、

を有し、

40

a) 第 1 の撮像モダリティ検査及び第 2 の撮像モダリティ検査を対象に対して実行するステップと、

b) 前記第 1 のセンサ構成を用いて前記第 1 の撮像モダリティの第 1 の画像データを取得し、前記第 2 のセンサ構成を用いて前記第 2 の撮像モダリティの第 2 の画像データを取得するステップと、

を有する医療撮像方法において、

前記第 1 の撮像モダリティが、X 線撮像モダリティであり、前記第 2 の撮像モダリティが、超音波、光学、赤外、紫外、ハイパースペクトル、テラヘルツ、又は音響撮像を含み、前記第 1 の画像データが、第 1 の撮像領域において取得され、前記第 2 の画像データが、第 2 の撮像領域において取得され、前記第 1 の撮像領域及び前記第 2 の撮像領域が、少

50

なくとも部分的に重複し、１又は複数の第１のセンサセグメント及び１又は複数の第２のセンサセグメントが、少なくとも１つの基板構造上に一体化され、

前記第２のセンサ構成が、前記第１の撮像領域の外周に配置される、方法。

【請求項１２】

請求項１乃至１０のいずれか一項に記載の装置を制御するコンピュータプログラムにおいて、処理ユニットにより実行される場合に、請求項１１に記載の方法ステップを実行するコンピュータプログラム。

【請求項１３】

請求項１２に記載のプログラムを記憶したコンピュータ可読媒体。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医療撮像検出器、医療撮像システム、及び医療撮像方法、並びにコンピュータプログラム及びコンピュータ可読媒体に関する。

【背景技術】

【０００２】

医療撮像は、関心対象、例えば患者の一部の解剖学的情報を得るのに使用される。例えば、Ｘ線は、疾患、異物及び構造的損傷又は異常の存在又は不在を評価するために体の内部構造の画像を記録するのに使用されることができる。WO 2013 / 190434 A 1は、有機フォトダイオードを有する放射線検出器を記載する。しかしながら、Ｘ線撮像は、特定のタイプの患者関連情報を提供するのに常に適しているわけではないことが知られている。例えば、血流に関する情報は、特定の造影剤が注入されない限り、Ｘ線画像により提供されえない。

20

【０００３】

US 2013 / 027040 A 1は、例えばＸ線放射線に対して透明なカーボンナノチューブ導体から形成された磁気共鳴無線周波数コイルを記載している。

【０００４】

US 2011 / 089327 A 1は、インタリーブされた発光検出器及び透過検出器を含む撮像システムを記載している。

30

【０００５】

US 2003 / 128801 A 1は、体積コンピュータ断層撮影（VCT）モード、単光子放出型コンピュータ断層撮影（SPECT）モード及び陽電子放出型断層撮影（PET）モードにおいて使用されることができるマルチモダリティ撮像システムを記載している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

例えば医療診断に対する、情報の改良されたかつ容易化された収集を用いる医療撮像検出器を提供することが必要でありうる。

40

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明の課題は、独立請求項の対象により解決され、更なる実施例は、従属請求項に組み込まれる。本発明の以下に記載される態様が、医療撮像検出器、医療撮像システム、医療撮像方法、コンピュータプログラム及びコンピュータ可読媒体にも適用されることに注意すべきである。

【０００８】

本発明の第１の態様によると、第１センサ構成と、第２のセンサ構成と、少なくとも１つの基板構造とを有する医療撮像検出器が、提供される。前記第１のセンサ構成は、第１の撮像モダリティに属する第１のタイプの画像データを提供するように構成される。前記

50

第2のセンサ構成は、第2の撮像モダリティに属する第2のタイプの画像データを提供するように構成される。前記第1の撮像モダリティは、X線撮像モダリティであり、前記第2の撮像モダリティは、非X線撮像モダリティである。前記第1のセンサ構成は、第1の撮像領域を規定する第1の周縁線(circumferential line)内に配置された1又は複数の第1のセンサセグメントを有する。前記第2のセンサ構成は、第2の撮像領域を規定する第2の周縁線内に配置された1又は複数の第2のセンサセグメントを有する。前記第1の撮像領域及び前記第2の撮像領域は、少なくとも部分的に重複する。前記1又は複数の第1のセンサセグメント及び前記1又は複数の第2のセンサセグメントは、前記少なくとも1つの基板構造上に配置される。

【0009】

10

1つの利点として、異なるタイプの放射線又は情報に対する部分的に重複する撮像領域を持つ2以上の撮像センサを組み合わせることは、ユーザ、例えば医師に、患者の生体構造及び機能に関する、より完全な情報を提供する。例えば、X線画像は、詳細な解剖学的情報を提供するが、特定の造影剤が注入されない限り血流に関するいかなる情報も提供しない。他方で、超音波は、血液速度及び血流に関する正確な情報を与えることができるが、X線と比較すると解剖学的詳細及び侵入度を欠いているかもしれない。他の例として、ハイパースペクトルカメラは、皮膚に関する追加の情報、例えば組織の上層からの情報を与えることができ、前記情報は、X線又は超音波画像のいずれかでは入手可能ではない。X線センサ、超音波プローブ及びハイパースペクトルカメラの組み合わせは、したがって、医師が、詳細な解剖学的情報を得るのみならず、組織の上層からの情報並びに血流及び血液速度に関する情報を得ることをも可能にすることができる。これは、同じ患者位置における異なる画像の同時測定又は取得を可能にし、したがって、より良好な診断及び医療状態の治療のために前記患者に関する一貫した増大された情報を提供する。異なるセンサは、異なるシステム上で順次的に使用されることができるが、これは、前記患者の状態及び姿勢が異なる検査の間に変化することができるので、増大されたエラーを生じるかもしれない。更に、これらの異なるセンサの同時使用は、ハウジング、ケーブル及びインフラストラクチャを持つ個別のセンサを使用することから生じうる空間制約により妨害されうる。

