

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-530864

(P2004-530864A)

(43) 公表日 平成16年10月7日(2004.10.7)

|                            |                      |                 |
|----------------------------|----------------------|-----------------|
| (51) Int. Cl. <sup>7</sup> | F I                  | テーマコード (参考)     |
| GO 1 T 1/24                | GO 1 T 1/24          | 2 G O 8 8       |
| A 6 1 B 6/00               | A 6 1 B 6/00 3 O O S | 4 C O 9 3       |
| HO 1 L 27/14               | HO 4 N 5/32          | 4 M 1 1 8       |
| HO 1 L 27/146              | HO 1 L 31/00 A       | 5 C O 2 4       |
| HO 1 L 31/09               | HO 1 L 27/14 K       | 5 F O 8 8       |
|                            | 審査請求 未請求 予備審査請求 有    | (全 63 頁) 最終頁に続く |

(21) 出願番号 特願2002-563028 (P2002-563028)  
 (86) (22) 出願日 平成14年2月8日 (2002.2.8)  
 (85) 翻訳文提出日 平成15年8月6日 (2003.8.6)  
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2002/000549  
 (87) 国際公開番号 W02002/063339  
 (87) 国際公開日 平成14年8月15日 (2002.8.15)  
 (31) 優先権主張番号 0103133.5  
 (32) 優先日 平成13年2月8日 (2001.2.8)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 502287347  
 ザ ユニヴァーシティー コート オブ  
 ザ ユニヴァーシティー オブ グラスゴ  
 ー  
 イギリス, グラスゴー ジー12 8キ  
 ューキュー, ユニヴァーシティー アヴ  
 ェニュー, ギルバート スコット ビル  
 ディング (番地なし)  
 (74) 代理人 100084087  
 弁理士 鴨田 朝雄  
 (74) 代理人 100108877  
 弁理士 鴨田 哲彰

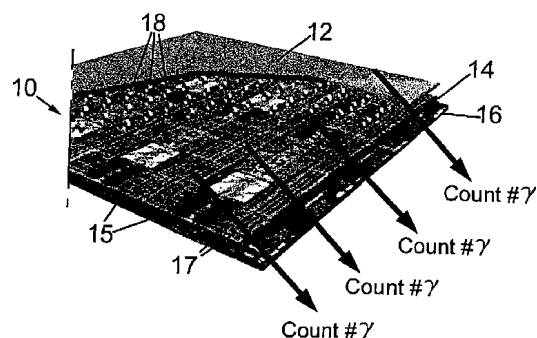
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用画像処理装置

## (57) 【要約】

本発明に係る医療用画像処理装置および機器 (4) は、複数の半導体画素検知器 (12) により形成されるX線検知器 (10) を備え、それぞれの半導体画素検知器 (12) は、関連する電気回路 (15) および計数器 (68; 図5参照) を有する。使用中、被写体は、X線発生装置 (2; 図1参照) およびX線検知器 (10) の間に配置され、照射され、そして、画素検知器 (12) に入射したX線は、関連する電気信号に直接変換され、該信号は電気回路 (15) によりデジタル化され、計数器 (68) により計数される。これらのデジタル化された電気信号は、吸収されたX線のエネルギーと入射位置とを示し、操作されることにより、X線が照射された被写体を表示する画像を付与する。該画像により視覚分析がリアルタイムで実行される。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

使用中に、半導体検知素子上へ入射した X 線が、対応する電気信号へと直接変換される、複数の半導体検知素子を有する X 線検知器を備える医療用画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記半導体検知素子が画素検知器である請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 3】

各画素検知器からの電気信号が、該信号がデジタル化される少なくとも 1 つの電気回路へ送られる請求項 2 に記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 4】

選択されたエネルギー域内で各画素検知器によって吸収された X 線の量が、各画素に埋め込まれた計数器によって記録される請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

10

## 【請求項 5】

1 k e V を超えるエネルギーを有する X 線を検知するのに効果的な請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 6】

1 k e V ～ 2 0 0 k e V の範囲内で、特に 5 0 k e V を超えるエネルギーを有する X 線を検知するのに効果的な請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 7】

前記電気信号が、前記吸収された X 線のエネルギーおよび入射位置を示す請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

20

## 【請求項 8】

前記半導体画素検知器が、電子回路チップ上に、互いにタイル状に配置された、複数の半導体ウェハチップからなる請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 9】

電気接触が各半導体ウェハの裏面でなされ、整流接触が各半導体画素に埋め込まれた電極によりなされる請求項 8 に記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 10】

各画素電極が対応する電気信号デジタル化回路に接続される請求項 9 に記載の医療用画像処理装置。

30

## 【請求項 11】

各電気回路が単一読出し集積回路 ( R O I C ) である請求項 10 に記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 12】

画素検知器が III ～ V 属半導体材料である化合物半導体材料から作製される請求項 1 ～ 11 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 13】

半導体材料がガリウム砒素を基とする材料からなる請求項 1 ～ 12 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

40

## 【請求項 14】

半導体が、エピタキシャル成長したガリウム砒素またはガリウム砒素基板上に形成されたそれらの合金から形成する請求項 1 ～ 13 のいずれかに記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 15】

読出し集積回路 ( R O I C ) の各画素の電気信号処理においてパルス高さ解析を組み込むことで、エネルギー選択を経て、吸収された X 線の最適なエネルギーのみを計数することにより、画像品質を最適化して、画像品質を向上する請求項 14 に記載の医療用画像処理装置。

## 【請求項 16】

各画素検知器がモノリシック半導体画素検知器であり、入射した X 線が、対応する電気信

50

号へと直接変換される請求項 2 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 17】

前記電気信号が、モノリシック半導体画素検知器内に埋め込まれた電極においてデジタル化され、処理される請求項 16 に記載の医療用画像処理装置。

【請求項 18】

半導体検知素子が、半導体基板を有し、該半導体基板の一方の表面に、細片の形に形成される複数の電極を配置し、他方の表面に、細片の形に形成され、前記一方の表面に形成された電極と直交して配置された複数の逆バイアスの p n 接合電極を配置し、前記検知器に入射した各 X 線光子が、前記両表面における電極の交点において、その位置および光子のエネルギーを示す電気信号を生成する請求項 1 に記載の医療用画像処理装置。

10

【請求項 19】

請求項 1 ～ 18 のいずれかに記載の医療用画像処理装置を含む医療用画像処理機器。

【請求項 20】

X 線発生装置が、半導体検知手段に入射する X 線を生成する請求項 19 に記載の医療用画像処理機器。

【請求項 21】

被写体が前記 X 線発生装置と半導体画素手段の間に配置され、半導体検知手段の中で生成される電気信号が照射された被写体を表す請求項 20 に記載の医療用画像処理機器。

【請求項 22】

被写体の少なくとも一部を X 線発生装置と検知手段の間に配置するステップ、X 線発生装置により生成された X 線により当該被写体の少なくとも一部を照射するステップ、前記検知手段により受信された X 線を、検知器の半導体画素により、電荷に直接変換するステップからなる、被写体の X 線画像処理方法。

20

【請求項 23】

電界により、読出し集積回路 (ROIC) の各画素に埋め込まれた電極に対して、吸収された X 線エネルギーにより生成された電荷を送るステップ、該電荷を電気信号に変換するステップをさらに含む請求項 22 に記載の被写体の X 線画像処理方法。

【請求項 24】

画素からの電荷を収集するステップ、該電荷をデジタル化するステップ、読出し集積回路 (ROIC) の画素内のバッファにデジタル化された電荷をデータとして保存するステップ、保存されたデータを操作することにより、X 線照射された被写体を表す画像を付与するステップをさらに含む請求項 23 に記載の被写体の X 線画像処理方法。

30

【請求項 25】

各列の画素内の各電極において電気信号を収集するステップ、電気回路を介して、前記各列の端部にある読出しセルに前記電気信号を送るステップをさらに含む請求項 24 に記載の X 線画像処理方法。

【請求項 26】

前記各列の読出しセルからの画素データを同時に収集し、該収集されたデータをバッファに送るステップをさらに含む請求項 25 に記載の X 線画像処理方法。

【請求項 27】

X 線画像処理システムからの前記デジタル化された信号を、視覚分析用の映像および記録システムへ送るステップをさらに含む請求項 26 に記載の X 線画像処理方法。

40

【請求項 28】

リアルタイムに視覚分析を実行するステップをさらに含む請求項 27 に記載の X 線画像処理方法。

【請求項 29】

複数の半導体素子および少なくとも 1 つの電気回路を備える X 線画像処理装置において、被写体に照射された X 線束を半導体素子上に入射させ、対応する電気信号に変換させることからなる、被写体の X 線画像処理を実行するための医療用画像処理装置の使用方法。

【請求項 30】

50

前記電気信号がそれぞれの光子の数およびエネルギーを示す請求項 29 に記載の医療用画像処理装置の使用方法。

【請求項 31】

前記電気信号が少なくとも 1 つの電気回路に送られ、該電気回路において前記電気信号がデジタル化される請求項 30 に記載の医療用画像処理装置の使用方法。

【請求項 32】

少なくとも 1 つの電気回路により、電気信号から、被写体の画像が再生される請求項 31 に記載の医療用画像処理装置の使用方法。

【請求項 33】

被写体の画像を得るために、要求される被写体への照射が 1 回だけである請求項 29 に記載の医療用画像処理装置の使用方法。 10

【請求項 34】

前記装置が人間および動物に対する血管造影法を実行するために使用される請求項 29 ～ 33 のいずれかに記載の医療用画像処理装置の使用方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用画像処理装置およびその関連システムと方法に関し、特に、デジタル血管造影法に用いる画像処理システムに関するが、これに限られない。

【背景技術】

【0002】

医療用 X 線撮影において、伝統的な X 線画像処理システムは、従来のフィルム板を使用し、照射された被写体の画像を得ている。最近では、デジタル X 線撮影を行うために、デジタル画像処理システムが使用されている。一部の現行システムは、トランジスタ画素を有する半導体を使用し、変換プレートを通じた後、半導体に入射した放射線によって発生する電荷を収集する。変換プレートには、典型的には、X 線を増倍してトランジスタ画素による検知に適した波長に変換するシンチレーション材料が使用される。シンチレーションプレートを通じた後で放射線を吸収する材料としては、通常アモルファスシリコンが使用される。他の公知の直接検知システムは、アモルファスセレンを用いて放射線を吸収する。これらのシステムは、放射線の各線量を照射する間に回復時間が要求されるという欠点を有する。 20 30

【0003】

さらに、血管造影法に用いる場合、これらのシステムはしばしば、デジタル減算血管造影法として知られる技術に依存しており、ここでは、造影剤を注射する前に第 1 照射画像が撮影される。通常はヨウ素をベースとした造影剤が関連領域に注射され、第 2 照射画像が撮影される。次いで、第 1 画像が第 2 画像から減算され、増強されたコントラストが最終的に表示装置に表示される。しかし、この技術は、照射線量を少なくとも 2 回照射することが要求され、さらに、患者がヨウ素などの造影剤にアレルギーを有する場合がある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の少なくとも 1 態様は、直接検知光子を計数する画素検知器を用いることによって、上記の問題の少なくとも 1 つを回避または緩和することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第 1 態様では、使用中に、半導体検知素子上へ入射した X 線が、対応する電気信号へと直接変換される、複数の半導体検知素子を有する X 線検知器を備える医療用画像処理装置が提供される。

【0006】

各画素検知器からの電気信号は、少なくとも 1 つの電気回路へ送られ、電気回路で信号が 50

デジタル化されることが好ましい。

【0007】

選択されたエネルギー域内で各画素検知器によって吸収されたX線の量が、各画素に埋め込まれたバイナリカウンタまたはスカラカウンタによって記録されることが好ましい。

【0008】

検知器の構成は、1 keVを超えるエネルギー、好ましくは1～200 keVの範囲内で、一実施形態では50 keVを超えるエネルギーを有するX線を検知するのに効果的であることが好ましい。

【0009】

前記電気信号が、前記吸収されたX線のエネルギーおよび入射位置を示すことが好ましい 10

【0010】

前記半導体画素検知器は、電子回路チップ上に、好ましくは互いにタイル状に配置された、複数の半導体ウェハチップからなることが好ましい。

【0011】

各半導体ウェハは複数の画素を含むことが好ましい。

【0012】

各画素検知器はX線光子計数器であり、各画素検知素子が、吸収された入射光子のエネルギーに対応する電荷パルスを生成することが好ましく、また、吸収された光子数も計数することが好ましい。 20

【0013】

電気接触が半導体ウェハの裏面でなされ、整流接触が半導体画素に埋め込まれた電極によりなされることが好ましい。

【0014】

各画素電極が対応する電気信号デジタル化回路に接続されることが好ましい。

【0015】

電気回路は、各々が半導体ウェハの画素に対応する複数の画素信号デジタル化回路から形成されることが好ましい。

【0016】

各電気回路が単一読出し集積回路（ROIC）であることが好ましい。 30

【0017】

半導体画素検知器は、化合物半導体材料、たとえば、III～V族半導体材料から作成することが好ましい。

【0018】

一実施形態では、半導体はガリウム砒素を基とする材料を含む。

【0019】

このような実施形態では、半導体は、エピタキシャル成長したガリウム砒素、またはガリウム砒素基板上に形成されたそれらの合金から形成することができる。

【0020】

代替的に、半導体はシリコンまたはテルル化カドミウムまたはそれらの合金から形成することができる。 40

【0021】

読出し集積回路（ROIC）の各画素の電気信号処理においてパルス高さ解析を組み込むことで、エネルギー選択を経て、吸収されたX線の最適なエネルギーのみを計数することにより、画像品質を最適化して、画像品質を高めることが好ましい。

【0022】

医療用画像処理装置のX線検知器は、代替的に、複数のモノリシック半導体画素検知器を備え、モノリシック半導体画素に入射したX線は対応する電気信号に直接変換される。前記電気信号は、モノリシック半導体画素検知器内に埋め込まれた電極においてデジタル化され、処理されることが好ましい。 50

## 【0023】

代替的に、医療用画像処理装置のX線検知器は、半導体基板からなり、該半導体基板の一方の表面に、細片の形に形成される複数の電極を配置し、他方の表面に、細片の形に形成され、前記一方の表面に形成された電極と直交して配置し、当該X線検知器に入射した各X線光子は、前記両表面上の電極の交点において、その位置および好ましくは光子のエネルギーを表す電気信号を生成する。

## 【0024】

本発明の第2態様では、医療用画像処理装置を含む医療用画像処理機器が提供され、該装置が少なくとも1つの電気回路に作動可能に接続された複数の半導体画素検知器を備えており、使用中に、検知器に入射したX線が対応する電気信号に変換されることを特徴とする。 10

## 【0025】

X線発生装置が、検知器に入射するX線を生成することが好ましい。

## 【0026】

画像処理機器は、被写体をX線発生装置と半導体画素検知器との間に配置できるように構成し、X線によって発生する電気信号は、照射された被写体を表すことが好ましい。

## 【0027】

発生するX線は、1 keV～200 keVの範囲の放射線エネルギーを持つことが好ましい。

## 【0028】

放射線エネルギーは、1 keV～200 keVの範囲内の2つ以上の値を持つことが好ましい。 20

## 【0029】

医療用画像処理装置の半導体画素検知器は、互いにタイル上に配置された、複数の半導体ウェハチップからなる。

## 【0030】

各半導体ウェハは複数の画素を含むことが好ましい。

## 【0031】

各画素は光子計数器であり、各画素検知素子が入射光子の数を計数し、その対応するエネルギーを測定することが好ましい。 30

## 【0032】

本発明の第3態様では、被写体のX線画像処理方法であって、  
必要な身体部分をX線発生装置と検知器との間に配置するステップ、  
X線発生装置により生成されたX線を身体部分に照射するステップ、  
検知器が受信したX線を、検知器の半導体画素により、電荷に直接変換するステップ、  
を含む方法を提供する。

## 【0033】

該方法は、読出し集積回路（ROIC）の各画素に埋め込まれた電極に対して、吸収されたX線エネルギーにより生成された電荷を送る追加ステップと、電荷を電気信号に変換する追加ステップとを含むことが好ましい。 40

## 【0034】

好ましくは、該方法は、  
画素から電荷を収集する追加ステップ、  
該電荷をデジタル化する追加ステップ、  
デジタル化された電荷をデータとして読出し集積回路（ROIC）の画素内のバッファに保存する追加ステップと、  
保存されたデータを操作することにより、X線照射された被写体を表す画像を付与する追加ステップと  
を含むことが好ましい。

## 【0035】

該方法は、また、各列の画素内の各電極において電気信号を収集するステップと、電気回路を介して、前記各列の端部にある読出しセルに前記電気信号を送るステップをさらに含むことが好ましい。

【0036】

該方法は、前記各列の読出しセルから画素データを同時に収集し、該収集されたデータをバッファに送るステップをさらに含むことが好ましい。

【0037】

該方法はまた、X線画像処理システムからの前記デジタル化された信号を、視覚分析用の映像および記録システムへ送るステップをさらに含むことが好ましい。

【0038】

該方法は、また、リアルタイムに視覚分析を実行するステップを含むことが好ましい。

【0039】

該方法は、画像の間隔が1秒未満である、リアルタイムに画像を生成するステップを含むことが好ましい。

【0040】

該方法は、1mmあたり少なくとも3線対の解像度を有する画像を生成するステップを含むことが好ましい。

【0041】

該方法は、被写体の画像を得るために、被写体に1回だけ照射するステップを含むことが好ましい。

【0042】

1実施例において、該方法は、被写体に照射するときに造影剤を使用し、末梢動脈への注射によって造影剤を被写体に導入することができる。

【0043】

代替的かつ好適な実施例では、造影剤を使用する必要はない。

【0044】

本発明の第4態様では、複数の半導体画素検知器および少なくとも1つの電気回路を備えており、被写体に照射されたX線束を半導体画素に入射して、対応する電気信号に変換されるように構成された被写体をX線画像処理する医療用画像処理装置の使用方法を提供する。

【0045】

X線束は予め定められた割合、たとえば1MHzを超えないことが好ましい。

【0046】

電気信号は、それぞれの光子の数およびエネルギーを示すことが好ましい。

【0047】

電気信号は少なくとも1つの電気回路に送られ、そこで信号がデジタル化されることが好ましい。

【0048】

少なくとも1つの電気回路により、電気信号から被写体の画像が再生されることが好ましい。

【0049】

被写体の画像を得るために、必要な被写体の照射は1回だけであることが好ましい。

【0050】

被写体は患者の身体部分であることが好ましい。

【0051】

本発明の少なくとも1つの実施形態は、被写体の明瞭な画像を得るために、要求されるX線放射線の線量が、公知のシステムで使用される線量より少なくとも50%に減る点で有利である。

【0052】

本発明の少なくとも1つの実施形態は、キャリアの流体内への造影剤の投与量が、公知の

10

20

30

40

50

システムを使用して照射する場合に使用される量の少なくとも10分の1に減る点で有利である。

【0053】

この医療用画像処理システムは、特に人間、場合によっては動物に対して血液造影法を実行するための使用に適している。

【0054】

場合によっては、該医療用画像処理システムは、たとえば、人間または動物の生体内脈管および導管の画像化および診断用に適合する。

【0055】

上記の装置、機器および方法は、特に、血液造影法への使用に適合する。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0056】

本発明の実施態様およびその他の態様は、添付の図面を参照することにより、以下の説明により明らかにされる。

【0057】

図1は、X線検知器プレート(10)と1keV~200keVの範囲の複数の放射線値のX線を発生するX線発生装置(2)とを備える、医療用画像処理システム(4)を示す。照射される被写体または身体部分は、発生装置(2)と検知器(10)との間の空間に配置される。

【0058】

20

図2は、X線検知器プレート(10)を示す。検知器プレート(10)は、1層の半導体画素検知器(12)を備え、該半導体画素検知器(12)は、制御トラック(17)によって制御およびデータ収集回路(16)に接続された複数の画素読出し集積回路(ROIC; 15)から形成される整合層(14)に1層のはんだバンプ(18)を介して接続される。

【0059】

図3Aは、はんだバンプ(18)によって互いに接続された、半導体画素検知器の層(12)、複数の読出し集積チップ(ROIC; 13)からなる回路の層(14)を示す概略図である。図3Bから理解されるように、半導体画素検知器(12)は、互いにタイル状に並べられた複数の半導体ウェハチップ(20)を備え、各半導体ウェハチップ(20)は各々がX線光子計数器となる複数の画素を含む。ウェハチップ(20)は互いにタイル状に並べられ、画素読出しセル(13)の上側に配置され、はんだバンプ(18)によって接続される。画像読出しセル(13)は、超音波接合(19)によってデータ収集および制御回路(16)に接続される。半導体画素検知器のチップ(20)は、高品質エピタキシャル半導体材料から形成され、優れた信号対雑音比およびエネルギー分解能を有しており、特に、業界標準の半導体材料に見られる結晶欠陥および不純物によって発生する画素センサの暗電流雑音を低減している。

30

【0060】

図4は、単一半導体画素検知器セルの断面構造を示す。画素検知器セル(22)は、オーミック接点として機能する、厚さ約1μmで、入射X線に対して実質的に透明な金属層(24)の層と、半導体画素検知器の材料である高抵抗率半導体、たとえばSiまたはGaAsの層(23)とからなる。電極(25)は、画素検知器セル(22)に埋め込まれた整流電気接点であり、1つの画素読出し回路(14)に、はんだバンプ(18)によって接続される。読出し集積回路(ROIC)内には、複数の画素読出し回路があり、画素読出し回路(14)はその1要素を形成する、画素ROIC(14)は、制御およびデータ収集回路(16)に超音波接合される。回路(26)によって、画素検知器セル(22)に電界が印加される。各画素検知器セル(22)の画素読出し回路(14)は、制御および収集回路(16)に接続された制御線によって接続される。

40

【0061】

X線が半導体検知器の画素(12)に入射すると、各X線光子が画素(22)によって検

50

知される。X線光子吸収により、半導体の電子とホール対が生成される。生成される対の数はX線のエネルギーを表す。回路(26)によって発生する電界における各画素(22)の電子とホールの運動により、電極(25)の電気信号は、はんだバンプを介して、読出し回路に伝達される。電子とホールの対の数に比例し、ゆえに吸収されたX線エネルギーにも比例する、電気信号の大きさを解析することによって、読出し回路は、吸収されたX線光子のX線エネルギーおよび位置を表示できる。各読出し回路は、データバッファを有し、該データバッファは、照射された被写体の密度を表す、所定のエネルギー要件を具備する吸収X線の数記録する。各画素の読出しセル(14)からの画素データの収集は、パルス信号によって同時に実行され、収集されたデータは制御線に沿ってバッファ(16)に伝達され、バッファからデータを検索し再生して、画像を形成することができる。10  
上述のように、電子信号パルス高さ解析のX線エネルギー分別により、得られる画像品質が向上する。

#### 【0062】

図5Aおよび5Bは、各画素を識別するために、行および列アドレス指定を用いて、画素配列検知器の体系的な読出しを達成するための構成例を示す。画素(50)はX線の吸収を検知し、電子信号を発生して処理し、該信号はその位置を通過する行バス(51)および列バス(52)に付与される。

#### 【0063】

チップ内の電子信号の処理は、図5Bに示す画素電子部品によって実行される。該画素電子部品は、一般的には、1秒につき1画素あたり100万を超えないX線束を処理することが10  
できる。入力(60)は、X線光子の吸収によって半導体画素検知器で発生する電気信号を受信する。入力信号は、プリアンプ(62)を通過して、処理に適したレベルに増幅され、次に、増幅された信号はラッチ比較器(64)に送信される。増幅された信号のエネルギーレベルが、ラッチ比較器(64)の指定する閾値より低い場合、バイナリ信号0が回路を通して送信される。バイナリ信号1は、信号エネルギーレベルが指定する閾値より上であることを示す。次に、バイナリ信号は、バイナリカウンタとして機能するシフトレジスタ(68)に保存される。シフトレジスタの示す読み値は、他の画素のシフトレジスタからのものと共に順次取り込まれ、次いでこの情報は画像を生成するために使用される。照射される被写体を示す正確な画像を得るために、各々が異なる閾値を有する複30  
数のラッチ比較器(64)を、並列に接続するとよい。これにより、各々の範囲のエネルギーインターバルに吸収されたX線の量が同時に記録され、最適なエネルギー範囲を画像処理により決定する際に考慮されることにより、照射される被写体の最適な画像が得られる。画像のコントラストは、様々な組織の相対的な吸収力に依存しており、組織の相対的な吸収力は、X線エネルギーに依存することから、エネルギーの選択により所定の組織のコントラストを最適化することができる。エネルギー選択システムの概略図を図6に示す。

#### 【0064】

エネルギー選択原理を使用することにより、最も鮮明な画像を得るために、より低いスペクトルエネルギーが必要なのか、それともより高いスペクトルエネルギーかを識別することが40  
できる。画像形成に使用されるエネルギー範囲の変更による結果を、異なるエネルギーで得られる異なるコントラストの例として、図7Aおよび図7Bに示す。図7Aの被写体は2個のサクランボであったが、その画像は、25~60keVのエネルギー範囲のX線を用いてサクランボを画像化することによって得られ、図7Bのサクランボの画像は、25~35keVのエネルギー範囲を用いて画像化することによって得られた。これらの画像から、エネルギー選択の結果、軟組織から硬組織のコントラストが変化し、この場合、低い方のエネルギースペクトルが最適であることが分かる。