20

【0010】

本発明によると、前記医療撮像検出器は、少なくとも1つの基板構造を有する。前記1又は複数の第1のセンサセグメント及び前記1又は複数の第2のセンサセグメントは、前記少なくとも1つの基板構造上に配置される。

30

【0011】

単一の基板又は基板構造における異なるセンサの一体化は、コンパクト設計を可能にする。例えば、異なるタイプのセンサは、半導体プロセスの同じ基盤技術、例えば相補型金属酸化膜半導体(CMOS)及び微小電気機械システム(MEMS)プロセスに基づいて前記基板上に構築されることができる。前記センサは、異なる基盤技術に基づいて前記基板上に構築されることもでき、例えば、箔上に製造されたセンサは、ラミネーション又は接着によりCMOSセンサと一体化されることができる。

【0012】

40

一例によると、前記第2のセンサセグメントは、可視光センサ、紫外光センサ、赤外光センサ、及びハイパースペクトルセンサのグループの少なくとも1つとして提供される光センサである。

【0013】

ハイパースペクトル撮像のような光学的撮像は、組織生理機能、形態及び組成に関する診断情報を提供することができる。

【0014】

一例によると、前記第2のセンサセグメントは、可聴音センサ、超音波センサ、及びインフラサウンドセンサのグループの少なくとも1つとして提供される音響センサである。

【0015】

50

超音波センサのような音響センサは、一次 X 線画像に対する追加の臨床的に関連した情報、例えば軟組織及び血流のような画像コンテンツを提供する。前記センサは、音送信器を有する又はトランスデューサと称される共有される送信器及び受信器を持つことができる。

【 0 0 1 6 】

用語「音響センサ」が、送信及び受信機能の両方を持つ音響送受信器又はトランスデューサにも関することに注意する。

【 0 0 1 7 】

一例によると、前記第 2 のセンサセグメントは、テラヘルツ放射線センサ及びギガヘルツ放射線センサのグループの少なくとも 1 つとして提供される放射線センサである。

10

【 0 0 1 8 】

前記テラヘルツ又はギガヘルツ放射線センサは、含水量及び組織の密度の差を測定するのに使用されうる。

【 0 0 1 9 】

用語「放射線センサ」は、テラヘルツ / ギガヘルツ放射線を送信及び受信する放射線送受信器又はトランスデューサ、例えば所望の送信 / 受信周波数に調整された小さなアンテナにも関する。

【 0 0 2 0 】

一例によると、前記医療撮像検出器は、更に、第 3 のセンサ構成を有する。前記第 3 のセンサ構成は、前記少なくとも 1 つの基板構造上に配置される。1 又は複数の第 3 のセンサセグメントを有する。前記第 3 のセンサセグメントは、テレメトリ送受信器、ボディエリアネットワーク送受信器、電場センサ、磁場センサ、姿勢センサ、加速度センサ、動きセンサ、及び回転センサのグループの少なくとも 1 つとして提供される非撮像センサである。

20

【 0 0 2 1 】

前記非撮像センサを提供することにより、電場、磁場、姿勢、対象の動き若しくは加速度に関する情報、又は対象若しくは前記検出器の回転に関する情報が、得られることができる。1 つの利点として、X 線画像取得は、患者運動を感知することにより最適化されることができる。加えて、X 線設定は、例えば患者の厚さの測定及び X 線源と前記患者との間の距離により、改良されることができる。

30

【 0 0 2 2 】

一例によると、前記第 2 のセンサセグメントは、前記第 1 の撮像領域の外周 (outer periphery) に配置される。

【 0 0 2 3 】

用語「外周」は、前記第 1 の撮像領域の外縁、すなわち前記第 1 の撮像領域を囲む領域を示す。

【 0 0 2 4 】

一例によると、前記第 1 のセンサセグメント及び前記第 2 のセンサセグメントは、共通の撮像領域においてインタリーブされる。

【 0 0 2 5 】

一例によると、二重撮像領域において、前記第 1 のセンサセグメント及び前記第 2 のセンサセグメントの少なくとも一部は、共通の撮像領域に対して二重撮像情報を提供するよう重複して配置される。

40

【 0 0 2 6 】

一例によると、前記第 1 のセンサセグメント及び前記第 2 のセンサセグメントは、前記少なくとも 1 つの基板構造の反対側に配置される。

【 0 0 2 7 】

本発明の第 2 の態様によると、上述の例の 1 つによる医療撮像検出器及び第 1 の撮像源を有する医療撮像システムが、提供される。前記第 1 の撮像源は、前記医療撮像検出器の前記第 1 のセンサ構成により検出されるべき第 1 のタイプの放射線として X 線放射線を提

50

供するように構成されたX線源である。

【0028】

一例によると、前記医療撮像システムは、更に、第2の撮像源を有する。前記第2の撮像源は、前記医療撮像検出器の前記第2のセンサ構成により検出されるべき信号を提供するように構成される。前記第2の撮像源は、光源、音響源、及び放射線源のグループの少なくとも1つとして設けられる。

【0029】

本発明の第3の態様によると、医療撮像方法が提供され、前記方法は、

a) 対象に対して第1の撮像モダリティ検査及び第2の撮像モダリティ検査を実行するステップと、

b) 医療撮像検出器を用いて第1の撮像モダリティの第1の画像データ及び第2の撮像モダリティの第2の画像データを取得するステップと、  
を有する。

【0030】

前記第1の撮像モダリティは、X線撮像モダリティであり、前記第2の撮像モダリティは、非X線撮像モダリティである。前記第1の画像データは、第1の撮像領域において取得され、前記第2の画像データは、第2の撮像領域において取得される。前記第1の撮像領域及び前記第2の撮像領域は、少なくとも部分的に重複する。1又は複数の第1のセンサセグメント及び1又は複数の第2のセンサセグメントは、少なくとも1つの基板構造上に配置される。