#### 【0065】

また、本発明は、本発明のX線検知器プレートを使用することにより、画像を得るために要求される被写体への照射が1回だけでよく、そのためX線処理が高速化されるという効果50  
を有する。さらに、明瞭な画像を得るために要求される線量を低下しうる効果も有する。

。単一線量X線、GaAsなどの化合物半導体の使用、およびエネルギー選択原理の組合せは、線量が公知のX線検知器で使用される線量の一般的に20分の1になることを意味する。たとえば、図8Aおよび図8Bに示すように、本発明を使用するば、子供の歯の画像（図8A）を得るために、 $-35\mu\text{g y}$ の線量が必要である。図8Bは、市販のシンチレータ被覆CCDシステム（Sens-A-Ray）を使用して、 $-980\mu\text{g y}$ の線量を用いて得られたものである。的確な要求線量は、エネルギー選択原理を使用して、コントラストを最適化することができるように、各エネルギー範囲に該当するX線の量を識別することによって見出される。

#### 【0066】

さらに、造影剤を使用する必要性が完全に排除されないとしても、低減される点で有利である。典型的な現行X線処理では、 $300\sim400\text{mg/ml}$ の造影剤が必要であるが、検知器プレート（10）を使用することにより、造影剤を使用する必要性が除去される。適切なエネルギー選択を行うだけで、ほとんどの場合において、効率的なコントラストが得られる。

#### 【0067】

本発明のX線検知器を使用することによって、被写体をリアルタイムで視覚分析しうる画像システムが提供される。これは、パルスX線発生装置を用いて、または被写体を連続的に照射することにより、達成される。心臓病専門医の視覚分析のための要件を満たすために、検知器の読出しは1秒未満の画像間隔を達成する必要がある、解像度は少なくとも $31\text{p/mm}$ でなければならない。

#### 【0068】

図9は、該構成において画素検知器として使用しうるモノリシック画素構造の概略的構造を示す。光子によって発生した電気信号が、検知器に埋め込まれた電極、この場合p型集電極に向かって移動することが分かる。次に、発生した電気信号は電子部品内で処理され、X線のエネルギー選択情報を付与する。このシステムは、電気信号の処理が画素検知器内で実行されるという効果を有する。現在、この構成は半導体画素検知器としてシリコンを使用した場合のみ可能であるが、同様の原理をガリウム砒素にも適用することが見込まれる。

#### 【0069】

図10に、画素検知器構成の別の構成を示す。検知器構成（60）は、半導体基板（64）の上側面に細片の形で形成された複数のアルミニウム電極（62）を有する。半導体基板の底面には、複数の逆バイアスpn接合電極（66）が細片の形で形成され、上側面に形成されたものに対して直交方向に配置される。X線光子が検知器に入射すると、上側電極（62）で検知され、かつ、下側電極（66）でも検知される。上側電極と下側電極の交点で電気信号が形成され、これは入射光子の位置を示す。上述したように、光子のエネルギーも検知される。これらの信号から、照射された被写体の画像を再生することができる。

#### 【0070】

この画像処理システムは、人間または動物に血管造影法を実行するのに適している。その理由は、選択可能なX線エネルギーの制限範囲内において、同時に複数の画像をデジタルX線撮影することを可能とする光子計数検知器を使用するためである。このようなエネルギー選択により、あらゆる種類の組織のコントラスト分解能の向上が可能となり、かつ、これによりデジタル減算技術における二重の放射線線量を回避し、ほとんどの場合において、造影剤の必要性も排除する。該画像システムは、 $50\text{keV}$ を超えるエネルギー範囲で効率的に作動し、さらに要求される放射線量を低減することができるので、血管造影法に特に適している。公知のシステムはこのエネルギー範囲では効率が低い。

#### 【0071】

本発明の範囲から逸脱することなく、種々の改変を施すことができる。たとえば、電気回路（14）は、代替的に既存の大規模集積チップまたはカスタムASICとすることができる。半導体検知器の材料をシリコンとすることができ、あるいは、GaAsなどのIII

10

20

30

40

50

～V族の半導体材料とすることもでき、さらにはテルル化カドミウム、CdZnTeなどとすることもできる。CO<sub>2</sub>に基づくものなど、現在開発中の攻撃性の低い造影剤を使用することができる。現行システムにおける解像度が、ヨウ素をベースとする造影剤より低いために、現在、あまり使用されていないこれらの低毒性の造影剤は、本システムでより効果的に使用される。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明の実施例に係る医療用画像処理システムを示す。

【図2】本発明の実施例に係る医療用画像処理システムのX線検知器の部分断面図である。

10

【図3A】本発明の実施例に係る医療用画像処理システムの検知チップおよび読出しチップの構成を示す概略図である。

【図3B】本発明の実施例に係るX線検知器を示す概略図である。

【図4】図2のX線検知器の単一画素検知器を示す概略断面図である。

【図5A】本発明の実施例に係る画素配列を有する読出し回路の構成を示す概略図である。

【図5B】本発明の実施例に係る画素検知電子機器の回路図である。

【図6】本発明の実施例に係るエネルギー選択プロセスを示す概略図である。

【図7A】本発明に係る所定のエネルギー選択レベルで達成された画像を示す。

【図7B】本発明に係る図7Aとは別のエネルギー選択レベルで達成された画像を示す。

20

【図8A】公知の医療用画像処理システムを用いて得られた画像を示す。

【図8B】公知の医療用画像処理システムを用いて得られた画像を示す。

【図9】本発明の別の実施例に係る画素検知器を示す概略断面図である。

【図10】本発明に係るさらに別の実施例に係る交差マイクロストリップ検知器を示す断面図である。

【符号の説明】

【0073】

2 X線発生装置

4 医療用画像処理システム

10 X線検知器プレート

12 半導体画素検知器

13 画素読出しセル

14 整合層

15 画素読出し集積回路 (ROIC)

16 制御およびデータ収集回路

17 制御トラック

18 はんだバンプ

20 半導体ウェハチップ

22 画素

23 SiまたはGaAs層

25 電極

50 画素

51 行バス

52 列バス

62 プリアンプ

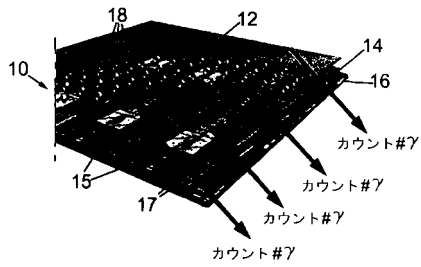
64 ラッチ比較器

68 シフトレジスタ

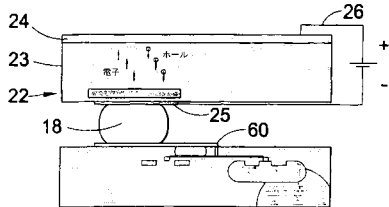
30

40

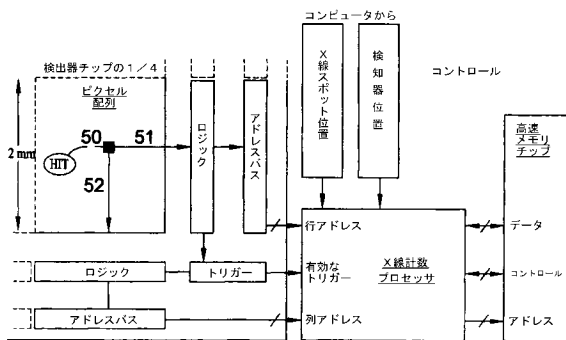
【図 2】



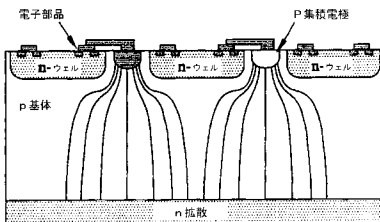
【図 4】



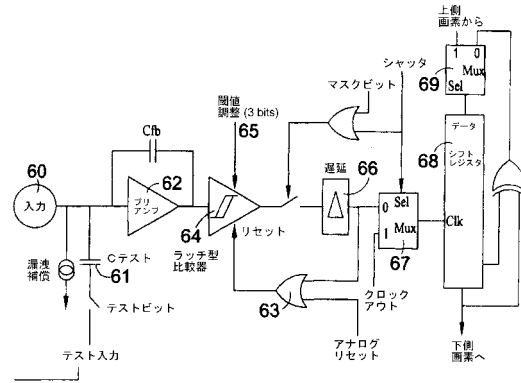
【図 5 A】



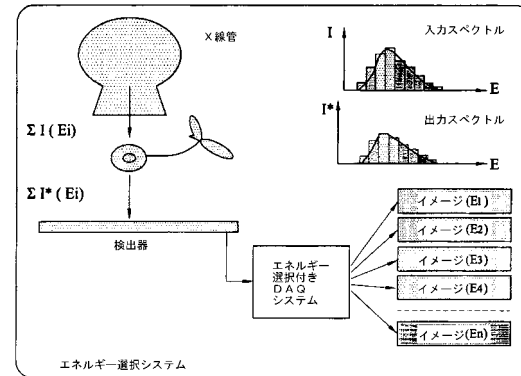
【図 9】



【図 5 B】



【図 6】



## 【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
15 August 2002 (15.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/063339 A1

(51) International Patent Classification: G01T 1/24, 1/29

(21) International Application Number: PCT/GB02/00549

(22) International Filing Date: 8 February 2002 (08.02.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

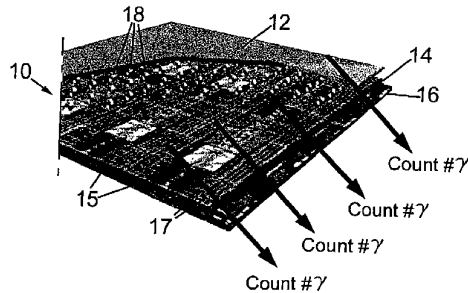
(30) Priority Data:  
0103133.5 8 February 2001 (08.02.2001) GB(71) Applicant (for all designated States except US): THE  
UNIVERSITY COURT OF THE UNIVERSITY OF  
GLASGOW [GB/GB]; Gilbert Scott Building, University  
Avenue, Glasgow G12 8QQ (GB).

(72) Inventors: and

(75) Inventors/Applicants (for US only): **CARIA, Mario,**  
**Raimondo** [IT/IT]; 12 Ter Avenue de Villars, F-63400  
Chamalières (FR). **SMITH, Kenway, Montgomery**  
[GB/GB]; 59 Hunter Road, Milngavie, Glasgow G62 7DJ  
(GB).(74) Agents: MCCALLUM, William, Potter et al.; Cruik-  
shank & Fairweather, 19 Royal Exchange Square, Glasgow  
G1 3AE (GB).(81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU,  
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,  
CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,  
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,  
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,  
MX, MY, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,  
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,  
VN, YU, ZA, ZM, ZW.(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,  
KI, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),  
Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),  
European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR,  
GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent  
(BF, BJ, CI, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,  
NI, SN, TD, TG).Published:  
— with international search report

[Continued on next page]

(54) Title: MEDICAL IMAGING DEVICE



(57) Abstract: A medical imaging device and apparatus (4) having an x-ray detector (10) formed of a plurality of semiconductor pixel detectors (12), each having an associated electric circuit (15) and counter (68, figure 5B). In use, a subject disposed between an x-ray generator (2, Figure 1) and the x-ray detector (10), and is irradiated and the x-rays incident upon the pixel detectors (12) are directly converted into a corresponding electrical signal which is digitised by the electric circuit (15) and counted by the counter (68). These digitised electrical signals represent the energy and incidence position of the absorbed x-rays and can be manipulated to provide an image representative of the x-rayed subject. The image may be such that visual analysis may be performed in real time.

WO 02/063339 A1

WO 02/063339 A1



*before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments*

*For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

## MEDICAL IMAGING DEVICE

FIELD OF INVENTION

The present invention relates to a medical imaging device and related system and method, and in particular, though not exclusively to an imaging system for digital angiography.

BACKGROUND TO INVENTION

In medical radiography traditional x-ray imaging systems have contained conventional film plates on which the image of the subject being irradiated is provided. More recently digital imaging systems have been used for digital radiology. Some current systems use semiconductors with transistor pixels which collect the electrical charge generated by the radiation entering the semiconductor after traversing a conversion plate. The conversion plate is typically a scintillating material which multiplies and converts the x-rays into suitable wavelengths for detection by the transistor pixels. The material which absorbs the radiation after the scintillating plate is usually amorphous silicon. Other known direct detection systems use amorphous selenium to absorb the radiation. A drawback of these systems is that they require a recovery time between each dose of radiation.