【0031】

本発明の一態様によると、例えばX線センサ、音響センサ、光学センサ/カメラ、テラヘルツ及びギガヘルツセンサ、並びに動きセンサのような非撮像センサを含む異なるタイプの放射線又は情報に対する2以上のセンサを有する医療撮像検出器が、提供される。このような組み合わせは、同じ患者位置における異なるタイプの画像データの同時測定又は取得を可能にし、したがって、前記患者に関する一貫した増大された情報を提供する。前記異なるタイプのセンサは、同じ基板、例えば結晶シリコン(c-Si)ウエハ、ガラス板、セラミック板又は箔上に構築されることができる。混合されたアプローチ、例えばアモルファスシリコン(a-Si:H)センサの隣に配置されたCMOSセンサは、両方の技術の強みを組み合わせる。また、箔上センサは、ラミネーション又は接着による他のセンサとの容易な一体化に役立つ。同じ基板上の2以上のセンサの製造は、有利であり、半導体プロセスの同じ基盤技術の使用、特に普及しているCMOS及びMEMSプロセスにより、容易化される。

【0032】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載される実施例を参照して説明され、明らかになる。

【0033】

本発明の典型的な実施例は、以下の図を参照して記載される。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】概略図において医療撮像検出器の典型的な実施例を示す。

【図2】医療撮像検出器の他の典型的な実施例を示す。

【図3】医療撮像検出器の更に他の典型的な実施例を示す。

【図4】医療撮像検出器の他の典型的な実施例を示す。

【図5】典型的な実施例による医療撮像システムの概略的な配置を示す。

【図6】医療撮像検査に対する典型的な方法の基本的なステップを示す。

【発明を実施するための形態】

【0035】

図1は、医療撮像検出器10の一例の概略図を示す。医療撮像検出器10は、第1のセンサ構成12及び第2のセンサ構成14を有する。第1のセンサ構成12は、第1の撮像

10

20

30

40

50

モダリティに属する第 1 のタイプの画像データを提供するように構成される。第 2 のセンサ構成 1 4 は、第 2 の撮像モダリティに属する第 2 のタイプの画像データを提供するように構成される。前記第 1 の撮像モダリティは、X 線撮像モダリティであり、前記第 2 の撮像モダリティは、非 X 線撮像モダリティである。

【 0 0 3 6 】

第 1 のセンサ構成 1 2 は、第 1 の撮像領域 2 0 を規定する、破線により示される第 1 の周縁線 1 8 内に配置された 1 又は複数の第 1 のセンサセグメントを有する。一例として、図 1 における第 1 のセンサ構成 1 2 は、医療撮像検出器 1 0 の中心部分を占める間接変換又は直接変換画素のいずれかを使用しうる X 線センサのマトリクスの形式で 1 つの第 1 のセンサセグメント 1 6 を有する。第 1 の周縁線 1 8 は、第 1 のセンサセグメント 1 6 の輪郭である。

10

【 0 0 3 7 】

第 2 のセンサ構成 1 4 は、第 2 の撮像領域 2 6 を規定する、他の破線で示される第 2 の周縁線 2 4 内に配置された複数の第 2 のセンサセグメント 2 2 を有する。第 1 の撮像領域 2 0 及び第 2 の撮像領域 2 6 は、少なくとも部分的に重複する。一例として、図 1 における第 2 のセンサ構成 1 4 は、第 1 の撮像領域 2 0 の外周に配置された 4 つの第 2 のセンサセグメント 2 2 を有する。第 2 の周縁線 2 4 は、4 つの第 2 のセンサセグメント 2 2 を囲む。第 2 の撮像領域 2 6 は、第 2 の周縁線 2 4 内の領域であり、したがって、第 1 の撮像領域 2 0 を含む。

【 0 0 3 8 】

20

他の例において、医療撮像検出器 1 0 は、更に、少なくとも 1 つの基板構造 2 8 を有する。1 又は複数の第 1 のセンサセグメント 1 6 及び 1 又は複数の第 2 のセンサセグメント 2 2 は、少なくとも 1 つの基板構造 2 8 上に配置される。一例として、図 1 における第 1 のセンサセグメント 1 6 及び 4 つの第 2 のセンサセグメント 2 2 は、基板構造 2 8 の同じ面上に配置される。

【 0 0 3 9 】

デュアル又はマルチモダリティ撮像検出器とも称される前記「医療撮像検出器」は、異なる撮像モダリティに属する 2 以上の異なるタイプの撮像データを取得する撮像検出器に関する。

【 0 0 4 0 】

30

前記「画像データ」は、例えば、2 D 画像に対する画素又は 3 D 画像に対するボクセルを含む個別の画像素子からなる一又は多次元データに関する。前記画像は、例えば、X 線、コンピュータ断層撮影、超音波、テラヘルツ撮像、又はハイパースペクトルカメラ等により収集された対象の医療画像であってもよい。前記「撮像モダリティ」は、ラジオグラフィ及び超音波のような体の画像を取得するのに使用される様々なタイプの機器又はプローブに関する。

【 0 0 4 1 】

前記撮像モダリティは、波長、エネルギー、及び対象、例えば患者の一部との相互作用に基づいて区別されうる。例えば、X 線は、体を横切ることができる。光は、限定的な侵入度を持つ。テラヘルツ/ギガヘルツ放射線も、限定的な侵入度を持つ。波長に依存して、物質の異なる特性、例えば異なる化合物による比吸収を調べることが可能である。