Furthermore for use in angiography these systems often rely on a technique known as Digital Subtraction

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

2

Angiography wherein a first irradiation image is taken prior to the injecting of a contrast fluid. The contrast fluid, usually iodine-based, is then injected into the relevant area and a second irradiation image is taken.

5 The first image is then subtracted from the second image providing an enhanced contrast in the final display. However, this technique necessarily requires at least two doses of irradiation and furthermore, some patients may have an allergy to the contrast fluids such as iodine.

10 An object of at least one aspect of the present invention is to obviate or mitigate at least one of the aforementioned problems by using direct detection photon counting pixel detectors.

15 SUMMARY OF INVENTION

According to a first aspect of the present invention there is provided:-

a medical imaging device comprising an x-ray detector having:

20 a plurality of semiconductor pixel detectors wherein, in use, x-rays incident upon a semiconductor pixel detector are directly converted into a corresponding electrical signal.

25 Preferably the electrical signal from each pixel detector may be fed to at least one electric circuit whereupon the signal is digitised.

Preferably the number of x-rays, within a selected energy range, absorbed by each pixel detector is recorded

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

3

by a binary counter or scaler counter embedded in each pixel.

Preferably the detector arrangement is effective for detecting x-rays having an energy above 1keV, likely in the range of 1 to 200keV, and in one embodiment above 50keV.

Preferably the electrical signals represent the energy and position of the absorbed x-rays.

Preferably the semiconductor pixel detectors comprise a plurality of semiconductor wafer chips, each preferably disposed on an electric circuit chip tiled together.

Preferably each semiconductor wafer chip contains a plurality of pixels.

Preferably each pixel detector is an x-ray photon counter wherein each pixel detector element generates a charge pulse corresponding to an energy of an absorbed incident photon and preferably also counts the number of absorbed photons.

Preferably an electrical contact is made on a back side of the semiconductor wafer and a rectifying contact is made by an electrode embedded in each semiconductor pixel.

Preferably each pixel electrode is connected to a corresponding electric signal digitising circuit.

Preferably the electric circuit is formed of a plurality of pixel signal digitising circuits each corresponding to a pixel of the semiconductor wafer.

Preferably each electric circuit is a single Read Out Integrated Circuit (ROIC).

Preferably the semiconductor pixel detectors are made

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

4

from a compound semiconductor material, eg a group III-V semiconductor material.

In one embodiment the semiconductor comprises a Gallium Arsenide based materials system.

5 In such an embodiment the semiconductor may be formed from epitaxially formed Gallium Arsenide, or alloys thereof formed on a Gallium Arsenide substrate.

Alternatively the semiconductor may be formed from Silicon or Cadmium Telluride or alloys thereof.

10 Preferably enhanced image quality is obtained by incorporating pulse height analysis on the electric signal processing of each pixel of the ROIC to permit counting, via energy selection, of only the most appropriate energies of the absorbed x-rays for optimising image quality.

15 The x-ray detector of the medical imaging device may alternatively comprise a plurality of monolithic semiconductor pixel detectors wherein x-rays incident upon the monolithic semiconductor pixels are directly converted into a corresponding electrical signal. Preferably the  
20 electrical signal is digitised and processed in electronics embedded within the monolithic semiconductor pixel detector.

Alternatively the x-ray detector of the medical imaging device may comprise a semiconductor substrate on  
25 one surface of which is disposed a plurality of electrodes formed of strips, and on an opposing surface of which is disposed a plurality of reverse biased p-n junction electrodes formed as strips and running perpendicularly to

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

5

those formed on the top of the substrate, wherein each x-ray photon incident upon the detector creates an electrical signal at an intersection point of the electrodes on the opposing surfaces representative of the position thereof, and preferably the energy of the photon.

According to a second aspect of the present invention, there is provided a medical imaging apparatus including a medical imaging device, the device comprising a plurality of semiconductor pixel detectors operably connected to at least one electrical circuit, wherein in use x-rays incident upon the detectors are converted to a corresponding electrical signal.

Preferably an x-ray generator generates the x-rays incident upon the detector.

Preferably the imaging apparatus is arranged so that a subject can be disposed between the x-ray generator and the semiconductor pixel detectors, and wherein the electrical signal generated by the x-rays is representative of a subject which has been irradiated.

Preferably the generated x-rays have a radiation energy in the range of 1keV to 200keV.

Preferably the radiation energy has more than one value in the range of 1keV to 200 keV.

The medical imaging device semiconductor pixel detectors may comprise a plurality of semiconductor wafer chips tiled together.

Preferably each semiconductor wafer contains a plurality of pixels.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

6

Preferably each pixel is a photon counter wherein each pixel detector element counts the number of incident photons and measures the corresponding energy thereof.

According to a third aspect of the present invention  
5 there is provided a method of x-ray imaging a subject comprising the steps of:

disposing the required body part between an x-ray generator and detector;

irradiating the body part with x-rays generated by the  
10 x-ray generator; and  
directly converting the x-rays received by the detector to an electrical charge, the conversion being performed by semiconductor pixels within the detector.

Preferably the method includes the additional steps of  
15 transferring the electric charge, created by the absorbed x-ray energy, to an electrode embedded in the respective pixel of a Read-out Integrated Circuit (ROIC), by means of an electric field and converting the electric charge into an electrical signal.

20 Preferably the method may include the additional steps of:

collecting the electrical charge from the pixels;  
digitising the electric charge;  
storing the digitised electric charge as data in a  
25 buffer within the ROIC pixel;  
manipulating the stored data to provide an image representative of the x-rayed subject.

Preferably the method also includes collecting the

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

7

electrical signal at each electrode in a row of pixels, and transferring the electrical signal via the electric circuit to a read out cell at the end of the row.

5 Preferably the method includes collecting the pixel data from the read out cell of each row simultaneously and transferring the collected data to a buffer.

Preferably the method also includes transferring the digitised signals from the system to video and recording systems for visual analysis.

10 Preferably the method includes performing visual analysis in real time.

Preferably the method includes generating images in real time wherein the interval between images is less than one second.

15 Preferably the method includes generating images having a resolution of at least 3 line pairs per mm.

Preferably the method includes exposing the subject to only one irradiation in order to obtain an image of the subject.

20 In one implementation the method may include using a contrast fluid when irradiating the subject, possibly introducing the contrast fluid to the subject by injection into peripheral arteries.

In an alternative and preferred implementation, no use of contrast fluid is necessary.

25 According to a fourth aspect of the present invention, there is provided use of a medical imaging device x-ray imaging of a subject, the device comprising a plurality of

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

8

semiconductor pixel detectors and at least one electrical circuit whereupon a flux of x-rays which have irradiated the subject are incident upon the semiconductor pixels and are converted into corresponding electrical signals.

5 Preferably the flux of x-rays do not exceed a predetermined rate, eg., 1MHz.

Preferably the electrical signals are indicative of the number and energy of individual respective photons.

10 Preferably the electrical signals are fed to at least one electric circuit, whereupon the signals are digitised.

Preferably an image of the subject is reconstructed by at least one of the electric circuits from the electrical signals.

15 Preferably only one irradiation of the subject is required in order to obtain an image of the subject.

Preferably the subject may be a body part of a patient.

20 An advantage of at least one embodiment of the present invention is that a dose of x-ray radiation of at least 50% less than that used in known systems is required to obtain a clear image of the subject.

25 An advantage of at least one embodiment of the present invention is that the dose of contrast fluid within a carrier fluid may be at least a factor of 10 less than that used when irradiating using known systems.

Preferably the medical imaging system is adapted for use in performing angiography, preferably for humans, though alternatively animals.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

9

Alternatively the medical imaging system is adapted for use in imaging and diagnosis in vivo blood vessels and conduits, e.g. in humans or animals.

The aforementioned devices, apparatus and methods may  
5 be particularly suitable and adapted for use in angiography.

#### BRIEF DESCRIPTION OF DRAWINGS

These and other aspects of the invention will become  
10 apparent from the following description taken in combination with the drawings in which;

Figure 1 shows a medical imaging system according to an embodiment of the present invention.

Figure 2 shows an x-ray detector partly cut away  
15 according to an embodiment of the present invention.

Figure 3A shows a schematic representation of a detector chip and readout chip arrangement according to an embodiment of the present invention.

Figure 3B shows a schematic view of the x-ray detector  
20 according to an embodiment of the present invention.

Figure 4 shows a schematic cross sectional view of a single pixel detector of the x-ray detector of Figure 2.

Figure 5A shows a schematic representation of a read out circuit arrangement of a pixel array according to an  
25 embodiment of the present invention.

Figure 5B shows a circuit diagram of pixel detector electronics according an embodiment of the present invention.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

10

Figure 6 shows a schematic view of an energy selection process of the present invention.

Figures 7(a) and 7(b) show images achieved at different energy selection levels according to the present invention.

Figure 8(a) shows an image obtained using the imaging device of the present invention.

Figure 8(b) shows an image obtained using a known medical imaging system.

Figure 9 shows a schematic cross sectional view of a pixel detector according to another embodiment of the invention.

Figure 10 shows a cross sectional view of a crossed microstrip detector according to a yet other embodiment of the invention.

#### DETAILED DESCRIPTION OF DRAWINGS

Figure 1 shows a medical imaging system, generally designated 4, provided with x-ray detector plate 10 and x-ray generator 2 which generates x-rays with a plurality of radiation values ranging from 1keV to 200 keV. A subject or body part which is to be irradiated is placed in space between generator 2 and detector 10.

With reference to Figure 2, an x-ray detector plate 10 is shown. Detector plate 10 comprises a layer of semiconductor pixel detectors 12, connected via a layer of solder bumps 18 to matching layer 14 formed of a plurality of pixel Read Out Integrated Circuits (ROIC) 15 connected

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

11

by control tracks 17 to control and data acquisition circuit 16. A schematic representation is shown in Figure 3A of semiconductor pixel detector layer 12 and the plurality of Read Out Integrated Chips 13 of circuit layer 14, connected together by means of solder bumps 18. As  
5 can be seen in Figure 3B, the semiconductor pixel detectors comprise a plurality of semi-conductor wafer chips 20 which are tiled together, each semi-conductor wafer chip containing a plurality of pixels each of which is an x-ray  
10 photon counter. The wafers 20 are tiled together and placed on top of pixel read out cells 13 to which they are connected by solder bumps 18. The read out cells are connected by ultrasonic bonds 19 to the data acquisition and control circuit 16. The semiconductor pixel detectors  
15 chips are formed of a high quality epitaxial semiconductor material as this provides better signal to noise ratio and energy resolution, in particular by reducing the dark current noise of the pixel sensors caused by crystal defects and impurities found in industry standard  
20 semiconductor materials.

Figure 4 shows the cross-sectional structure of a single semiconductor pixel detector cell. Pixel detector cell 22 comprises a layer of metal 24 which acts as an ohmic contact and is approximately  $1\mu\text{m}$  thick and  
25 effectively transparent to incident x-rays and a layer of high resistivity semiconductor, eg., Si or GaAs, 23 which is the semiconductor pixel detector material. Electrode 25 is a rectifying electrical contact embedded in pixel 22

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

12

and is connected by a solder bump 18 to one pixel read out circuit 14 which forms one element of a plurality of such circuits in a Read Out Integrated Circuit. The pixel ROIC 14 is ultrasonically bonded to control and data acquisition circuit 16. An electric field is applied across the pixel 22 by circuit 26. The pixel read out circuit 14 of each pixel detector cell 22 is connected by way of control lines connected to the control and acquisition circuit 16.

When an x-ray is incident upon the semiconductor detector pixel 12 each x-ray photon is detected by a pixel 22. The x-ray photon absorption leads to the generation of electron-hole pairs in the semiconductor. The number of pairs generated is representative of the energy of the x-ray. The electric signal on electrode 25, due to motion of the electron hole pairs in each pixel 22 in the electric field generated by circuit 26, is transferred via the solder bumps to the read out circuit. By analysing the magnitude of the electric signal which is proportional to the number of electron-hole pairs and thereby proportional to the absorbed x-ray energy, the read out circuit can provide a reading representative of the x-ray energy and the position of the absorbed x-ray photon. Each read out circuit contains a data buffer which registers the number of absorbed x-rays satisfying prescribed energy requirements, the latter being representative of the density of the subject which was irradiated. The collection of pixel data from the read out cell 14 of each pixel is carried out simultaneously by means of pulsed

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

13

signals and the collected data are transferred along control lines to buffer 16 from where they can be retrieved and reconstructed to form an image. The image quality obtained can be enhanced by the electric signal pulse height analysis x-ray energy discrimination as described above.

Figures 5A and 5B show an example arrangement of how the systematic read out of a pixel array detector can be achieved using row and column addressing to identify each pixel. The pixel 50 detects the absorption of an x-ray and thus generates and processes an electrical signal which it adds to the row bus 51 and column bus 52 passing its location.

The processing of the electric signal within the chip is carried out by the pixel electronics such as those shown in Figure 5B which are capable of processing a flux of x-rays typically not exceeding one million per pixel per second. The input 60 receives the electrical signal generated in the semiconductor pixel detector by the absorption of an x-ray photon. The input signal is fed through preamp 62 which amplifies the input signal to a level suitable for processing, the amplified signal is then fed to latched comparator 64. If the amplified signal energy level is below the designated threshold level of the latched comparator 64, a binary signal 0 is transferred on through the circuit. A binary signal 1 signifies that the signal energy level is above the designated threshold level. This binary signal then goes on to be stored in

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

14

shift register 68 which acts as a binary counter. The shift register reading is taken sequentially with those from shift registers of other pixels and this information is then used to generate an image. In order to obtain accurate images representative of the irradiated subject several latched comparators 64 can be connected in parallel, each with a different threshold level. This would allow a number of absorbed x-rays in each of a range of energy intervals to be simultaneously recorded and considered in determining by image processing the most suitable energy range for providing the most useful image of the subject being irradiated. As image contrast depends on relative absorption power of the different tissues, which depends in turn on the x-ray energy, energy selection allows optimisation of contrast for given tissues. A schematic representation of the energy selection system is shown in Figure 6.

By using the energy selection principle it can be identified whether lower spectrum or higher spectrum energy is required to give the clearest image. Results from the changing of the energy range used for image formation are shown in Figures 7A and 7B as an example of the different contrast which is obtained at different energies. The image of the subject, which was two cherries, in 7A was obtained by imaging the cherries using x-rays in the energy range of 25-60keV and the image of the cherries in 7B was obtained by imaging using an energy range of 25-35keV. It can be seen from these images that the result of the energy

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

15

selection changes the contrast of soft to hard tissues, in this case the lower energy spectrum being most suitable.

Another advantage of the present invention is that by using the x-ray detector plate of the present invention only one irradiation of the subject is required in order to obtain an image, thus speeding up the x-ray process. An additional advantage of this is the lowering of the dose required to provide a clear image. The combination of a single dose x-ray, the use of a compound semiconductor such as GaAs and the energy selection principle means in general a factor of twenty times lower dose, than that used in known x-ray detectors. For example, as shown in Figures 8A and 8B, using the present invention a dose of  $\sim 35\mu\text{gy}$  is required to give image 8A of a child's tooth. Figure 8B was achieved using a commercial scintillator coated CCD system (Sens-A-Ray) using a dose of  $\sim 980\mu\text{gy}$ . The exact dose required is found by using the energy selection principle to identify the number of x-rays falling within each energy range so that contrast can be optimised.

Yet another advantage is that the requirement for the use of contrast fluid is reduced if not removed entirely. Typically current x-ray procedures require 300-400 mg/ml of contrast media, however, the use of the detector plate can remove the need for the use of any contrast fluid. A suitable energy selection can, alone, often provide efficient contrast.

The imaging system, by using the x-ray detector of the present invention can also provide visual analysis, in real

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

16

time, of the subject. This can be achieved using a pulsed x-ray generator or by irradiating the subject continuously. The read out of the detector is required to provide an inter image interval of less than one second and resolution must be at least 3lp/mm in order to satisfy cardiologist requirements for visual analysis.

Figure 9 shows the schematic structure of an alternative monolithic pixel structure which can be used as the pixel detector in the arrangement. It can be seen that the electric signal generated by the photon travels towards the electrode, in this case a p-collection electrode, embedded in the detector. The electrical signal generated is then processed within the electronics to provide energy selection information of the x-ray. The advantage of this system is that the processing of the electrical signal is carried out within the pixel detector. Although, at present, this arrangement is only possible using silicon as the semiconductor pixel detector, there are prospects of applying similar principles to Gallium Arsenide.

In Figure 10 an alternative arrangement to the pixel detector arrangement is shown. The detector arrangement 60 has a plurality of aluminium electrodes 62 formed as strips on top of the semiconductor substrate 64. A plurality of reversed bias p-n junction electrodes 66 are formed as strips on the bottom of the semiconductor substrate and run perpendicularly to those formed on the top. When an x-ray photon is incident on the detector it

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

17

is detected in an upper electrode 62 and also in a lower electrode 66. An electrical signal is created at the intersection point of the upper and lower electrode and this is indicative of the position of the incident photon.  
5 The energy of the photon is, as before, also detected. From these signals an image of the irradiated subject can be reconstructed.

The imaging system is particularly suited to perform angiography in humans or animals because of the use of a  
10 photon counting detector which uniquely offers the possibility of digital x-ray imaging with simultaneous multiple images within a selectable limited range of x-ray energies. Such energy selection enables enhanced contrast resolution for all tissue types via such energy selection  
15 and the opportunity thereby to avoid the double radiation dose of digital subtraction techniques and in most cases removing the need for contrast fluid. The imaging system is also particularly suited to angiography as it operates efficiently at energy ranges above 50keV, again allowing  
20 the radiation dose required to be reduced, since known systems have low efficiency in this range of energy.

Various modifications can be made to the detector without departing from the scope of the invention. For example, the electric circuit 14 may alternatively be an  
25 existing commercial very large scale integrated chip, or a custom ASIC. The semiconductor detector material may be silicon, or it may be a group III - V semiconductor material such as GaAs, alternatively it could be Cadmium

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

18

Telluride, CdZnTe, etc. Less aggressive contrast fluids currently being investigated, such as those based on CO<sub>2</sub>, may be used. Those less toxic contrast fluids, presently less used because they provide poorer resolution in current systems than those based on iodine, can be used more effectively with the present system.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

19

CLAIMS

1. A medical imaging device comprising an x-ray detector  
having:  
a plurality of semiconductor detector elements  
5 wherein, in use, x-rays incident upon a semiconductor  
detector element, are directly converted into a  
corresponding electrical signal.
2. A medical imaging device, as claimed in claim 1  
wherein the semiconductor detector elements are pixel  
10 detectors.
3. A medical imaging device, as claimed in claim 2,  
wherein the electrical signal from each pixel detector is  
fed to at least one electrical circuit whereupon the signal  
is digitised.
- 15 4. A medical imaging device, as claimed in any preceding  
claim, wherein the number of x-rays, within a selected  
energy range, absorbed by each pixel detector is recorded  
by a counter embedded in each pixel.
- 20 5. A medical imaging device, as claimed in any preceding  
claim, wherein the device is effective for detecting x-rays

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

20

having an energy above 1keV.

6. A medical imaging device, as claimed in any preceding claim, wherein the device is effective for detecting x-rays having energy in the range of 1keV to 200 keV and in particular above 50keV.

7. A medical imaging device, as claimed in any preceding claim, wherein the electrical signals represent the energy and incidence position of the absorbed x-rays.

8. A medical imaging device, as claimed in any preceding claim, wherein the semiconductor pixel detectors comprise a plurality of semiconductor wafer chips, each disposed on an electric circuit chip, tiled together.

9. A medical imaging device, as claimed in claim 8, wherein an electrical contact is made on a back side of each semiconductor wafer and a rectifying contact is made by an electrode embedded in each semiconductor pixel.

10. A medical imaging device, as claimed in claim 9, wherein each pixel electrode is connected to a corresponding electric signal digitising circuit.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

21

11. A medical imaging device, as claimed in claim 10,  
wherein each electric circuit is a single Read Out  
Integrated Circuit.

12. A medical imaging device, as claimed in any preceding  
5 claim, wherein the pixel detectors are made from a compound  
semiconductor material such as a group III-V semiconductor  
material.

13. A medical imaging device, as claimed in any preceding  
claim, wherein the semiconductor material comprises a  
10 Gallium Arsenide based material

14. A medical imaging device, as claimed in any preceding  
claim, wherein the semiconductor is formed from epitaxially  
formed Gallium Arsenide or alloys thereof formed on a  
Gallium arsenide substrate.

15. A medical imaging device, as claimed in claim 14,  
wherein enhanced image quality is obtained by incorporating  
pulse height analysis on the electric signal processing of  
each pixel of the read only integrated circuit to permit  
counting via energy selection, of only the most appropriate  
20 energies of the absorbed x-rays for optimising image  
quality.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

22

16. A medical imaging device, as claimed in claim 2, wherein each pixel detector is a monolithic semiconductor pixel detector wherein incident x-rays are directly converted into a corresponding electrical signal.

5 17. A medical imaging device, as claimed in claim 16, wherein the electrical signal is digitised and processed in electronics embedded within the monolithic semiconductor pixel detector.

10 18. A medical imaging device, as claimed in claim 1, wherein the semiconductor detector elements comprise a semiconductor substrate on one surface of which is disposed a plurality of electrodes formed of strips, and on an opposing surface of which is disposed a plurality of reverse bias p-n junction electrodes formed as strips and running  
15 perpendicularly to those formed on top of the substrate, wherein each x-ray photon incident upon the detector creates an electrical signal at an intersection point of the electrodes on the opposing surfaces representative of the position thereof, and the energy of the photon.

20 19. A medical imaging apparatus including a medical imaging device as claimed in any of claims 1 to 18.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

23

20. A medical imaging apparatus, as claimed in claim 19, wherein an x-ray generator generates the x-rays incident upon the semiconductor detector means.

21. A medical imaging apparatus, as claimed in claim 20  
5 wherein a subject is disposed between the x-ray generator means and the semiconductor pixel means and the electrical signals generated in the semiconductor detector means is representative of the subject which has been irradiated.

22. A method of x-ray imaging a subject comprising the  
10 steps of:

disposing at least a part of the subject between an x-ray generator and a detector means;

irradiating the at least part of the subject with x-rays generated by the x-ray generator; and

15 directly converting the x-rays received by the detector means to an electrical charge, the conversion being performed by semiconductor pixels with the detector.

23. A method of x-ray imaging, as claimed in claim 22, further comprising the steps of;

20 transferring the electric charge, created by the absorbed x-ray energy to an electrode embedded in the respective pixel of a Read-Out Integrated Circuit (ROIC) by

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

24

means of an electric field; and

converting the electric charge into an electrical signal.

24. A method of x-ray imaging, as claimed in claim 23,  
5 further comprising the steps of:

collecting the electrical charge from the pixels;

digitising the electric charge;

storing the digitised electric charge as data in a  
buffer within the ROIC pixel;

10 manipulating the stored data to provide an image  
representative of the x-rayed subject.

25. A method x-ray imaging, as claimed in claim 24,  
further comprising the steps of:

collecting the electrical signal at each electrode in  
15 a rows of pixels; and

transferring the electrical signal via the electric  
circuit to a read out cell at the end of the row.

26. A method of x-ray imaging, as claimed in claim 25,  
further comprising the steps of:

20 collecting pixel data from the read out cell of each  
row simultaneously and transferring the collected data to  
a buffer.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

25

27. A method of x-ray imaging, as claimed in claim 26 further comprising the steps of:

transferring the digitised signals from the system to the video and recording systems for visual analysis.

5 28. A method of x-ray imaging, as claimed in claim 27, further comprising the steps of performing visual analysis in real time.

29. Use of a medical imaging device for performing x-ray imaging of a subject, the device comprising a plurality of  
10 semiconductor detector elements and at least one electric circuit, whereupon a flux of x-rays which have irradiated the subject are incident upon the semiconductor elements and are converted into corresponding electrical signals.

30. Use of a medical imaging device, as claimed in claim  
15 29, wherein the electrical signals are indicative of the number and energy of individual respective photons.

31. Use of a medical imaging device, as claimed in claim 30, wherein the electrical signals are fed to at least one electric circuit whereupon the signals are digitised.

20 32. Use of a medical imaging device, as claimed in claim

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

26

31, wherein an image of the subject is reconstructed by at least one of the electric circuits from the electrical signals.

5 33. Use of a medical imaging device, as claimed in claim 29, wherein only one irradiation of the subject is required in order to obtain an image of the subject.

34. Use of a medical imaging device, as claimed in any of claims 29 to 33, wherein the device is for use performing angiography on humans and animals.