40

【 0 0 4 2 】

X 線撮像モダリティは、単一、二重及び多重エネルギー X 線撮像を有する。

【 0 0 4 3 】

非 X 線撮像モダリティは、超音波、光学、I R ( 赤外 )、U V ( 紫外 )、ハイパースペクトル撮像又は当業者に既知の他の撮像モダリティを含んでもよい。

【 0 0 4 4 】

用語「周縁線」は、1 又は複数のセンサセグメントを含む、囲む又は包囲する線を示す。換言すると、前記周縁線は、センサセグメントを囲み、一緒に関連付ける境界として機能する。1 つのセンサセグメントのみが存在する場合、前記周縁線は、前記センサセグメ

50



ントの輪郭を示す。2以上のセンサセグメントが存在する場合、前記周縁線は、前記センサセグメント及びその間の空間の輪郭を示す。前記周縁線は、前記センサセグメントの配置に依存して、異なる形状を持ちうる。前記周縁線は、凸形状を持ちうる。他の例において、前記周縁線は、全てのセンサセグメントを囲む最小の表面領域を規定する。他の例において、図1に示されるように、前記周縁線は、全てのセンサセグメントを囲むが、最小の長さを持つ線である。

#### 【0045】

一例において、前記周縁線は、円形、長円体又は楕円形状を持つ。他の例において、前記周縁線は、正方形又は長方形形状を持つ。

#### 【0046】

前記「撮像領域」は、画像取得目的で、例えば、X線画像又は超音波画像又は光学的（カメラ）画像を取得するのに使用される領域を示す。前記撮像領域は、画像情報を持つ画像セグメント（又は部分若しくは一部、又は画素）及び画像情報を持たない画像セグメント（又は部分若しくは一部、又は画素）、いわばブラインド又は「サイレント」スポットをも有する。しかしながら、部分によって、画像情報が取得されない場合でさえ、完全な撮像領域にわたる少なくともある程度の情報を達成することが可能である。例えば、画像情報は、前記撮像領域の半分に対してのみ取得されるが、主に外側部分の周りに分配され、したがって、前記対象又は患者の輪郭が、決定されることができる。例えば、前記撮像領域に対するかけた画像コンテンツは、補間により追加される。一例において、補間された部分は、取得された画像コンテンツとは異なるように示される。超音波トランスデューサ及びテラヘルツ／ギガヘルツ放射線に対して、例えば個別のトランスデューサ又はアンテナの間の位相を調整することにより、送信ビーム及び受信ビームを電子的にステアリングすることも可能である。UV／可視／IRイメージャに対して、レンズは、撮像タスクの必要性に対してビューイング方向を適合するように使用されることができる。

#### 【0047】

一部のタイプのセンサに対してではあるが、前記「撮像領域」は、「対象領域」と同等ではない。例えば、カメラは、小さな撮像領域、すなわち画素領域、又は換言すると、前記センサセグメントの表面領域で、完全な大きな対象、すなわち患者の一部を撮像することができる。他の例は、撮像された対象領域（又は体積）と比べて小さな撮像領域を持つ超音波センサである。本発明に関連する「撮像領域」は、これらのセンサセグメントの表面領域のみならず、それらの間の空間にも関する。例えば、第2の撮像領域26は、4つの第2のセンサセグメント22の表面領域のみならず、第2の周縁線24の中の他の表面領域をも有する。

#### 【0048】

前記「センサセグメント」は、複数のセンサ部分セグメント、例えば一緒にタイリングされた2つの部分セグメントにより形成されてもよい。各センサセグメント又は部分セグメントは、付属の画素電子装置を持つX線感知素子又は光感知フォトダイオードのような、感知素子、すなわち画素のマトリクスとして設けられうる。

#### 【0049】

前記「X線センサ」は、X線を電荷に変換する直接技術（直接変換検出器）又は間接技術（間接変換検出器）のいずれかを使用しうるX線感知素子のマトリクスを有してもよい。直接変換検出器は、X線光子を電荷に直接的に変換するアモルファスセレンのようなX線光伝導体を持つ。間接変換検出器は、他方で、まずX線を可視光に変換するシンチレータを持つ。当該光は、次いで、アモルファスシリコンフォトダイオードアレイ、CMOSイメージャ又はCCDのような光検出器を用いて電荷に変換される。薄膜トランジスタ（TFT）アレイが、直接及び間接変換検出器の両方に使用されてもよい。

#### 【0050】

前記X線センサは、アモルファスシリコン（a-Si）TFT、低温再結晶多結晶シリコン（LTPS）、有機トランジスタ（OTFT）又はアモルファス酸化物（AOS）スイッチマトリクスに基づいて作成されてもよい。前記X線センサは、例えば、ガラス、ブ

10

20

30

40

50

ラスチック箔、シリコン、及びセラミック基板を含む異なるタイプの基板上に配置されてもよい。

【 0 0 5 1 】

前記 X 線センサは、X 線照射中に 2 以上の X 線エネルギースペクトルを同時に取得する二層又は多層 X 線センサであってもよい。

【 0 0 5 2 】

前記「基板構造」は、1 又は複数の基板を有する構造を示す。前記複数の基板は、例えば、より大きな基板領域を形成するように一緒にタイリングされてもよい。他の例において、前記複数の基板は、異なるタイプのセンサを支持するように互いの上にスタックされてもよく、例えば X 線センサに対するガラス基板及び C M O S 画像センサに対するシリコン基板である。

10

【 0 0 5 3 】

「タイリング (tiling)」は、複数のサブ基板を一緒に、しかしながら互いに覆わないように配置することを示す。このようにして、より大きな検出器が形成される。例えば、複数のサブ基板は、1 つの連続的なセンサを形成するように支持基板に取り付けられることができる。一例において、サブ基板は、部分セグメントを形成する。

【 0 0 5 4 】

前記少なくとも 1 つの基板「に配置される」という用語は、前記基板により前記セグメントを保持する又は固定して支持するとも称される。前記セグメントは、前記基板に取り付けられる。

20

【 0 0 5 5 】

前記第 1 のセンサセグメント及び前記第 2 のセンサセグメントを前記少なくとも 1 つの基板構造上に配置することは、堆積及びリソグラフィ工程を含んでもよい。代わりに、前記第 1 及び第 2 のセンサ構成は、別々に製造され、次いで、例えばプラスチック箔基板のラミネーション又は接着により、前記少なくとも 1 つの基板上に取り付けられてもよい。前記構成の選択は、特定の基板に対する製造技術の利用可能性のような様々な要因に依存する。

【 0 0 5 6 】

2 つの異なるタイプのセンサが同じ基板上に配置されうると理解される。同じ基板上の 2 以上のセンサの製造は、有利であり、半導体プロセスの同じ基盤技術の使用により、例えば C M O S 及び M E M S プロセスにより、容易化される。例えば、X 線センサ及びハイパースペクトルセンサ又はカメラは、両方とも C M O S プロセスで製造される。代わりに、異なるタイプのセンサは、異なるタイプの基板上に製造されてもよく、前記基板は、後で互いに取り付けられる。一例として、X 線検出器は、ガラス上の a - S i 薄膜技術とも称される、ガラス上のアモルファスシリコン薄膜技術を使用して作成されてもよく、ハイパースペクトルカメラは、C M O S プロセスで製造されてもよい。前記ハイパースペクトルカメラは、したがって、単一の多機能撮像センサを形成するように前記 X 線検出器に取り付けられることができる。

30

【 0 0 5 7 】

要求される前記非 X 線撮像モダリティに依存して、第 2 のセンサセグメント 2 2 は、可視光センサ、紫外光センサ、赤外光センサ、及びハイパースペクトルセンサのグループの少なくとも 1 つを有する光センサでありうる。

40

【 0 0 5 8 】

同じ基板上の X 線センサ及び 1 以上の光、U V、I R 及び / 又はハイパースペクトルセンサの提供は、同じ患者領域の同時の X 線及び光、U V、I R 及び / 又はハイパースペクトル撮像を可能にする。

【 0 0 5 9 】

前記可視光センサは、光の可視範囲において画像を提供するように付属の画素電子装置を持つ光感知フォトダイオードのマトリクスを使用する C M O S 画像センサでありうる。前記センサの波長範囲は、特別な製造工程で U V 範囲に拡張されることができる。

50

## 【 0 0 6 0 】

前記 I R センサは、赤外光の実際の検出に対する光伝導体を有する C M O S チップに基づいてもよい。前記光伝導体は、ゲルマニウム ( G e )、ガリウムヒ素 ( G a A s )、インジウムガリウムヒ素 ( I n G a A s ) 及び同様の I I I - V 又は I I - V I 半導体でありうる。

## 【 0 0 6 1 】

前記ハイパースペクトルセンサは、これらの波長範囲の 1 以上を組み合わせ、異なる波長における多数の画像を提供する。

## 【 0 0 6 2 】

前記フォトダイオードが、いかなる適切な製造工程によって作られることもできる。例えば、可視、U V 又は I R 範囲に対するフォトダイオードは、プラスチック箔基板上の有機半導体を使用して作成されうる。

10

## 【 0 0 6 3 】

他の例において、第 2 のセンサセグメント 2 2 は、可聴音センサ、超音波センサ、及びインフラサウンドセンサのグループの少なくとも 1 つを有する音響センサである。

## 【 0 0 6 4 】

前記 X 線センサに対する音響センサ、例えば 1 以上の超音波トランスデューサアレイの追加は、同時の X 線及び超音波撮像を可能にし、したがって、動脈及び静脈における血液速度及び血流のような追加の情報を提供する。

## 【 0 0 6 5 】

20

前記音響センサは、音響放射の受信及び送信に適した従来の可聴音、超音波、又はインフラサウンドトランスデューサでありうる。前記センサは、ステアリング可能な超音波スキュナを形成するように C M O S ドライバ及び増幅器アレイと一体化された容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ ( C M U T ) のような M E M S センサであってもよい。

## 【 0 0 6 6 】

更に他の例において、第 2 のセンサセグメント 2 2 は、テラヘルツ放射線センサ及びギガヘルツ放射線センサのグループの少なくとも 1 つを有する放射線センサである。

## 【 0 0 6 7 】

テラヘルツ ( T H z ) 及びギガヘルツ ( G H z ) 電磁放射線の検出及び送信は、所望の送信 / 受信周波数に調整された小さなアンテナを使用して行われうる。テラヘルツ放射線の一部の周波数は、脂肪組織のような低含水量を持つ組織を数ミリメートル侵入し、戻るように反射することができる。T H z 放射線は、組織の含水量及び密度の差を検出することもできる。前記 T H z センサ / 送受信器は、したがって、安全で、非侵襲的で、無痛である撮像システムで上皮癌の有効な検出を可能にする。

30

## 【 0 0 6 8 】

図 2 は、第 1 のセンサセグメント 1 6 及び第 2 のセンサセグメント 2 2 が共通の撮像領域 3 0 においてインタリーブされる例を示す。

## 【 0 0 6 9 】

第 1 のセンサ及び第 2 のセンサを「インタリーブ」するとは、例えば複数の非近隣の第 1 のセンサ又はセンサ画素を第 2 のセンサ又はセンサ画素で置き換えることにより、第 1 のセンサの間で規則的な又は不規則な間隔で複数の第 2 のセンサを散在させることを示す。