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

1/7

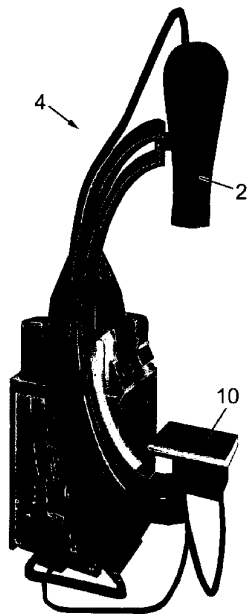


Fig.1

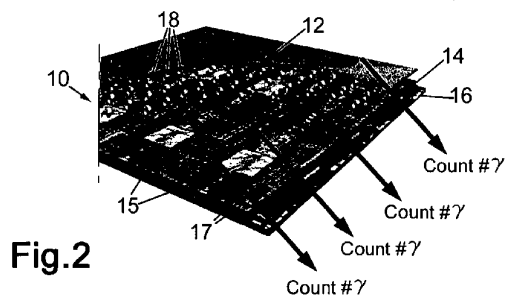


Fig.2

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)



3/7



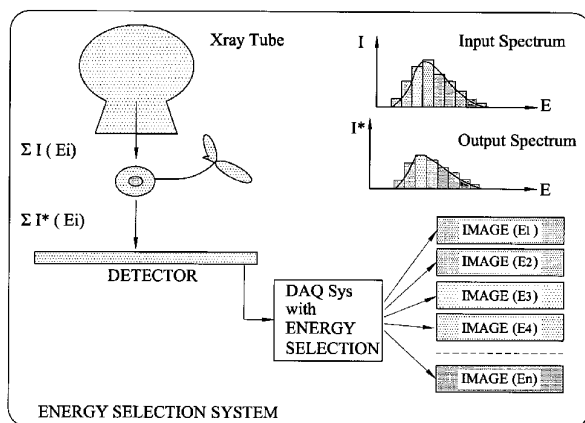


Fig.6

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

5/7



Fig.7A

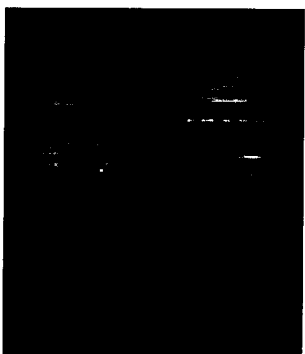


Fig.7B

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/063339

PCT/GB02/00549

6/7



Fig.8A



Fig.8B

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

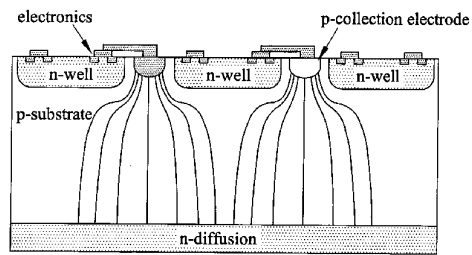


Fig.9

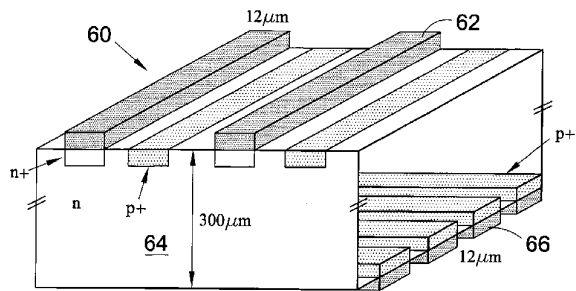


Fig.10

【手続補正書】

【提出日】平成15年3月4日(2003.3.4)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

使用中に、半導体検知素子上へ入射したX線が、対応する電気信号へと直接変換される、複数の半導体検知素子を有するX線検知器を備える、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項2】

前記半導体検知素子が画素検知器である、請求項1に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項3】

各画素検知器からの電気信号が、該信号がデジタル化される少なくとも1つの電気回路へ送られる、請求項2に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項4】

選択されたエネルギー域内で各画素検知器によって吸収されたX線の量が、各画素に埋め込まれた計数器によって記録される、請求項1～3のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項5】

1 k e Vを超えるエネルギーを有するX線を検知するのに効果的な、請求項1～4のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項6】

1 k e V～2 0 0 k e Vの範囲内で、特に5 0 k e Vを超えるエネルギーを有するX線を検知するのに効果的な、請求項1～5のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項7】

前記電気信号が、前記吸収されたX線のエネルギーおよび入射位置を示す、請求項1～6のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項8】

前記半導体画素検知器が、電子回路チップ上に、互いにタイル状に配置された、複数の半導体ウェハチップからなる、請求項1～7のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項9】

電気接触が各半導体ウェハの裏面でなされ、整流接触が各半導体画素に埋め込まれた電極によりなされる、請求項8に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項10】

各画素電極が対応する電気信号デジタル化回路に接続される、請求項9に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項11】

各電気回路が単一読出し集積回路(R O I C)である、請求項10に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項12】

画素検知器がIII～V属半導体材料である化合物半導体材料から作製される、請求項1～11のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項13】

半導体材料がガリウム砒素を基とする材料からなる、請求項1～12のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項14】

半導体が、エピタキシャル成長したガリウム砒素またはガリウム砒素基板上に形成されたそれらの合金から形成する、請求項1～13のいずれかに記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項15】

読出し集積回路（ROIC）の各画素の電気信号処理においてパルス高さ解析を組み込むことで、エネルギー選択を経て、吸収されたX線の最適なエネルギーのみを計数することにより、画像品質を最適化して、画像品質を向上する、請求項14に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項16】

各画素検知器がモノリシック半導体画素検知器であり、入射したX線が、対応する電気信号へと直接変換される、請求項2に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項17】

前記電気信号が、モノリシック半導体画素検知器内に埋め込まれた電極においてデジタル化され、処理される、請求項16に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項18】

半導体検知素子が、半導体基板を有し、該半導体基板の一方の表面に、細片の形に形成される複数の電極を配置し、他方の表面に、細片の形に形成され、前記一方の表面に形成された電極と直交して配置された複数の逆バイアスのpn接合電極を配置し、前記検知器に入射した各X線光子が、前記両表面における電極の交点において、その位置および光子のエネルギーを示す電気信号を生成する、請求項1に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置。

【請求項19】

請求項1～18のいずれかに記載の医療用画像処理装置を含む、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理機器。

【請求項20】

X線発生装置が、半導体検知手段に入射するX線を生成する、請求項19に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理機器。

【請求項21】

被写体が前記X線発生装置と半導体画素手段の間に配置され、半導体検知手段の中で生成される電気信号が照射された被写体を表す、請求項20に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理機器。

【請求項22】

被写体の少なくとも一部をX線発生装置と検知手段の間に配置するステップ、X線発生装置により生成されたX線により当該被写体の少なくとも一部を照射するステップ、前記検知手段により受信されたX線を、検知器の半導体画素により、電荷に直接変換するステップからなる、被写体のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項23】

電界により、読出し集積回路（ROIC）の各画素に埋め込まれた電極に対して、吸収さ

れたX線エネルギーにより生成された電荷を送るステップ、該電荷を電気信号に変換するステップをさらに含む、請求項22に記載のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項24】

画素からの電荷を収集するステップ、該電荷をデジタル化するステップ、読出し集積回路（ROIC）の画素内のバッファにデジタル化された電荷をデータとして保存するステップ、保存されたデータを操作することにより、X線照射された被写体を表す画像を付与するステップをさらに含む、請求項23に記載のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項25】

各列の画素内の各電極において電気信号を収集するステップ、電気回路を介して、前記各列の端部にある読出しセルに前記電気信号を送るステップをさらに含む、請求項24に記載のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項26】

前記各列の読出しセルからの画素データを同時に収集し、該収集されたデータをバッファに送るステップをさらに含む、請求項25に記載のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項27】

X線画像処理システムからの前記デジタル化された信号を、視覚分析用の映像および記録システムへ送るステップをさらに含む、請求項26に記載のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項28】

リアルタイムに視覚分析を実行するステップをさらに含む、請求項27に記載のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行する方法。

【請求項29】

複数の半導体素子および少なくとも1つの電気回路を備えるX線画像処理装置において、被写体に照射されたX線束を半導体素子上に入射させ、対応する電気信号に変換させることからなる、被写体のX線画像処理により人間または動物に対する血管造影法を実行するための医療用画像処理装置の使用法。

【請求項30】

前記電気信号がそれぞれの光子の数およびエネルギーを示す、請求項29に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するための医療用画像処理装置の使用法。

【請求項31】

前記電気信号が少なくとも1つの電気回路に送られ、該電気回路において前記電気信号がデジタル化される、請求項30に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するための医療用画像処理装置の使用法。

【請求項32】

少なくとも1つの電気回路により、電気信号から、被写体の画像が再生される、請求項31に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するための医療用画像処理装置の使用法。

【請求項33】

被写体の画像を得るために、要求される被写体への照射が1回だけである、請求項29に記載の人間または動物に対する血管造影法を実行するための医療用画像処理装置の使用法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、デジタル血管造影法用に用いる、医療用画像診断装置およびその関連システムと方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

医療用X線撮影において、伝統的なX線画像処理システムは、従来のフィルム板を使用し、照射された被写体の画像を得ている。最近では、デジタルX線撮影を行うために、デジタル画像処理システムが使用されている。一部の現行システムは、トランジスタ画素を有する半導体を使用し、変換プレートを通じた後、半導体に入射した放射線によって発生する電荷を収集する。変換プレートには、典型的には、X線を増倍してトランジスタ画素による検知に適した波長に変換するシンチレーション材料が使用される。シンチレーションプレートを通じた後で放射線を吸収する材料としては、通常アモルファスシリコンが使用される。他の公知の直接検知システムは、アモルファスセレンを用いて放射線を吸収する。これらのシステムは、放射線の各線量を照射する間に回復時間が要求されるという欠点を有する。

## 【0003】

さらに、血管造影法に用いる場合、これらのシステムはしばしば、デジタル減算血管造影法として知られる技術に依存しており、ここでは、造影剤を注射する前に第1照射画像が撮影される。通常はヨウ素をベースとした造影剤が関連領域に注射され、第2照射画像が撮影される。次いで、第1画像が第2画像から減算され、増強されたコントラストが最終的に表示装置に表示される。しかし、この技術は、照射線量を少なくとも2回照射することが要求され、さらに、患者がヨウ素などの造影剤にアレルギーを有する場合がある。

## 【0004】

CERN RD19 およびグラスゴー大学物理天文学部の C Da Via による、1997年9月の博士論文には、「Semiconductor Pixel Detectors for Imaging Applications (半導体画素検知器の画像診断への適用)」が開示されている。

CERN およびオーストリアのウィーン大学の Bettina Mikulec による、2000年6月の博士論文には、「Single Photon Detection with Semiconductor Pixel Arrays for Medical Imaging Applications (半導体画素配列を使用した単一光子検知の医療用画像診断への適用)」が開示されている。

## 【非特許文献1】

C Da Via、1997年9月、「Semiconductor Pixel Detectors for Imaging Applications」

## 【非特許文献2】

Bettina Mikulec、2000年6月、「Single Photon Detection with Semiconductor Pixel Arrays for Medical Imaging Applications」

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

本発明の少なくとも1態様は、直接検知光子を計数する画素検知器を用いることによって、上記の問題の少なくとも1つを回避または緩和することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本発明の第1態様では、使用中に、半導体検知器上へ入射したX線が、対応する電気信号へと直接変換される、複数の半導体検知器を有するX線検出器を備える人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像診断装置が提供される。

## 【0007】

各画素検知器からの電気信号は、少なくとも1つの電気回路へ送られ、電気回路で信号が

デジタル化されることが好ましい。

【0008】

選択されたエネルギー域内で各画素検知器によって吸収されたX線の量が、各画素に埋め込まれたバイナリカウンタまたはスカラカウンタによって記録されることが好ましい。

【0009】

検知器の構成は、1 keVを超えるエネルギー、好ましくは1～200 keVの範囲内で、一実施形態では50 keVを超えるエネルギーを有するX線を検知するのに効果的であることが好ましい。

【0010】

前記電気信号が、前記吸収されたX線のエネルギーおよび入射位置を示すことが好ましい。

【0011】

前記半導体画素検知器は、電子回路チップ上に、好ましくは互いにタイル状に配置された、複数の半導体ウェハチップからなることが好ましい。

【0012】

各半導体ウェハは複数の画素を含むことが好ましい。

【0013】

各画素検知器はX線光子計数器であり、各画素検知素子が、吸収された入射光子のエネルギーに対応する電荷パルスを生成することが好ましく、また、吸収された光子数も計数することが好ましい。