40

## 【 0 0 7 0 】

オプションとして図 2 に示される一例において、第 1 のセンサセグメント 1 6 において、複数の非近隣 X 線画素が、第 2 のセンサセグメント 2 2、例えば C M U T セグメントにより置き換えられることができる。結果として生じる X 線画像において、欠けた画素は、連続的な X 線画像を形成するように近隣画素から補間された値により置き換えられる。前記 C M U T セグメント、すなわち第 2 のセンサセグメント 2 2 は、前記 X 線センサと同様のサイズのアレイを形成し、詳細な超音波画像を可能にする。

## 【 0 0 7 1 】

50

図3は、二重撮像領域32において、第1のセンサセグメント16及び第2のセンサセグメント22の少なくとも一部が、共通の撮像領域に対する二重撮像情報を提供するように重複して配置される他の例を示す。

【0072】

オプションとして図3に示される一例において、第1のセンサ構成12及び第2のセンサ構成14は、少なくとも1つの基板構造28の反対側に配置される。

【0073】

例えば、X線検出器セグメント、すなわち第1のセンサセグメント16は、基板構造28の下側に設けられ、第2の（非X線）撮像モダリティのセグメント22、例えば超音波トランスデューサは、基板構造28の上側に設けられる。用語「下側」は、前記対象及びX線源から離れるように面する基板の側を示す。用語「上側」は、前記対象に向かうように面する側を示す。したがって、X線放射線は、X線検出器層に到達する前に、まず、前記上側を通過する。

【0074】

基板構造28の前記上側に例えば超音波トランスデューサを設けることにより、前記超音波トランスデューサは、前記対象、例えば患者の一部と良好な音響結合にある。

【0075】

更に、特定の波長又は特定のタイプの放射線に対する前記基板並びに前記第1及び第2のセンサ構成の透明度は、この構成に対して考慮されなければならない。例えば、前記X線センサが、前記X線源から離れるように面するように前記基板の下に配置される場合、前記センサの前の前記センサ構成及び前記基板がX線の大部分を吸収しないことが保証されるべきである。

【0076】

更に図示されない他の例において、前記第1のセンサセグメント、すなわちX線検出器セグメント、並びに光及びIRセンサのような前記第2のセンサセグメントは、別個の基板、例えばプラスチック箔上に製造され、二重撮像領域を形成するように、例えば箔のラミネーションにより、互いに取り付けられる。同様に、特定の波長又は特定のタイプの放射線に対する前記センサ及び前記基板の透明度は、考慮されなければならない。例えば、一体化された光センサを持つ薄膜は、X線の大部分を吸収しないので、前記X線センサの前に配置されることができる。他方で、赤外センサは、ほとんどの半導体が赤外領域において透明であるので、X線センサの下に、すなわち前記対象から離れるように面して、配置されることができる。

【0077】

上述の例において、前記基板構造は、一体基板材料の単一の層である。他の例において、前記基板構造は、1つの基板層を形成するように互いの上にスタックされた材料の2以上のサブ層を有することができる。

【0078】

図4は、基板構造28が材料の2つのサブ層、すなわち複数の中間基板28a及びベース基板28bを有する例を示す。第1のセンサセグメント16、すなわち大面積X線センサは、ベース基板28b、例えばシリコン基板上に製造されてもよい。他方で、ハイパースペクトルカメラのような第2のセンサセグメント22は、プラスチック箔基板、すなわち中間基板28a上で有機半導体を使用して作成されてもよい。第1のセンサセグメント16の一部の画素は、ベース基板28bに中間基板28aを取り付けることにより第2のセンサセグメント22により置き換えられる。

【0079】

他のオプションとして、第3のセンサ構成（図示されない）が、上述の例に設けられてもよい。前記第3のセンサ構成は、前記少なくとも1つの基板構造上に配置された1又は複数の第3のセンサセグメントを有する。前記第3のセグメントは、テレメトリ送受信器、ボディエリアネットワーク送受信器、電場センサ、磁場センサ、姿勢センサ、加速度センサ、動きセンサ及び回転センサのグループの少なくとも1つを有する非撮像センサであ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 8 0 】

前記第 3 のセンサセグメントは、上述の例の 1 つによる基板上に配置されうる。例えば、前記第 3 のセンサセグメントは、前記第 1 の撮像領域 2 0 の外周上に配置されてもよい。他の例において、前記第 3 のセンサセグメント及び前記第 1 のセンサセグメントは、インタリーブされる。

【 0 0 8 1 】

前記第 3 のセンサセグメントは、体温又は電気心臓信号のような、前記第 1 及び第 2 のセンサ構成により取得された画像データに対する追加の情報を追加するために設けられる。加えて、前記第 3 のセンサ構成は、例えば患者の動きを感知することにより、又は患者の厚さを測定することにより、X 線画像取得プロセスを向上させるのに使用されてもよい。

10

【 0 0 8 2 】

テレメトリ送受信器は、検査されるべき媒体、例えば患者内に又は上に分散された、イーピル (e-pill) のような、他のセンサからのテレメトリを受信するのに使用されることができる。

【 0 0 8 3 】

ボディエリアネットワーク送受信器は、前記医療撮像検出器上に配置されたセンサの無線ネットワークを介して患者モニタリングデータ、例えば血圧、体温、又は心拍を収集することを可能にする。

20

【 0 0 8 4 】

容量性電場センサのような電場センサは、心電図 ( E C G ) を測定するのに使用される。

【 0 0 8 5 】

磁場センサは、前記医療撮像検出器と、前記 X 線源、例えば X 線管が対応する磁場生成コイルとしても設けられる場合に前記 X 線管とをアラインするのに使用されてもよい。磁場センサは、患者の中の、カテーテルヘッドのような介入装置の位置を感知するために設けられてもよい。

【 0 0 8 6 】

更に、例えばキャパシタンス、インピーダンス又は圧力測定に基づく加速度センサ、回転センサ、姿勢センサ及び動きセンサは、前記医療撮像検出器の運動を検出するのに使用されることができる。

30

【 0 0 8 7 】

動きセンサは、前記患者と前記医療撮像検出器との間の相対距離を検出するために光センサ又は超音波センサとして設けられてもよい。

【 0 0 8 8 】

加えて、動きアーチファクトを関心信号の途絶を避けるために、追加の超音波送受信器又は光学 / I R カメラが、測定中に患者の姿勢をモニタリングするために設けられてもよい。

【 0 0 8 9 】

図 5 は、概略図において医療撮像システム 1 0 0 の一例を示す。医療撮像システム 1 0 0 は、第 1 の撮像源 3 4 及び上述の例の 1 つによる医療撮像検出器 1 0 を有する。第 1 の撮像源 3 4 は、医療撮像検出器 1 0 の第 1 のセンサ構成 1 2 ( 図示されない ) により検出されるべき第 1 のタイプの放射線として X 線放射線 3 6 を提供するように構成された X 線源である。

40

【 0 0 9 0 】

対象 3 8、例えば患者の一部は、検査下において X 線放射線 3 6 で照射される。X 線ビームのエネルギーの一部は、対象 3 8 を通過するときに吸収される。対象 3 8 の反対側では、医療撮像検出器 1 0 は、減衰された放射線を獲得し、結果として医療又は臨床画像を生じる。

50

## 【0091】

前記医療撮像検出器の前記第2のセンサ構成により検出されるべき第2のタイプの放射線は、追加の撮像源なしで提供されうる。

## 【0092】

例えば、少なくとも1つの可視光センサを有する前記第2のセンサ構成は、前記医療撮像検出器上に設けられる。前記可視光センサは、環境照明条件下で、すなわちいかなる光源も使用せずに、対象、例えば患者の輪郭を検出するのに使用されるCMOS画像センサでありうる。

## 【0093】

例えば、前記第2の撮像源は、光、例えば、環境、例えば手術室、又は治療若しくは検査室に存在する可視光、又はUV光若しくはIR光でありうる。換言すると、前記第2のタイプの放射線は、第2の撮像源により又は周囲若しくは環境源により提供されることができる。

10

## 【0094】

オプションとして図5に示される例によると、医療システム100は、更に、第2の撮像源40を有する。第2の撮像源40は、医療撮像検出器10の第2のセンサ構成14（図示されない）により検出されるべき信号を提供するように構成される。第2の撮像源40は、光源、音響源、及び放射線源のグループの少なくとも1つとして設けられる。

## 【0095】

図5における第2の撮像源40の位置又は配置は、単に説明目的であることに注意する。特定のタイプの撮像源が、医療撮像検出器10内に一体化されうると理解される。例えば、前記医療撮像検出器上の超音波トランスデューサは、音生成及び受信の両方に対して使用されることができる。

20

## 【0096】

更に、オプションとして、医療撮像検出器10は、図示されない前記第3のセンサ構成を設けられる。前記第3のセンサ構成は、前記第1及び第2のセンサ構成により取得された前記画像データから取得可能ではない情報を伝えるために設けられ、したがって、前記一次X線画像に対して臨床的に関連した情報、例えば温度、電気心臓信号等を追加する。

## 【0097】

図6は、以下のステップを有する医療撮像方法200を示す。第1のステップ210において、第1の撮像モダリティ検査及び第2の撮像モダリティ検査が、対象に対して実行される。第2のステップ220において、前記第1の撮像モダリティの第1の画像データ及び前記第2の撮像モダリティの第2の画像データが、医療撮像検出器を用いて取得される。前記第1の撮像モダリティは、X線撮像モダリティであり、前記第2の撮像モダリティは、非X線撮像モダリティである。前記第1の画像データは、第1の撮像領域において取得され、前記第2の画像データは、第2の撮像領域において取得される。前記第1の撮像領域及び前記第2の撮像領域は、少なくとも部分的に重複する。

30

## 【0098】

第1のステップ210は、ステップa)とも称され、第2のステップ220は、ステップb)とも称される。

40

## 【0099】

2つの撮像モダリティに属する2つの画像データセットを単一のディスプレイ上で重ねるように2つの画像データセットをアラインする及びマッチさせるような、他の(サブ)ステップが、提供されてもよいと理解されるべきである。

## 【0100】

本発明の他の典型的な実施例において、先行する実施例の1つによる方法の方法ステップを適切なシステム上で実行するように構成されることにより特徴づけられるコンピュータプログラム又はコンピュータプログラム要素が、提供される。

## 【0101】

前記コンピュータプログラムは、したがって、本発明の一実施例の一部であってもよい

50

コンピュータユニットに記憶されてもよい。この計算ユニットは、上に記載された方法のステップを実行する又は実行を誘導するように構成されうる。更に、これは、上記の装置のコンポーネントを動作するように構成されてもよい。前記計算ユニットは、自動的に動作する又はユーザの命令を実行するように構成されることができる。コンピュータプログラムは、データプロセッサのワーキングメモリ内にロードされてもよい。前記データプロセッサは、したがって、本発明の方法を実行するように備えられてもよい。

【0102】

本発明のこの典型的な実施例は、最初から本発明を使用するコンピュータプログラム及びアップデートを用いて既存のプログラムを、本発明を使用するプログラムにするコンピュータプログラムの両方をカバーする。

10

【0103】

更に、前記コンピュータプログラム要素は、上記の方法の典型的な実施例の手順を満たす全ての必要なステップを提供することができてよい。

【0104】

本発明の他の典型的な実施例によると、CD-ROMのようなコンピュータ可読媒体が、提示され、前記コンピュータ可読媒体は、先行するセクションにより記載されたコンピュータプログラム要素を記憶している。