【0014】

電気接触が半導体ウェハの裏面でなされ、整流接触が半導体画素に埋め込まれた電極によりなされることが好ましい。

【0015】

各画素電極が対応する電気信号デジタル化回路に接続されることが好ましい。

【0016】

電気回路は、各々が半導体ウェハの画素に対応する複数の画素信号デジタル化回路から形成されることが好ましい。

【0017】

各電気回路が単一読出し集積回路（ROIC）であることが好ましい。

【0018】

半導体画素検知器は、化合物半導体材料、たとえば、III～V族半導体材料から作成することが好ましい。

【0019】

一実施形態では、半導体はガリウム砒素を基とする材料を含む。

【0020】

このような実施形態では、半導体は、エピタキシャル成長したガリウム砒素、またはガリウム砒素基板上に形成されたそれらの合金から形成することができる。

【0021】

代替的に、半導体はシリコンまたはテルル化カドミウムまたはそれらの合金から形成することができる。

【0022】

読出し集積回路（ROIC）の各画素の電気信号処理においてパルス高さ解析を組み込むことで、エネルギー選択を経て、吸収されたX線の最適なエネルギーのみを計数することにより、画像品質を最適化して、画像品質を高めることが好ましい。

【0023】

人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置のX線検知器は、代替的に、複数のモノリシック半導体画素検知器を備え、モノリシック半導体画素に入射したX線は対応する電気信号に直接変換される。

【0024】

前記電気信号は、モノリシック半導体画素検知器内に埋め込まれた電極においてデジタル化され、処理されることが好ましい。

【0025】

代替的に、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置のX線検知器は、半導体基板からなり、該半導体基板の一方の表面に、細片の形に形成される複数の電極を配置し、他方の表面に、細片の形に形成され、前記一方の表面に形成された電極と直交して配置し、当該X線検知器に入射した各X線光子は、前記両表面上の電極の交点において、その位置および好ましくは光子のエネルギーを表す電気信号を生成する。

【0026】

本発明の第2態様では、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置を含む医療用画像処理機器が提供され、該装置が少なくとも1つの電気回路に作動可能に接続された複数の半導体画素検知器を備えており、使用中に、検知器に入射したX線が対応する電気信号に変換されることを特徴とする。

【0027】

X線発生装置が、検知器に入射するX線を生成することが好ましい。

【0028】

画像処理機器は、被写体をX線発生装置と半導体画素検知器との間に配置できるように構成し、X線によって発生する電気信号は、照射された被写体を表すことが好ましい。

【0029】

発生するX線は、1 keV～200 keVの範囲の放射線エネルギーを持つことが好ましい。

【0030】

放射線エネルギーは、1 keV～200 keVの範囲内の2つ以上の値を持つことが好ましい。

【0031】

前記半導体画素検知器は、互いにタイル上に配置された、複数の半導体ウェハチップからなる。

【0032】

各半導体ウェハは複数の画素を含むことが好ましい。

【0033】

各画素は光子計数器であり、各画素検知素子が入射光子の数を計数し、その対応するエネルギーを測定することが好ましい。

【0034】

本発明の第3態様では、被写体をX線画像処理する人間または動物に対する血管造影法を実行する方法であって、  
必要な身体部分をX線発生装置と検知器との間に配置するステップ、  
X線発生装置により生成されたX線を身体部分に照射するステップ、  
検知器が受信したX線を、検知器の半導体画素により、電荷に直接変換するステップ、  
を含む方法を提供する。

【0035】

該方法は、読出し集積回路（ROIC）の各画素に埋め込まれた電極に対して、吸収されたX線エネルギーにより生成された電荷を送る追加ステップと、電荷を電気信号に変換する追加ステップとを含むことが好ましい。

【0036】

好ましくは、該方法は、  
画素から電荷を収集する追加ステップ、  
該電荷をデジタル化する追加ステップ、  
デジタル化された電荷をデータとして読出し集積回路（ROIC）の画素内のバッファに保存する追加ステップと、

保存されたデータを操作することにより、X線照射された被写体を表す画像を付与する追加ステップと  
を含むことが好ましい。

【0037】

該方法は、また、各列の画素内の各電極において電気信号を収集するステップと、電気回路を介して、前記各列の端部にある読出しセルに前記電気信号を送るステップをさらに含むことが好ましい。

【0038】

該方法は、前記各列の読出しセルから画素データを同時に収集し、該収集されたデータをバッファに送るステップをさらに含むことが好ましい。

【0039】

該方法はまた、X線画像処理システムからの前記デジタル化された信号を、視覚分析用の映像および記録システムへ送るステップをさらに含むことが好ましい。

【0040】

該方法は、また、リアルタイムに視覚分析を実行するステップを含むことが好ましい。

【0041】

該方法は、画像の間隔が1秒未満である、リアルタイムに画像を生成するステップを含むことが好ましい。

【0042】

該方法は、1mmあたり少なくとも3線対の解像度を有する画像を生成するステップを含むことが好ましい。

【0043】

該方法は、被写体の画像を得るために、被写体に1回だけ照射するステップを含むことが好ましい。

【0044】

1実施例において、該方法は、被写体に照射するときに造影剤を使用し、末梢動脈への注射によって造影剤を被写体に導入することができる。

【0045】

代替的かつ好適な実施例では、造影剤を使用する必要はない。

【0046】

本発明の第4態様では、複数の半導体画素検知器および少なくとも1つの電気回路を備えており、被写体に照射されたX線束を半導体画素に入射して、対応する電気信号に変換されるように構成された被写体をX線画像処理する、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理装置の使用方法を提供する。

【0047】

X線束は予め定められた割合、たとえば1MHzを超えないことが好ましい。

【0048】

電気信号は、それぞれの光子の数およびエネルギーを示すことが好ましい。

【0049】

電気信号は少なくとも1つの電気回路に送られ、そこで信号がデジタル化されることが好ましい。

【0050】

少なくとも1つの電気回路により、電気信号から被写体の画像が再生されることが好ましい。

【0051】

被写体の画像を得るために、必要な被写体の照射は1回だけであることが好ましい。

【0052】

被写体は患者の身体部分であることが好ましい。

【0053】

本発明の少なくとも1つの実施形態は、被写体の明瞭な画像を得るために、要求されるX

線放射線の線量が、公知のシステムで使用される線量より少なくとも50%に減る点で有利である。

【0054】

本発明の少なくとも1つの実施形態は、キャリアの流体内への造影剤の投与量が、公知のシステムを使用して照射する場合に使用される量の少なくとも10分の1に減る点で有利である。

【0055】

場合によっては、該医療用画像処理システムは、たとえば、人間または動物の生体内脈管および導管の画像化および診断用に適合する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0056】

本発明の実施態様およびその他の態様は、添付の図面を参照することにより、以下の説明により明らかにされる。

【0057】

図1は、X線検知器プレート(10)と1keV~200keVの範囲の複数の放射線値のX線を発生するX線発生装置(2)とを備える、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システム(4)を示す。照射される被写体は、発生装置(2)と検知器(10)との間の空間に配置される。

【0058】

図2は、X線検知器プレート(10)を示す。検知器プレート(10)は、1層の半導体画素検知器(12)を備え、該半導体画素検知器(12)は、制御トラック(17)によって制御およびデータ収集回路(16)に接続された複数の画素読出し集積回路(ROIC; 15)から形成される整合層(14)に1層のはんだバンプ(18)を介して接続される。

【0059】

図3Aは、はんだバンプ(18)によって互いに接続された、半導体画素検知器の層(12)、複数の読出し集積チップ(ROIC; 13)からなる回路の層(14)を示す概略図である。図3Bから理解されるように、半導体画素検知器(12)は、互いにタイル状に並べられた複数の半導体ウェハチップ(20)を備え、各半導体ウェハチップ(20)は各々がX線光子計数器となる複数の画素を含む。ウェハチップ(20)は互いにタイル状に並べられ、画素読出しセル(13)の上側に配置され、はんだバンプ(18)によって接続される。画像読出しセル(13)は、超音波接合(19)によってデータ収集および制御回路(16)に接続される。半導体画素検知器のチップ(20)は、高品質エピタキシャル半導体材料から形成され、優れた信号対雑音比およびエネルギー分解能を有しており、特に、業界標準の半導体材料に見られる結晶欠陥および不純物によって発生する画素センサの暗電流雑音を低減している。

【0060】

図4は、単一半導体画素検知器セルの断面構造を示す。画素検知器セル(22)は、オーム接点として機能する、厚さ約1 $\mu$ mで、入射X線に対して実質的に透明な金属層(24)の層と、半導体画素検知器の材料である高抵抗率半導体、たとえばSiまたはGaAsの層(23)とからなる。電極(25)は、画素検知器セル(22)に埋め込まれた整流電気接点であり、1つの画素読出し回路(14)に、はんだバンプ(18)によって接続される。読出し集積回路(ROIC)内には、複数の画素読出し回路があり、画素読出し回路(14)はその1要素を形成する、画素ROIC(14)は、制御およびデータ収集回路(16)に超音波接合される。回路(26)によって、画素検知器セル(22)に電界が印加される。各画素検知器セル(22)の画素読出し回路(14)は、制御および収集回路(16)に接続された制御線によって接続される。

【0061】

X線が半導体検知器の画素(12)に入射すると、各X線光子が画素(22)によって検知される。X線光子吸収により、半導体の電子とホール対が生成される。生成される対の

数はX線のエネルギーを表す。回路(26)によって発生する電界における各画素(22)の電子とホール運動により、電極(25)の電気信号は、はんだバンプを介して、読出し回路に伝達される。電子とホールの対の数に比例し、ゆえに吸収されたX線エネルギーにも比例する、電気信号の大きさを解析することによって、読出し回路は、吸収されたX線光子のX線エネルギーおよび位置を表示できる。各読出し回路は、データバッファを有し、該データバッファは、照射された被写体の密度を表す、所定のエネルギー要件を具備する吸収X線の数記録する。各画素の読出しセル(14)からの画素データの収集は、パルス信号によって同時に実行され、収集されたデータは制御線に沿ってバッファ(16)に伝達され、バッファからデータを検索し再生して、画像を形成することができる。上述のように、電子信号パルス高さ解析のX線エネルギー分別により、得られる画像品質が向上する。

#### 【0062】

図5Aおよび5Bは、各画素を識別するために、行および列アドレス指定を用いて、画素配列検知器の体系的な読出しを達成するための構成例を示す。画素(50)はX線の吸収を検知し、電子信号を発生して処理し、該信号はその位置を通過する行バス(51)および列バス(52)に付与される。

#### 【0063】

チップ内の電子信号の処理は、図5Bに示す画素電子部品によって実行される。該画素電子部品は、一般的には、1秒につき1画素あたり100万を超えないX線束を処理することができる。入力(60)は、X線光子の吸収によって半導体画素検知器で発生する電気信号を受信する。入力信号は、プリアンプ(62)を通過して、処理に適したレベルに増幅され、次に、増幅された信号はラッチ比較器(64)に送信される。増幅された信号のエネルギーレベルが、ラッチ比較器(64)の指定する閾値より低い場合、バイナリ信号0が回路を通して送信される。バイナリ信号1は、信号エネルギーレベルが指定する閾値より上であることを示す。次に、バイナリ信号は、バイナリカウンタとして機能するシフトレジスタ(68)に保存される。シフトレジスタの示す読み値は、他の画素のシフトレジスタからのものと共に順次取り込まれ、次いでこの情報は画像を生成するために使用される。照射される被写体を示す正確な画像を得るために、各々が異なる閾値を有する複数のラッチ比較器(64)を、並列に接続するとよい。これにより、各々の範囲のエネルギーインターバルに吸収されたX線の量が同時に記録され、最適なエネルギー範囲を画像処理により決定する際に考慮されることにより、照射される被写体の最適な画像が得られる。画像のコントラストは、様々な組織の相対的な吸収力に依存しており、組織の相対的な吸収力は、X線エネルギーに依存することから、エネルギーの選択により所定の組織のコントラストを最適化することができる。エネルギー選択システムの概略図を図6に示す。

#### 【0064】

エネルギー選択原理を使用することにより、最も鮮明な画像を得るために、より低いスペクトルエネルギーが必要なのか、それともより高いスペクトルエネルギーかを識別することができる。画像形成に使用されるエネルギー範囲の変更による結果を、異なるエネルギーで得られる異なるコントラストの例として、図7Aおよび図7Bに示す。図7Aの被写体は2個のサクランボであったが、その画像は、25~60keVのエネルギー範囲のX線を用いてサクランボを画像化することによって得られ、図7Bのサクランボの画像は、25~35keVのエネルギー範囲を用いて画像化することによって得られた。これらの画像から、エネルギー選択の結果、軟組織から硬組織のコントラストが変化し、この場合、低い方のエネルギースペクトルが最適であることが分かる。