【0105】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアの一部として又は一緒に提供される光記憶媒体又は半導体媒体のような適切な媒体に記憶及び/又は分配されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線電気通信システムを介するような、他の形式で分配されてもよい。

20

【0106】

しかしながら、前記コンピュータプログラムは、ワールドワイドウェブのようなネットワーク上で提示されてもよく、このようなネットワークからデータプロセッサのワーキングメモリにダウンロードされることができる。本発明の他の典型的な実施例によると、コンピュータプログラム要素をダウンロード可能にする媒体が、提供され、前記コンピュータプログラム要素は、本発明の以前記載された実施例の1つによる方法を実行するように構成される。

【0107】

30

本発明の実施例が、異なる対象を参照して記載されることに注意しなくてはならない。特に、一部の実施例は、方法型請求項を参照して記載されるのに対し、他の実施例は、装置型請求項を参照して記載される。しかしながら、当業者は、上記及び以下の記載から、他に通知されない限り、1つのタイプの対象に属するフィーチャの組み合わせに加えて、異なる対象に関するフィーチャの間のいかなる組み合わせも、本明細書に開示されていると見なされると推測する。しかしながら、全てのフィーチャは、組み合わせられることができ、フィーチャの単純な合計より大きい相乗効果を提供する。

【0108】

本発明は、図面及び先行する記載において詳細に図示及び記載されているが、このような図示及び記載は、例示的又は典型的であり、限定的であると見なされるべきではない。本発明は、開示された実施例に限定されない。開示された実施例に対する他の変形例は、図面、開示及び従属請求項の検討から、請求された発明を実施する当業者により理解及び達成されることができる。

40

【0109】

請求項において、単語「有する」は、他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「1つの」は、複数を除外しない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に記載された複数のアイテムの機能を満たしてもよい。特定の方策が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの方策の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。請求項内のいかなる参照符号も、範囲を限定すると解釈されるべきではない。

50

【図 1】

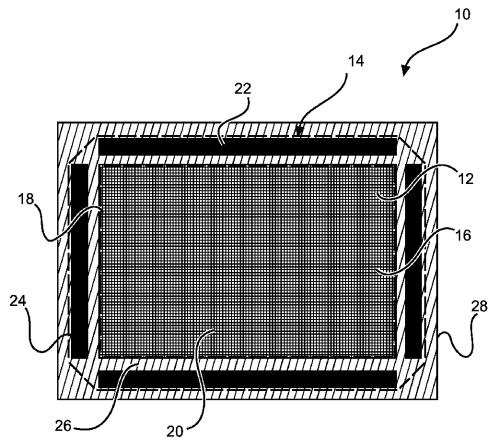


Fig. 1

【図 2】

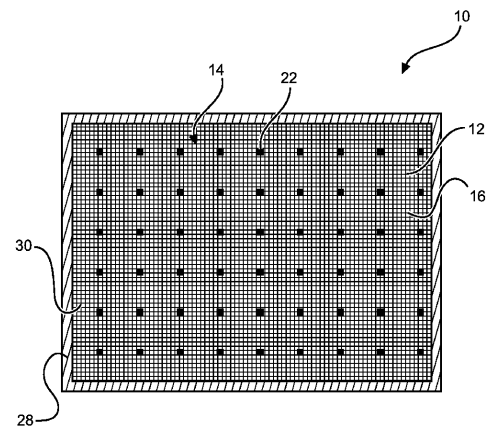


Fig. 2

【図 3】

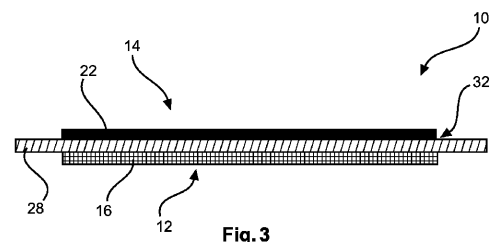


Fig. 3

【図 4】

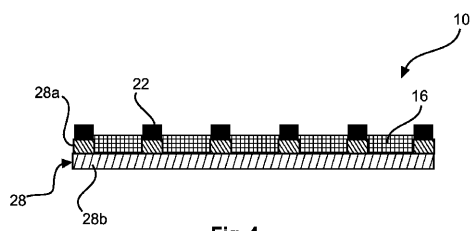


Fig. 4

【図 6】

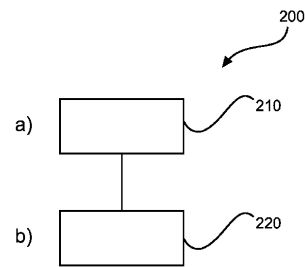


Fig. 6

【図 5】

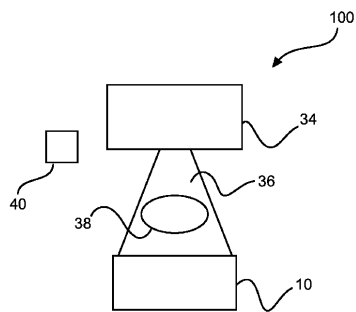


Fig. 5



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ヤコブス ヨハンネス ウィルヘルムス マリア  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ルーテン ヴァルター  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 シモン マチアス  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

審査官 松岡 智也

- (56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 2 7 8 9 5 5 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 2 4 2 9 7 9 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 0 5 - 3 3 4 1 2 9 ( J P , A )  
特開 2 0 1 2 - 0 3 2 1 7 0 ( J P , A )  
特開 2 0 0 6 - 2 1 8 2 1 6 ( J P , A )  
特開 2 0 1 2 - 0 5 0 5 9 6 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4