#### 【0065】

また、本発明は、画像を得るために要求される被写体への照射が1回だけでよく、そのためX線処理が高速化されるという効果を有する。さらに、明瞭な画像を得るために要求される線量を低下しうる効果も有する。単一線量X線、GaAsなどの化合物半導体の使用、およびエネルギー選択原理の組合せは、線量が公知のX線検知器で使用される線量の一

般的に20分の1になることを意味する。たとえば、図8Aおよび図8Bに示すように、本発明を使用するば、子供の歯の画像（図8A）を得るために、 $-35\mu\text{g y}$ の線量が必要である。図8Bは、市販のシンチレータ被覆CCDシステム（Sens-A-Ray）を使用して、 $-980\mu\text{g y}$ の線量を用いて得られたものである。的確な要求線量は、エネルギー選択原理を使用して、コントラストを最適化することができるように、各エネルギー範囲に該当するX線の量を識別することによって見出される。

#### 【0066】

さらに、造影剤を使用する必要性が完全に排除されないとしても、低減される点で有利である。典型的な現行X線処理では、 $300\sim 400\text{mg/ml}$ の造影剤が必要であるが、検知器プレート（10）を使用することにより、造影剤を使用する必要性が除去される。適切なエネルギー選択を行うだけで、ほとんどの場合において、効率的なコントラストが得られる。

#### 【0067】

X線検知器を使用することによって、被写体をリアルタイムで視覚分析しうる画像システムが提供される。これは、パルスX線発生装置を用いて、または被写体を連続的に照射することにより、達成される。心臓病専門医の視覚分析のための要件を満たすために、検知器の読出しは1秒未満の画像間隔を達成する必要がある、解像度は少なくとも $31\text{p/mm}$ でなければならない。

#### 【0068】

図9は、該構成において画素検知器として使用しうるモノリシック画素構造の概略的構造を示す。光子によって発生した電気信号が、検知器に埋め込まれた電極、この場合p型集電極に向かって移動することが分かる。次に、発生した電気信号は電子部品内で処理され、X線のエネルギー選択情報を付与する。このシステムは、電気信号の処理が画素検知器内で実行されるという効果を有する。現在、この構成は半導体画素検知器としてシリコンを使用した場合のみ可能であるが、同様の原理をガリウム砒素にも適用することが見込まれる。

#### 【0069】

図10に、画素検知器構成の別の構成を示す。検知器構成（60）は、半導体基板（64）の上側面に細片の形で形成された複数のアルミニウム電極（62）を有する。半導体基板の底面には、複数の逆バイアスpn接合電極（66）が細片の形で形成され、上側面に形成されたものに対して直交方向に配置される。X線光子が検知器に入射すると、上側電極（62）で検知され、かつ、下側電極（66）でも検知される。上側電極と下側電極の交点で電気信号が形成され、これは入射光子の位置を示す。上述したように、光子のエネルギーも検知される。これらの信号から、照射された被写体の画像を再生することができる。

#### 【0070】

この医療用画像処理システムは、人間または動物に血管造影法を実行するのに適している。その理由は、選択可能なX線エネルギーの制限範囲内において、同時に複数の画像をデジタルX線撮影することを可能とする光子計数検知器を使用するためである。このようなエネルギー選択により、あらゆる種類の組織のコントラスト分解能の向上が可能となり、かつ、これによりデジタル減算技術における二重の放射線線量を回避し、ほとんどの場合において、造影剤の必要性も排除する。該画像システムは、 $50\text{keV}$ を超えるエネルギー範囲で効率的に作動し、さらに要求される放射線量を低減することができるので、血管造影法に特に適している。公知のシステムはこのエネルギー範囲では効率が低い。

#### 【0071】

本発明の範囲から逸脱することなく、種々の改変を施すことができる。たとえば、電気回路（14）は、代替的に既存の大規模集積チップまたはカスタムASICとすることができる。半導体検知器の材料をシリコンとすることができ、あるいは、GaAsなどのIII～V族の半導体材料とすることもでき、さらにはテルル化カドミウム、CdZnTeなどとすることもできる。CO<sub>2</sub>に基づくものなど、現在開発中の攻撃性の低い造影剤を使用

することができる。現行システムにおける解像度が、ヨウ素をベースとする造影剤より低いために、現在、あまり使用されていないこれらの低毒性の造影剤は、本システムでより効果的に使用される。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明の実施例に係る、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムを示す。

【図2】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムのX線検知器の部分断面図である。

【図3A】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムの検知チップおよび読出しチップの構成を示す概略図である。

【図3B】図2に示したX線検知器を示す概略図である。

【図4】図2のX線検知器の単一画素検知器を示す概略断面図である。

【図5A】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムに使用する、画素配列を有する読出し回路の構成を示す概略図である。

【図5B】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムに使用する、画素検知電子機器の回路図である。

【図6】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムにおいて実行される、エネルギー選択プロセスを示す概略図である。

【図7A】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムを用いた、所定のエネルギー選択レベルで達成された画像を示す。

【図7B】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムを用いた、図7Aとは別のエネルギー選択レベルで達成された画像を示す。

【図8A】図1に示した、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した医療用画像処理システムを用いて得られた画像を示す。

【図8B】公知の医療用画像処理システムを用いて得られた画像を示す。

【図9】本発明に係る、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した、別の医療用画像処理システムに係る画素検知器を示す概略断面図である。

【図10】本発明に係る、人間または動物に対する血管造影法を実行するために使用するのに適合した、さらに別の実施例に係る交差マイクロストリップ検知器を示す断面図である。

【符号の説明】

【0073】

2 X線発生装置

4 医療用画像処理システム

10 X線検知器プレート

12 半導体画素検知器

13 画素読出しセル

14 整合層

15 画素読出し集積回路（ROIC）

16 制御およびデータ収集回路

17 制御トラック

18 はんだバンプ

20 半導体ウェハチップ

22 画素

2 3 S i または G a A s 層  
2 5 電 極  
5 0 画 素  
5 1 行 バス  
5 2 列 バス  
6 2 プリアンプ  
6 4 ラッチ比較器  
6 8 シフトレジスタ

## 【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | International Application No.<br>PCT/GB 02/00549                 |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------|
| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b><br>IPC 7 G01T1/24 G01T1/29                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b><br>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>IPC 7 G01T                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)<br>EPO-Internal, WPI Data, INSPEC, PAJ                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| Category *                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | Relevant to claim No.                                            |
| X                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | GB 2 289 983 A (SIMAGE OY)<br>6 December 1995 (1995-12-06)<br><br>abstract<br>page 4, line 36 -page 5, line 13<br>page 5, line 23 - line 28<br>page 7, line 5 - line 22<br>page 8, line 7 - line 11<br>page 8, line 27 - line 29<br>page 11, line 28 -page 12, line 4<br>page 12, line 29 -page 13, line 5<br>page 14, line 16 - line 28<br>page 16, line 15 - line 35<br>page 25, line 29 - line 34<br>page 40, line 35 -page 41, line 20<br>page 44, line 1 -page 45, line 7 | 1-9, 12,<br>13,<br>19-22,<br>29-33                               |
| A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | ---<br>---                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 27, 28                                                           |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| * Special categories of cited documents:<br>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance<br>*E* earlier document but published on or after the international filing date<br>*L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)<br>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means<br>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed<br>** later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention<br>*X* document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone<br>** document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art<br>*A* document member of the same patent family |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                  |
| Date of the actual completion of the international search<br>3 June 2002                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | Date of mailing of the international search report<br>11/06/2002 |
| Name and mailing address of the ISA<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 LV Rijswijk<br>Tel: (+31-70) 540-2040, Tx: 31 651 epo nl<br>Fax: (+31-70) 540-3016                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | Authorized officer<br>Datta, S                                   |

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/GB 02/00549

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                                                                                                                                                                                                    | Relevant to claim No.                               |
|------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|
| X          | US 5 802 138 A (GLASSER FRANCIS ET AL)<br>1 September 1998 (1998-09-01)                                                                                                                                                                                                                                                               | 1-3, 8,<br>12, 13,<br>19-22,<br>29, 33<br>7, 24, 30 |
| A          | abstract<br>column 2, line 36 -column 3, line 14<br>column 3, line 61 -column 4, line 67<br>column 5, line 16 - line 25<br>figures<br>---                                                                                                                                                                                             |                                                     |
| A          | GB 2 265 753 A (COMMISSARIAT ENERGIE<br>ATOMIQUE) 6 October 1993 (1993-10-06)<br>abstract<br>page 4, line 23 -page 6, line 12<br>page 6, line 22 -page 7, line 6<br>page 7, line 19 - line 23<br>page 8, line 12 - line 17<br>page 10, line 1 - line 25<br>page 13, line 1 - line 7<br>page 16, line 23 - line 27<br>figures<br>----- | 1, 2,<br>16-19                                      |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
 information on patent family members

 International Application No.  
 PCT/GB 02/00549

| Patent document<br>cited in search report |   | Publication<br>date |    | Patent family<br>member(s) |  | Publication<br>date |
|-------------------------------------------|---|---------------------|----|----------------------------|--|---------------------|
| GB 2289983                                | A | 06-12-1995          | GB | 2289979 A                  |  | 06-12-1995          |
|                                           |   |                     | GB | 2289981 A                  |  | 06-12-1995          |
|                                           |   |                     | AT | 172343 T                   |  | 15-10-1998          |
|                                           |   |                     | AU | 691926 B2                  |  | 28-05-1998          |
|                                           |   |                     | AU | 2672095 A                  |  | 21-12-1995          |
|                                           |   |                     | CA | 2191100 A1                 |  | 07-12-1995          |
|                                           |   |                     | DE | 69505375 D1                |  | 19-11-1998          |
|                                           |   |                     | DE | 69505375 T2                |  | 08-04-1999          |
|                                           |   |                     | DK | 763302 T3                  |  | 23-06-1999          |
|                                           |   |                     | WO | 9533332 A2                 |  | 07-12-1995          |
|                                           |   |                     | EP | 0763302 A2                 |  | 19-03-1997          |
|                                           |   |                     | EP | 0854643 A2                 |  | 22-07-1998          |
|                                           |   |                     | EP | 0854644 A2                 |  | 22-07-1998          |
|                                           |   |                     | EP | 0853427 A2                 |  | 15-07-1998          |
|                                           |   |                     | EP | 0854639 A2                 |  | 22-07-1998          |
|                                           |   |                     | ES | 2123991 T3                 |  | 16-01-1999          |
|                                           |   |                     | FI | 964728 A                   |  | 02-12-1996          |
|                                           |   |                     | HK | 1014819 A1                 |  | 18-08-2000          |
|                                           |   |                     | IL | 113921 A                   |  | 15-04-1997          |
|                                           |   |                     | JP | 10505469 T                 |  | 26-05-1998          |
|                                           |   |                     | NO | 965104 A                   |  | 03-02-1997          |
|                                           |   |                     | NZ | 287868 A                   |  | 24-04-1997          |
|                                           |   |                     | US | 5812191 A                  |  | 22-09-1998          |
|                                           |   |                     | US | 6035013 A                  |  | 07-03-2000          |
|                                           |   |                     | US | 2001002844 A1              |  | 07-06-2001          |
|                                           |   |                     | GB | 2289980 A                  |  | 06-12-1995          |
| <hr/>                                     |   |                     |    |                            |  |                     |
| US 5802138                                | A | 01-09-1998          | FR | 2745640 A1                 |  | 05-09-1997          |
|                                           |   |                     | EP | 0795763 A1                 |  | 17-09-1997          |
| <hr/>                                     |   |                     |    |                            |  |                     |
| GB 2265753                                | A | 06-10-1993          | FR | 2689684 A1                 |  | 08-10-1993          |
|                                           |   |                     | DE | 4310622 A1                 |  | 07-10-1993          |
| <hr/>                                     |   |                     |    |                            |  |                     |

フロントページの続き

(51)Int.Cl.<sup>7</sup> F I テーマコード (参考)  
H O 4 N 5/32 H O 1 L 27/14 F

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 カリア, マリオ, レイモンド

フランス国, シャマリエール, エフー 6 3 4 0 0, アヴニユ ドゥ ヴィラルール, 1 2 テール

(72)発明者 スミス, ケンウェイ, モンゴメリー

イギリス国, ジー 6 2 7 ディージェイ, グラスゴー, ミルンガヴィー, ハンター ロード 5 9

F ターム(参考) 2G088 EE01 FF02 GG21 JJ05 KK01 KK11

4C093 AA24 DA02 EB13 EB17

4M118 AA10 AB01 BA19 CB02 GA10 HA31

5C024 AX11 CX41 GX03 HX31

5F088 AA02 AB02 AB07 BA01 BA20 BB07 DA01 EA04 FA05 GA05

KA08 LA08